

Influence du style d'appui au sol sur les capacités de pliométrie et l'économie de course

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

Manuel Rudaz

à

l'Université de Fribourg, Suisse

Faculté des sciences

Département de médecine

en collaboration avec la
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent

Prof. / Dr. Wolfgang Taube

Conseiller

Dr. Jan Ruffieux

Fribourg, 2019

Table des matières

Résumé	3
1 Introduction	4
1.1 Objectif d'étude	7
1.2 Style d'appui avant-pied versus appui talon	8
1.3 Pliométrie.....	11
1.4 Mesure de la stiffness passive	14
1.5 Mesure de leg stiffness et verticale stiffness	15
1.6 Mesure de performance et de RE	17
2 Méthodes	19
2.1 Population.....	19
2.2 Déroulement	20
2.3 Stiffness passive des jambes.....	20
2.4 Stiffness verticale des jambes lors de sauts	21
2.5 Stiffness verticale et stiffness des jambes en course	22
2.6 Économie de course et consommation d'oxygène maximale.....	23
2.7 Récolte de données et analyses.....	24
2.8 Statistiques.....	24
3 Résultats	25
3.1 Comparaison des groupes.....	25
3.2 Corrélations	27
4 Discussion	29
4.1 Passive stiffness et hoppings	29
4.2 Overground stiffness et RE sur tapis	31
4.3 Influence du poids corporel	33
4.4 Biais supplémentaires aux résultats de stiffness liés à la méthodologie.....	34
4.5 Prévention des blessures et influence de la chaussure.....	36
5 Conclusion.....	39

Bibliographie	40
Remerciements	47

Résumé

La pliométrie a un rôle important dans la biomécanique de la foulée en course à pied, influençant la performance des athlètes, leur économie de course ou encore leur santé physique. Si de meilleures capacités élastiques des membres inférieures (de l'anglais, stiffness) amélioreraient ces paramètres, des chercheurs ont également énoncé qu'un meilleur appui au sol, par l'avant-pied, à l'instar de l'appui talon, favoriserait plusieurs paramètres biomécaniques ayant une influence positive sur l'économie de course et la performance.

L'intérêt de cette étude a été de différencier des coureurs de fond de haut niveau suivant leur style d'appui (groupe avant-pied et groupe talon) et leurs résultats de stiffness lors de plusieurs tests. Les 26 participants de l'étude (16 avant-pieds et 10 talons) ont été mesurés sur leur stiffness passive, déterminant la structure musculo-tendineuse des mollets, leur stiffness verticale, représentant leur réactivité maximale au sol lors de sauts verticaux (hoppings), et leurs stiffness verticale (OVS) et stiffness des jambes (OLS) lors d'une mise en condition réelle de course (overground). En fin d'expérience étaient réalisés des tests sous-maximaux d'économie de course sur tapis à 12 et 15 km/h ainsi qu'un test d'effort, dans le but de déterminer le niveau de performance des athlètes et d'établir un lien entre l'économie de course, la stiffness et le style d'appui des coureurs.

Nos résultats n'ont pas démontré de différences entre les deux groupes pour la stiffness passive ($p=0.85$) et pour la stiffness verticale lors des hoppings ($p=0.39$). En condition overground, les OVS et OLS des coureurs avant-pied étaient meilleures que pour les coureurs talon, respectivement non-significative ($p=0.16$) et significative ($p=0.03$). Pour l'économie de course, aucune différence significative n'a été constatée, bien que les groupes avaient des niveaux de performances similaires. Enfin, des liens entre différents paramètres ont pu être constatés, notamment entre la stiffness passive et la OLS, avec un coefficient de corrélation de 0.66. Le poids des coureurs a également pu être mis en lien avec la stiffness passive ($r=0.50$) et la OVS ($r=0.64$). En revanche, aucun lien n'a pu être établi entre les valeurs de stiffness et l'économie de course.

La stiffness apporte en conclusion aux coureurs avant-pied une meilleure réactivité au sol pendant la course. La tendance vers un appui avant-pied semblerait être avantageuse et plus préventive des blessures. Néanmoins, il ne semblerait pas influencer suffisamment l'économie de course de coureurs de haut niveau.

1 Introduction

Lors de marathons et de courses à pied de longue distance, les athlètes recherchent la meilleure économie de course (RE : running economy) possible dans le but de maintenir dans la durée un rendement et une performance maximale (Moore, 2016). La RE d'un coureur se définit par ses capacités physiques et techniques et son aptitude à courir à une vitesse définie avec une consommation minimale d'oxygène (di Prampero, Atchou, Brückner, & Moia, 1986). Il s'agit d'une valeur intéressante à analyser pour la représentation du niveau de performance liée à la discipline de la course à pied. Un athlète aux aptitudes physiques très bonnes peut par exemple être moins performant qu'un athlète plus faible mais possédant une technique de course meilleure et plus économique, plus rentable en terme de consommation d'oxygène (VO_2 ; Billat & Koralsztejn, 1996). Ces deux aspects, physique et technique, sont essentiels pour une RE et une performance optimale. Le style de course et la problématique de la pose du pied idéale sont encore très controversés quant à une éventuelle influence bénéfique ou non de la RE. Plusieurs paramètres biomécaniques ont déjà démontré un avantage à courir avec un style d'appui avant-pied : des impacts et une force de réaction au sol plus faibles (Lieberman et al., 2010), une fréquence de pas plus élevée, des temps de contact au sol plus courts (Moore, 2016). L'effet du style de course et de la prise d'appui au sol en vue d'une optimisation de la RE est envisageable étant donné les paramètres biomécaniques mis en jeu. Lors d'une prise d'appui talon, la jambe reste plus longtemps en extension avant le contact au sol, la flexion du genou est ensuite plus prononcée tout au long de la phase de soutien. On prédit ainsi qu'une plus grande activité musculaire sera engagée, entraînant une VO_2 plus grande par unité de temps (O. Anderson, 2013). En désaccord avec les hypothèses de Anderson, une expérience menée par des chercheurs du Colorado proposait une intervention technique de 12 semaines selon la méthode « Pose »[®] prônant un appui avant-pied. Les coureurs avaient finalement péjoré leur RE de 8 % (Dallam, Wilber, Jadelis, Fletcher, & Romanov, 2005). D'autres études ont également montré que la RE était influencée négativement à court terme par un changement de style et un exercice forcé avec un style avant-pied (Gruber, Umberger, Braun, & Hamill, 2013; Hamill, Gruber, & Derrick, 2014).

Les débats sont nombreux autour du sujet et les avis divergent concernant l'hypothèse d'une foulée idéale et applicable à chaque coureur, la meilleure prise d'appui, la plus performante ou la plus sécuritaire. La foulée est-elle finalement le point clé d'une meilleure performance ? L'homme a-t-il besoin d'apprendre, ou de réapprendre, à courir ? Le développement des chaussures maximalistes, dites technologiques, n'a-t-il pas « désadapté » le coureur en lui

offrant un tel confort que, sans ce dernier, il serait dès lors incapable de courir quelques kilomètres sur un terrain dur sans voir apparaître rapidement des douleurs musculaires et articulaires ?

Des auteurs francophones, de la Suisse et la France en passant par le Maroc et le Québec, ont largement abordé le sujet en 2017 lors d'une conférence à Grenoble (therunningclinic, 2017) en présentant chacun leurs propres concepts de la technique de course. Faits intéressants, les quatre scientifiques avaient les mêmes idées principales en faveur d'un appui avant-pied ; cependant, ils étaient tous en désaccord à l'égard de détails biomécaniques. La principale raison avancée est la prétention d'une pose du pied unique et optimale, quel que soit le coureur. Elle est toutefois impossible à déterminer tant la diversité humaine est grande. Les sujets biomécaniques relatés lors de la conférence tels que les différents styles d'appui, la stiffness (de l'anglais : raideur, rigidité) des jambes ou la RE sont repris dans les chapitres suivants.

La pliométrie est le sujet principal de cette étude. Il s'agit d'un type de contraction mettant en œuvre les régimes de contraction musculaire excentrique, isométrique et concentrique : le muscle est pré-activé et s'étire lors de l'appui au sol, il reste en tension en gardant sa longueur lors de l'amortissement, puis se raccourcit lors de la propulsion (Cavagna, Saibene, & Margaria, 1964). Ce phénomène correspond à chaque pas en course à pied car les contacts au sol sont suffisamment courts : entre 150 et 250 ms (Nicol, Avela, & Komi, 2006). Le terme approprié définissant la contraction pliométrique vient de l'anglais « stretch shortening cycle » (SSC ; O. Anderson, 2013) ; il caractérise ainsi la capacité élastique d'un muscle et sa capacité à emmagasiner de l'énergie et à la restituer au système. La pliométrie est décrite plus précisément au chapitre 1.3.

La leg stiffness (LS, de l'anglais : raideur des jambes) est étroitement liée au SSC et servirait à déterminer, selon Maloney (2018), l'énergie élastique des muscles. En lien avec la performance, meilleurs seraient la pliométrie et le SSC, et meilleure serait la LS. L'énergie élastique restituée permettrait alors d'avancer tout en réduisant la sollicitation du métabolisme. La LS est quantifiable et indirectement indicatrice de la RE. En effet, cette dernière ainsi que les coûts énergétiques (EC : energy cost of running) se distinguent par les capacités pliométriques dans le sens où le stockage d'énergie élastique des muscles fléchisseurs de la cheville permet un rendement plus élevé (T. Anderson, 1996). Selon Cavagna et al. (1964), la VO_2 d'un coureur à une vitesse définie serait 30 à 40 % plus élevée sans l'énergie élastique des muscles de la jambe. L'énergie libre rendue disponible lors de la contraction excentrique des muscles, c'est-à-dire la pose du pied et le freinage au sol, est en quelque sorte gratuite et stockée par les capacités

d'élasticité et d'étirement des muscles pour ainsi minimiser les demandes en énergie métabolique.

En compléments à ces énoncés et selon Fletcher et MacIntosh (2018b), les EC développés par le triceps sural lors des rebonds au sol tiennent une part importante du coût métabolique total d'un coureur. Les auteurs ont démontré en particulier qu'une meilleure stiffness des triceps suraux, de même que le poids corporel, était liée à l'EC du coureur. Dans une étude expérimentale précédente (Fletcher, Esau, & MacIntosh, 2010), les auteurs avaient comparé la stiffness du tendon d'Achille et du triceps sural après un entraînement spécifique de pliométrie. Les résultats n'avaient pourtant pas démontré de changements, que ce soit dans la stiffness ou pour les EC des coureurs entraînés. Spurrs, Murphy et Watsford (2003) avaient pour leurs parts démontré une augmentation de la performance sur 3 km après un entraînement en pliométrie de 6 semaines, sans changer la VO_2 max des athlètes évalués. Fletcher et al. (2018a) ont aussi cherché l'influence de la fatigue sur la stiffness des triceps suraux et sur les EC. Après 90 minutes d'effort continu à haute intensité, la stiffness diminuait, augmentant conjointement les EC des triceps suraux et les EC totaux. Même constat pour Hayes et Caplan (2014) pour qui la LS des coureurs diminuait plus la fatigue s'installait, péjorant la performance et la RE. La stiffness aurait ainsi un rôle important dans la RE de coureurs et leur performance sur longue distance.

Si ces études sur l'entraînement en pliométrie et l'interaction avec la fatigue musculaire démontrent une tendance vers un apport bénéfique de la stiffness, il serait envisageable de penser qu'un entraînement plus strict – ou à long terme – permette également d'améliorer la stiffness des coureurs et leur RE. Le style de course pourrait alors être un facteur influençant la stiffness, dans le sens où la biomécanique et la technique assureraient aux coureurs avant-pied un changement dans leurs caractéristiques musculaires avec un emploi au niveau des membres inférieurs différent et plus marqué que chez des coureurs ayant un appui talon. À l'image de la différence de stiffness entre des athlètes entraînés et des athlètes non-entraînés (Ueno et al., 2018), la course avant-pied pratiquée couramment correspondrait à un entraînement pliométrique intervenant à long terme dans la répartition des fibres musculaires des triceps suraux et ainsi dans leur stiffness passive, à savoir la rigidité du muscle au repos et ses caractéristiques structurelles. Partant de cette hypothèse, des scientifiques japonais ont mis en lien les capacités élastiques des structures musculo-tendineuses des mollets avec la performance, le niveau des athlètes et le style de course de coureurs de haut niveau (Kubo, Miyazaki, Shimoju, & Tsunoda, 2015; Kubo, Miyazaki, Tanaka, Shimoju, & Tsunoda, 2015; Kubo, Miyazaki, Yamada, et al., 2015). Ils ont observé des résultats divergents entre leurs

expériences, car la stiffness passive des fléchisseurs plantaires évaluée chez des coureurs de haut niveau était meilleure pour les coureurs plus lents sur 5000 m, mais restait meilleure pour des athlètes entraînés en comparaison à des athlètes non-entraînés. Enfin, la stiffness mesurée au tendon d'Achille ainsi que sa structure n'étaient pas liées ni influencées par le style de course d'athlètes de niveau équivalent. Des résultats opposés ont été obtenus dans les travaux de Lussiana et al. (2017), pour qui cette fois-ci la LS était meilleure pour les coureurs « aériens », avec un style avant-pied, mais sans pour autant améliorer leur RE. Des limitations d'étude sont néanmoins à prendre en considération, puisque le niveau de performance des athlètes était dans cette dernière étude uniquement comparé grâce à la VO_2 max des athlètes et à leur vitesse maximale sur tapis, toutes deux définies comme étant des indicateurs moyens de la performance (O. Anderson, 2013).

Beaucoup d'auteurs émettent encore des avis contradictoires concernant le meilleur style de course associé à la RE (Moore, 2016). Il convient de porter une grande attention aux méthodologies employées, car beaucoup d'expériences présentent des résultats intéressants, mais n'ont pas de points de comparaison identiques entre elles. Il conviendra pour notre étude de déterminer quelles méthodes sont les plus appropriées afin de déterminer la stiffness et la RE. En résumé, on peut penser que la stiffness des membres inférieurs améliore d'une part la performance et la RE, et d'autre part qu'elle serait avantagée par un style d'appui avant-pied.

1.1 Objectif d'étude

Le but de l'étude était de mesurer de 3 manières différentes la stiffness des membres inférieurs de coureurs d'endurance de haut niveau, en fonction de leur style de course, avant-pied ou talon. Après réflexion et analyses des résultats de la revue de Maloney et Fletcher (2018), la première forme était passive (de l'anglais : passive stiffness), la deuxième s'effectuait au travers de hoppings (de l'anglais : sauts verticaux continus) et la dernière méthode proposait une mesure en condition réelle de course à pied. En addition à ces mesures, des tests-sous maximaux sur tapis de course étaient réalisés afin de déterminer la RE et les EC de chaque coureur. Un test incrémental maximal concluait les tests et déterminait le niveau des athlètes suivant leur vitesse à VO_{2max} .

Suivant leur style naturel de course, les coureurs étaient séparés en deux groupes : prise d'appui avant-pied ou par le talon. Il s'agissait alors de comparer les valeurs obtenues pour les différents paramètres et de déterminer une différence hypothétique entre les 2 groupes. Enfin, la stiffness a été comparée à la RE, le but étant de trouver une corrélation entre ces deux paramètres. Les autres variables manipulées étaient également analysées avec le même objectif.

L'hypothèse de notre étude serait, finalement, que les coureurs avant-pied aient une meilleure stiffness par rapport au groupe talon, ils auraient ainsi de meilleures capacités de pliométrie et de RE, en particulier dans un environnement dur telles que les routes des marathons.

Les ambitions principales d'une course avant-pied sont de déterminer une RE avantageuse, de par ses paramètres cinématiques et l'effet freinateur réduit, un meilleur rendement, par des temps de contact au sol plus courts et une fréquence de foulée plus grande, et enfin une technique qui réduirait substantiellement le risque de blessure, en diminuant les impacts directs sur les articulations – notamment sur le talon, le genou et la hanche.

Dans les chapitres suivants sont présentées tout d'abord les différences entre les styles de course en terme de biomécanique, des différences dans les phases de la foulée ainsi que des forces d'impact au sol. Puis sont développés précisément la pliométrie et son effet au niveau des muscles des mollets, régissant les stiffness des coureurs. La RE est ensuite développée plus profondément, avec les méthodes de mesures de consommations d'oxygène et les interactions avec les mesures de stiffness et du style de course. Les méthodes de stiffness employées pour notre expérience sont enfin décrites en accord avec la littérature et nos ressources à l'université de Fribourg.

1.2 Style d'appui avant-pied versus appui talon

Les différentes phases de la foulée sont identiques pour chaque type de technique. Brigaud (2013) décortique les temps d'appui au sol et les divise en trois phases : la phase de prise d'appui et d'amortissement, la phase de soutien et la propulsion. L'auteur français, précurseur du style avant-pied et de l'« Empilement Articulaire Dynamique © », affirme que cette technique met en jeu des paramètres biomécaniques fondamentaux favorisant le déplacement naturel du corps humain dans l'espace. L'approche du pied au sol, sa position et celle du bassin lors de l'impact sont les principales sources de changements entre les deux techniques. Les chaînes musculaires mises à contribution sont également différentes : elles permettent de modérer les forces d'impact au sol (de l'anglais : « ground reaction force »). Enfin, la position du centre de gravité, par rapport à l'appui au sol, favoriserait le déplacement en diminuant ses oscillations verticales. Lors de la foulée, le corps subit tout d'abord une décélération, puis il est tracté, transférant le centre de gravité vers l'avant, et enfin il est propulsé (Raça, 2018). Les contraintes du poids du corps et de l'environnement extérieur obligent en quelques sortes le coureur à s'adapter, à trouver des stratégies efficaces pour d'une part être efficient, et d'autre part être protégé des blessures.

1.2.1 Phase d'appui au sol. Cette phase débute avant que le pied ne touche le sol, avec un pied en position d'approche ; puis commence la prise d'appui et l'amortissement. Elle se termine lorsque le bassin passe au-dessus du pied en appui. Lors du contact du pied avec le sol, les articulations de la hanche, du genou et de la cheville subissent une contrainte de flexion. Lors d'une prise d'appui avant-pied, les muscles principaux activés sont le grand fessier, le quadriceps et le mollet (triceps sural : soléaires et gastrocnémiens). Toute cette chaîne musculaire travaille en synergie pour une efficacité optimale. La répartition des charges s'applique conjointement du mollet jusqu'au grand fessier et diffère suivant l'angle d'approche de la prise d'appui et du style. La figure 1 image les stratégies d'amortissement et compare les styles de course avant-pied et talon. L'approche par le talon est pourtant la plus couramment utilisée depuis la croissance de popularité de la course à pied dès les années 1970 (Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013). L'amortissement principal est réalisé par le tibial antérieur, et surtout par le talon, par l'os calcanéum et l'interface amortissante de la chaussure. L'onde de choc ne dépend plus uniquement de l'anatomie du coureur mais également de son matériel, qui est un facteur exogène.

Structurellement, le mollet est plus puissant, il fait partie de la chaîne musculaire d'extension de la jambe, et son bras de levier est plus grand. Il permettra d'amortir avec plus de contrôle et de stabilité le choc induit par l'environnement et le poids corporel. En effet, cette onde de choc peut être jusqu'à 1.5 à 3 fois supérieure au poids du corps chez des coureurs talons (Lieberman et al., 2010). Il agit également sur l'articulation du genou et permet un meilleur amortissement de la force d'impact au sol (Brigaud, 2013).

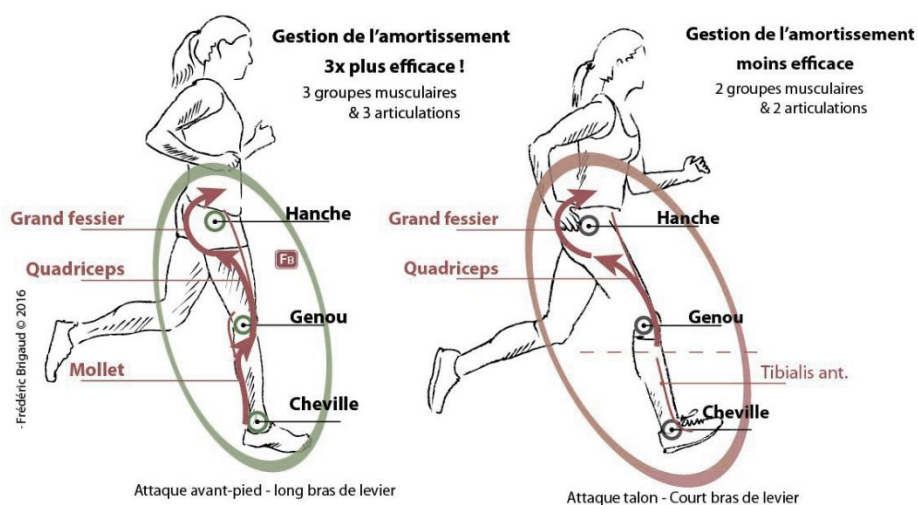


Figure 1. Représentation de l'appui avant-pied (à gauche) versus talon (à droite). Les flèches représentent la transmission de l'onde de choc dans le corps. Pour l'attaque talon, le travail excentrique et d'amortissement des mollets est négligé. (Brigaud, 2016)

Comme son appellation laisse le présager, lors d'une prise avant-pied, la pose du pied débute par l'avant du pied, c'est-à-dire par la tête des métatarsiens. Puis le pied « déroule » légèrement et dissipe la force de pression au sol de manière latérale par l'arche externe du pied, jusqu'à poser à plat le pied, le talon touchant, voire effleurant, le sol dans un laps de temps court.

En ce qui concerne l'angle d'attaque du pied par rapport au sol, l'angle en dorsiflexion de la cheville influence la surface d'appui du pied. Plus l'angle est grand, plus la surface de contact du pied avec le sol sera grande ; le talon se rapproche alors du sol. Inversement, plus l'angle est faible, plus la surface du pied en contact avec le sol sera réduite (Brigaud, 2013). Dans ce dernier cas, le phénomène a pour conséquence une augmentation de la pression au centimètre carré exercée sur une faible surface des os du métatarse, à l'avant de la voûte plantaire. L'angle d'attaque au sol détermine donc la surface d'appui du pied, la force d'impact directe sur le pied et la stabilité de l'appui qui en découle. Il convient alors d'atteindre un angle d'attaque minimum et adapté autour de 8° à 15° (Brigaud, 2016).

Le principe d'approche du sol s'applique aux coureurs « talons » : plus l'angle entre le pied et le sol est grand, avec une grande dorsiflexion de la cheville, plus la vitesse d'impact au sol va être grande et répartie sur une petite surface du talon (Nordin, Dufek, & Mercer, 2017). Les effets traumatiques sur le corps sont alors aggravés et peuvent mener à des pathologies distinctes (Zadpoor & Nikooyan, 2011). Il en va de même pour une transition brusque vers une course avant-pied ou employant des chaussures minimalistes. Les vitesses d'impact au sol provoqueraient des stress musculo-tendineux et des blessures conséquentes au niveau du mollet et du talon d'Achille (Ridge et al., 2013).

1.2.2 Phase d'amortissement et de propulsion. Dès la prise d'appui avant-pied et l'amortissement, le mollet s'étire puis se contracte lors de la propulsion. Le levier formé par la cheville et le pied a l'avantage d'avoir un angle naturel de 90° avec le tibia, ainsi son amplitude et son orientation facilitent les mécanismes des deux phases (Allard & Blanchi, 2000).

Suivant la force et le style du coureur, la fin de la phase d'appui admet que le talon entre un court instant au contact du sol. Cela permet de relâcher brièvement la tension du mollet et altère peu les capacités élastiques des muscles, tant que le contact du talon au sol reste bref. Plus la tension dans le muscle est conservée, meilleur sera le potentiel élastique emmagasiné et retransmis lors de la contraction concentrique et la propulsion. C'est l'effet de la pliométrie ; la réactivité au sol est améliorée et le temps d'appui au sol diminué. Pour résumer, le mollet a deux fonctions selon Brigaud (2013) : amortir la composante de force verticale et récupérer

l'énergie potentielle, puis rendre cette énergie lors de la propulsion dans l'axe horizontale (sens du mouvement). Pour cela, l'angle de propulsion s'approche de l'angle théorique idéal des lancers, c'est-à-dire 45° . La position du centre de gravité, trouvant son centre au niveau du bassin, joue un rôle important dans l'efficacité du mouvement. Par une position plus avancée du bassin, la pose du pied s'effectue très proche sous le centre de gravité, réduisant ainsi l'énergie perdue à cause du frein et de la traction du corps vers l'avant et de la jambe vers l'arrière. Cet effet se retrouve encore dans la position du tibia lors de l'appui : soit perpendiculaire au sol, soit incliné vers l'arrière, il permet de limiter le frein au déplacement et l'impact au sol. Au contraire d'un appui talon, la pose du pied est plus éloignée devant le bassin, l'énergie de traction, de transfert du bassin par-dessus la jambe, sera en conséquence plus importante (Raça, 2018). L'objectif économique et performant est d'amener donc la prise d'appui en avant ou en dessous du centre de gravité (CdG). Avec une prise d'appui par le talon, la jambe vient en avant du CdG et est en position tendue. Cela va avoir pour effet de freiner le mouvement et de surcharger l'onde de choc au niveau du genou et du quadriceps. De plus, l'affaissement du bassin engendre un mouvement vertical plus grand qu'avec une foulée avant-pied.

1.3 Pliométrie

Suite à des scandales présumés de dopages mécaniques, l'« International Association of Athletics Federations » (IAAF) et Brüggemann (2008) avaient comparé le rendement mécanique des prothèses tibiales en lame de carbone de l'athlète paralympique Oscar Pistorius. L'étude démontra une augmentation de 30% de rendement mécanique en comparaison au rendement des chevilles de patients valides contrôles. De manière implicite, on remarque que les muscles du mollet perdent de l'énergie mécanique face à des lames en carbone beaucoup plus rigides. Cependant, selon les calculs de Brigaud (2013), les mollets restituent tout de même à hauteur de 58,6% d'énergie potentielle. Ce phénomène se produit principalement grâce au SSC, décrit en figure 2.

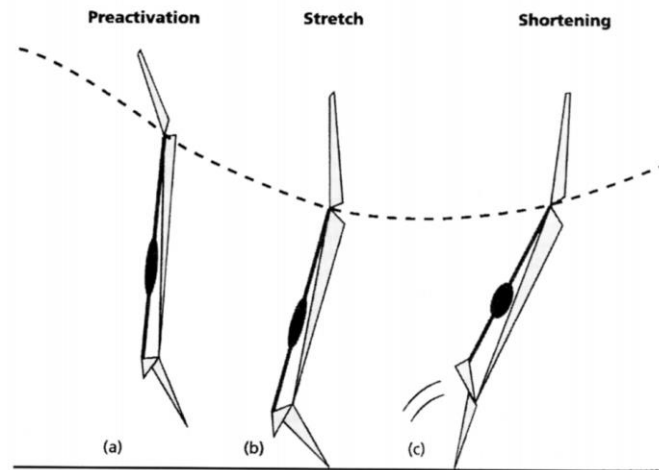


Figure 2. Représentation du cycle d'étirement – raccourcissement. Tant en course à pied que lors de sauts, le corps subit des forces d'impacts importantes au contact au sol. Pour se prévenir et mieux réagir face à ce stress, le muscle est pré-activé avant le contact au sol du pied (a), permettant d'amortir la chute en s'étirant et de recevoir l'énergie de l'impact au sol (b). Le muscle se contracte enfin en se raccourcissant et l'énergie stockée offre une force propulsive supplémentaire (c) (Komi, 1984).

1.3.1 Stockage d'énergie élastique. Le concept de stockage d'énergie est similaire à un élastique étiré puis relâché. Chez l'homme, les tendons liés aux muscles sont les premiers sites de stockage d'énergie. Le tendon étiré ne pouvant pas être contracté volontairement, le muscle doit être pré-activé et resté en tension durant la phase excentrique et l'amortissement afin de procurer au tendon l'énergie isométrique lorsqu'il est étiré (Lichtwark & Wilson, 2007). Lors de la propulsion, le muscle se contracte et le tendon restitue l'énergie jusqu'à retrouver sa longueur initiale. La stiffness des muscles est dès lors importante pour le SCC, car sans cette dernière, l'effet « ressort » serait perdu.

Le SCC a encore été démontré par l'activité musculaire électrique des gastrocnémiens, mesurée par électromyographie (EMG) (Grabiner, 1993, cité d'après O. Anderson, 2013; Nicol et al., 2006). Précisément, l'activité EMG était très peu présente lors de la dernière moitié de la phase d'appui, voire inexistante à la fin de l'appui. En revanche, son activité était forte pendant la phase de vol et l'approche du contact au sol, le muscle se rigidifiant pour absorber de la meilleure manière l'énergie potentielle. Conjointement, l'activité du tibial antérieur était forte pendant la dorsiflexion et servait surtout à stabiliser la cheville et éviter une rotation lors de l'amortissement, en prévention également d'une blessure à la cheville. Aucune activité de ce muscle n'était décelée lors de la propulsion. Des propos de Anderson résumant le mouvement de la foulée (2013, p. 74) : « Let it happen... nothing should be blocking the strong forces of the gastrocnemius to achieve toe-off and get the body flying forward. ».

1.3.2 Modèle neurophysiologique. Les muscles et les tendons contiennent des récepteurs sensoriels, responsable de la proprioception et des informations envoyées au cerveau. Lorsqu'un muscle est étiré, les fuseaux neuromusculaires provoquent un réflexe afin de se préserver d'une élongation trop grande et d'une blessure. Ce réflexe permet de recruter plus de fibres musculaires induisant une contraction concentrique plus grande, ce qui expliquerait l'effet bénéfique du SCC (Butler, Crowell, & Davis, 2003). Ces énoncés sont cependant en contradiction avec des expériences de sauts n'ayant démontré aucun changement d'activité musculaire après un pré-étirement ou sans pré-étirement (Kubo et al., 2007).

Simultanément, les organes de Golgi des tendons provoquent un réflexe inhibiteur en réponse à un étirement démesuré et un contre-effet à l'excitation déclenchée par les fuseaux neuromusculaires (Zatsiorsky & Kraemer, 2006). Ces organes de Golgi ont tendance, en conclusion, à empêcher la stiffness des muscles et réduire l'effet du SCC lorsque le risque de blessure et l'étirement sont jugés trop grands (Turner & Jeffreys, 2010). Une étude a par ailleurs montré qu'un entraînement en pliométrie de 4 mois permettait de désinhiber l'effet des organes de Golgi et augmentait la pré-activation et la stiffness des muscles et tendons extenseurs de la jambe avant le contact au sol et les sauts (Kyrölänen, Komi, & Kim, 1991). Il reste malgré tout encore difficile d'établir avec exactitude si l'effet du SCC proviendrait des propriétés mécaniques et structurelles des muscles ou d'une adaptation neuronale, ou encore d'une association étroite et complexe entre ces deux aspects.

1.3.3 État actif et délai électromécanique. Pendant le SSC, l'état actif se définit comme le moment où la plus grande force est développée, c'est-à-dire pendant la phase excentrique et l'amortissement et avant la contraction concentrique (Turner & Jeffreys, 2010). Comme l'impulsion finale résulte du produit entre la force emmagasinée pendant les phases mentionnées précédemment et le temps de ces phases où la force est produite, une augmentation de force et de durée des phases excentriques et d'amortissement permettrait une meilleure impulsion. L'état actif est considéré comme le facteur le plus important dans la production de force du SSC en intervenant avant la contraction concentrique.

Le délai électromécanique (EMD) influence pour sa part le SCC négativement, car la production de force mécanique n'est pas disponible instantanément après la génération de force (Bobbert, Gerritsen, Litjens, & Soest, 1996). Les facteurs influençant l'EMD proviendraient du système nerveux central et de sa transmission par stimulations aux muscles, notamment par les

potentiels d'action. La quantité de calcium libéré et la formation des ponts actine-myosine ou encore l'interaction entre les fibres contractiles et les composantes élastiques des muscles interviennent dans le délai de production de force (Walker, 2016). De plus, le tendon a la propriété d'avoir un étirement non-linéaire. Nommé « toe region », le tendon est étiré en début du SCC mais le stress et la tension induite apparaissent seulement après un court délai, du fait que le tendon détient une composante dite « souple » (Robi, Jakob, Matevz, & Matjaz, 2013). Par les différentes caractéristiques du SCC, il est logique de penser que certains paramètres de la course à pied et de la technique de course sont influençables en vue d'une meilleure stiffness, d'une meilleure pliométrie, et enfin d'une meilleure RE. Les temps de contacts au sol et la fréquence de foulée sont étroitement liée à la stiffness des membres inférieures (Grabiner, 1993). Un temps de contact au sol de 170 millisecondes permettrait de passer 4 fois moins de temps au sol pour 200 pas qu'avec un appui de 190 millisecondes. Cela a pour conséquence une augmentation de la fréquence de foulée. La pliométrie est dès lors avantagée avec l'appui au sol le plus réactif et le plus court au sol. Des exercices de renforcement musculaire ou de coordination neurosensorielle seraient alors intéressant à développer et entraîner et permettrait d'améliorer les performances (Paavolainen, Häkkinen, Hämmäläinen, Nummela, & Rusko, 1999).

Si la majorité des coureurs de marathon et de semi-marathon courent toujours avec un appui talon (Kasmer, Liu, Roberts, & Valadao, 2013), les coureurs les plus performants avaient en majorité un appui avant-pied. Cependant, ces derniers auraient tendance, sous l'effet de la fatigue, à switcher vers un appui talon en fin de course (Larson et al., 2011). La fatigue et le stress mécanique induits par la technique avant-pied est également facteur de blessure et doit être pris consciencieusement en compte avec des exercices spécifiques inclus dans l'entraînement (O. Anderson, 2013).

1.4 Mesure de la stiffness passive

L'appareil locomoteur vieillit avec l'âge, les muscles perdent de leur force et de leur tonus, se raccourcissent et l'ensemble musculo-tendineux perd en amplitude de mouvement. Il a notamment été constaté que la perte d'amplitude de mouvement des mollets péjorait la mobilité des personnes âgées et affectaient également leur équilibre en position debout (Gajdosik, Vander Linden, McNair, Williams, & Riggins, 2005). L'amplitude de mouvement est essentielle pour une efficacité technique optimale lors de la course. De plus, les méthodes de mesures employées par Gajdosik et al. permettent d'obtenir des valeurs intéressantes de stiffness passive. Les auteurs affirment encore que la plus grande résistance à un étirement passif

proviendrait des mollets et moins des tissus conjonctifs tels que les tendons. En conséquence, mesurer la stiffness passive servirait à déterminer les capacités structurelles des muscles du mollet, voire des capacités adaptatives si le style de course est différent et facteur d'influence. Dans l'étude de Gajdosik, des femmes réalisaient plusieurs tests au niveau des membres inférieurs, dont un test passif. Ce dernier consistait à mesurer la force de résistance des muscles du mollet en dorsiflexion. Un appareil dynamomètre orchestrait le mouvement du mollet : le patient, en position couchée et avec la jambe tendue, enfilait une chaussure fixée au dynamomètre, puis, à vitesse constante, ce dernier déplaçait le pied dans une amplitude de mouvement définie entre le degré maximal en dorsiflexion et une position relâchée de la cheville en flexion plantaire, 45° inférieure à la position neutre du pied (90° entre le pied et le tibia). La dorsiflexion maximale était déterminée au préalable pour chaque patient. Les critères incluaient la tolérance maximale à l'étirement maximal, la stabilité du pied dans le système et une activité nulle des muscles du mollet mesurée par EMG. Après 3 dorsiflexions maximales, les forces de résistance passive des muscles étaient analysées sur la dernière moitié de l'étirement complet de l'amplitude du mouvement, incluant la force maximale à l'angle maximal en dorsiflexion. La force de résistance passive augmentant progressivement avec le degré de flexion, une régression linéaire était tracée afin de déterminer la meilleure stiffness passive des sujets. La pente de cette régression linéaire correspondait à la différence de force (ΔF) divisée par le changement de déplacement angulaire (ΔA), soit $\Delta F / \Delta A$ (N/deg) (Gajdosik et al., 2004).

1.5 Mesure de leg stiffness et verticale stiffness

Les méthodes de mesures de LS peuvent être directes, par ultrasonographie et dynamométrie (Fletcher, Pfister, & MacIntosh, 2013), ou indirectes avec des techniques plus simples et accessibles. Dalleau et Morin (2005) ont notamment développé et validé des formules permettant de déterminer la LS en conditions réelles de course ou lors de sauts. De plus, une meilleure LS favoriserait la performance de sprinters (Bret, Rahmani, Dufour, Messonnier, & Lacour, 2002). Le même effet sur des coureurs d'endurance et longue distance est en revanche plus incertain. Comme décrit précédemment, il serait imaginable qu'une meilleure LS soit bénéfique pour la pliométrie sur une durée augmentée. La RE est notamment souvent associée à la vitesse de la flexion plantaire, activée par les muscles du mollet, et donc indirectement à la capacité pliométrique de ces muscles (Williams & Cavanagh, 1987).

Concernant la méthode de calcul de la stiffness lors de sauts et selon la formule de Dalleau (Dalleau, Belli, Viale, & Lacour, 2004) les temps de contact au sol et les temps de vol sont

nécessaires pour déterminer la stiffness. Les auteurs ont pu valider les formules en obtenant des valeurs similaires à celles obtenues par une plateforme de force :

$$K_R = F_{max}/\Delta z$$

Où K_R est la stiffness verticale, F_{max} la force maximale et Δz le déplacement verticale. Dalleau utilise notamment la double intégration de l'accélération verticale afin d'obtenir ce déplacement vertical, avec une erreur d'estimation jugée négligeable. Dans sa nouvelle méthode expérimentée, la stiffness verticale (K_N) était calculée uniquement en fonction du temps de contact au sol (T_c) et du temps de vol (T_f) durant les sauts, ainsi que le poids corporel du sujet (M) :

$$K_N = \frac{M \times \pi (T_f + T_c)}{T_c^2 \left(\frac{T_f + T_c}{\pi} - \frac{T_c}{4} \right)} \quad (\text{avec } N \times m^{-1})$$

Dans une autre étude de Morin et Dalleau (2005) et grâce à la méthode de calcul « sine-wave », comme pour la mesure de stiffness verticale, des formules et des paramètres simples ont permis de déterminer la stiffness des jambes en course. Cette méthode utilise les variables de poids corporel, de vitesse de course, de longueur de jambe, ainsi que des temps de contact au sol et en vol. Cette estimation a été jugée acceptable par rapport à une méthode référence employant une plateforme de force. De plus, elle permet d'avoir des indications hors laboratoire sur la stiffness en conditions réelles de course. Les formules suivantes étaient nécessaires afin de déterminer la stiffness verticale modélisée (K_{vert}) :

$$K_{vert} = F_{max} \times \Delta y_c^{-1}$$

avec $F_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$ et $\Delta y_c = \frac{F_{max} t_c^2}{m \pi^2} + g \frac{t_c^2}{8}$

Où F_{max} est la force maximale modélisée, Δy_c le déplacement vertical modélisé du centre de masse, m la masse du sujet, g la constante d'accélération de la pesanteur, t_f le temps de vol et t_c le temps de contact au sol.

On définit également la valeur modélisée de stiffness des jambes (k_{leg}) au moyen de la F_{max} multipliée par la variation modélisée de la longueur des jambes ΔL :

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

$$\text{avec } \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{v t_c}{2}\right)^2} + \Delta y_c$$

Où ΔL correspond à la variation de la longueur de jambe, prenant en compte une valeur modélisée de L : $L_{mod} = 0.53h$, avec h signifiant la taille du sujet (en m) et v la vitesse de course. Les valeurs maximales obtenues dans les deux études mentionnées étaient corrélées avec les valeurs de référence de la plateforme de force utilisée pour référence, validant ainsi leurs nouvelles méthodes indirectes.

1.6 Mesure de performance et de RE

La détermination de la performance se fait la plupart du temps par des tests d'efforts maximaux, soit incrémentaux, soit à une vitesse ou une puissance continue et maximale (Maier et al., 2016). La consommation d'oxygène est un paramètre très utilisé dans la détermination du niveau d'un coureur. La capacité aérobie maximale (VO_{2max}) se définit par la capacité maximale d'un individu à absorber de l'oxygène par unité de temps. Lors d'une performance maximale, l'athlète atteint un plateau de VO_2 lorsque celle-ci augmente de moins de 150 ml/kg (Maier et al., 2016) ou de moins de 2.1 ml/kg/min (Billat & Koralsztein, 1996). L'intensité peut continuer d'augmenter, mais l'augmentation de la VO_2 sera limitée, l'athlète atteignant sa limite respiratoire de VO_{2max} . Cette dernière s'exprime en valeur absolue, c'est-à-dire en millilitre d'oxygène par minute ($ml \cdot min^{-1}$), ou en valeur relative, en fonction du poids du coureur, à savoir en millilitre d'oxygène par minute et par kilos de poids de corps ($ml \cdot min^{-1} \cdot kg^{-1}$). Billat et Koralsztein indiquent encore qu'un athlète très entraîné peut maintenir une performance à VO_{2max} pendant 10 minutes. Cependant, la VO_{2max} reste très différente d'un athlète à l'autre et ne détermine pas à elle seule la performance. Deux athlètes d'un même niveau de performance peuvent par exemple posséder des valeurs de VO_{2max} différentes (Noakes, 2000). Inversement, un coureur peut avoir une VO_{2max} absolue inférieure à un autre coureur, mais une VO_{2max} relative supérieure et également une meilleure performance (O. Anderson, 2013). La VO_{2max} n'est donc pas un indicateur optimal du niveau de performance d'un coureur.

Un meilleur outil d'analyse de la performance, dérivée de la VO_{2max} , est la vitesse minimale de course à laquelle un coureur atteint sa VO_{2max} (vVO_{2max} ; O. Anderson, 2013). La vVO_{2max} est une indication de vitesse et prend donc en compte la capacité du coureur à courir à une allure à laquelle il est à son maximum cardiorespiratoire. Plus la RE est bonne, meilleure

sera la vVO_{2max} . À l'inverse, une mauvaise RE signifierait que la VO_{2max} du coureur serait atteinte rapidement à une vitesse plus lente. Pour Billat, la vVO_{2max} est un très bon indicateur de performance tant pour des distances courtes de 1500 m que pour un marathon.

Les mesures de VO_2 permettent notamment de déterminer lors d'une vitesse sous-maximale les différents substrats énergétiques requis par un athlète (di Prampero et al., 1986). Ainsi, on obtient une valeur indiquant la RE de cet athlète ; lorsque la VO_2 est stable, l'oxygène inspiré est divisé par le poids du corps (Billat & Koralsztein, 1996).

Les EC (di Prampero et al., 1986) sont pour leur part une méthode similaire de mesure par calorimétrie, et permettent également de déterminer la demande en énergie du métabolisme lors d'un effort, cette fois-ci indépendamment de la vitesse. La valeur obtenue est comparable pour chaque coureur ; la RE relative au poids du corps des coureurs est soustraite à la VO_2 de repos puis divisée par la vitesse de course, résultant une valeur de VO_2 en fonction du poids et par unité de distance parcourue

En résumé, au travers de ces différentes mesures de stiffness, de RE et de performance, notre étude a mis en évidence les styles d'appui des coureurs qui ont été analysés avec l'intérêt d'y observer d'une part des résultats convergents, et d'autre part de démontrer un effet positif de la technique avant-pied sur la stiffness et la RE.

2 Méthodes

Les méthodes que nous avons définies pour notre expérience ont été réfléchies suivant leurs intérêts liés à la course à pied (Brughelli & Cronin, 2008) et également selon nos ressources matérielles. Les méthodes utilisées sont pour la plupart indirectes employant les formules mathématiques décrits précédemment aux chapitres 1.5 et 1.6. Elles englobent la stiffness passive, la stiffness verticale lors de hoppings et les stiffness verticales et des jambes lors de la course. Pour déterminer la RE et EC des coureurs, les valeurs ont été obtenues de manière directe par des mesures d'échanges gazeux.

2.1 Population

Dans cette étude, le but a été de différencier des coureurs suisses de haut niveau et pratiquants essentiellement sur un terrain dur. Une fiche d'information pour la recherche de participants (annexe) a été envoyée et partagée largement dans les associations et clubs d'athlétisme du canton de Fribourg (club athlétique Fribourg, Marly, Belfaux, Romont-Condémna, FSG Bulle, Free-Bourg Runners, TSV Dürdingen) ainsi qu'à la ville de Bienne (HEFSM en Sport de Macolin et Bienne/Biel Athletics) et en Valais (club athlétique Sierre).

Les mesures ayant débutés au mois de novembre se sont poursuivis en décembre et jusqu'à obtention du nombre suffisant de participants, à savoir entre 25 à 30 coureurs. Le nombre exact n'était pas précis et dépendait du style de course des coureurs et de leur répartition égale dans les 2 groupes. Afin de ne pas influencer le style naturel des coureurs, il n'était pas demandé aux coureurs avant leur venue et était déterminé ensuite lors des tests. L'objectif était d'atteindre au moins 10 coureurs par groupe. Le choix des participants était mixte. Le besoin d'obtenir suffisamment d'athlètes et le peu de résultat démontrant des différences entre les sexes pour les paramètres de raideur des jambes et de RE nous a permis de mesurer également des femmes. En ce sens, Fletcher (2013) n'avait pas trouvé de différence entre des coureurs hommes et femmes pour des EC à vitesses sous-maximales identiques. De plus, la raideur relative au poids du corps des tendons d'Achille n'était pas différente et la relation entre EC et raideur restait identique pour les deux genres. De plus, des différences potentielles de stiffness de la cheville n'ont pas été rencontrées dans d'autres études (Bruton, O'Dwyer, & Adams, 2013; Lacour & Bourdin, 2015) mesurant la stiffness lors de sauts verticaux à différentes fréquences et lors de sauts maximaux.

En ce qui concerne la RE, plusieurs études ont démontré que les coureurs de longue distance détenaient une meilleure RE que des coureurs de courtes et moyennes distances (Ekblom,

Astrand, Saltin, Stenberg, & Wallström, 1968). De plus, les coureurs élités par rapport à de bons coureurs et des coureurs amateurs ont également une meilleure RE. Ces facteurs ont été pris en compte lors des analyses et en vue d'éventuelles différences de niveau de notre échantillon de coureurs sélectionnés.

2.2 Déroulement

Le design de l'étude est transversal ; chaque sujet passait une fois chaque test. Un rendez-vous était planifié avec chaque participant. Dans le cadre de nos mesures, les tests de stiffness passive des jambes et lors de hoppings intervenaient en premier. Chaque participant de l'étude était accueilli devant le labo 0100 de Pérolles 20. Les mesures se déroulaient en 3 lieux différents pour une durée totale de 2h30 à 2h45. Les participants recevaient une information sur le déroulement des différents tests avant de lire et signer la déclaration de consentement (annexe). Avant de commencer l'échauffement, des mesures anthropométriques ont été effectuées : mesure de la taille, de la taille de la jambe depuis le muscle du grand trochanter droit jusqu'au sol, mesure du pied complet et du pied fonctionnel (depuis le centre de l'arche de la voûte plantaire à 1 cm au-dessus du centre de la ligne séparant les 2 malléoles), ainsi que le poids corporel. Ensuite, un échauffement de 10 minutes était prévu, le coureur pouvant déterminer sa vitesse librement. La volonté de ne pas intervenir dans le style de course des participants était importante, d'une part afin d'obtenir une course la plus naturelle des coureurs, et d'autre part car un changement de style vers l'avant-pied demande beaucoup d'effort technique et physique à court terme, ainsi la RE serait influencée négativement (Gruber et al., 2013). Le style de course des participants était observé en vue de profil et tout au long des échauffements et des tests de course continue à allure moyenne et rapide. Un enregistrement vidéo était réalisé en cas de doute, grâce à une caméra (Ipad, Apple, California, USA) ou Androïde (Samsung, Corée du Sud) et l'analyse effectuée par le programme d'analyse vidéo Dartfish (Dartfish HQ, Suisse). L'appartenance au groupe, soit avant-pied, soit talon, était enfin déterminée suivant la pose naturelle des coureurs.

2.3 Stiffness passive des jambes

La stiffness passive et tendineuse sont indépendantes l'une de l'autre. Il était plus judicieux d'utiliser la première car elle prend en considération l'ensemble articulation-muscle-tendon (Brughelli & Cronin, 2008). La méthode de Gajdosik (2005) mesure la stiffness passive et a été reprise grâce à l'appareil dynamomètre Humac Norm (Computer Sports Medicine Inc.,

Stoughton, MA, USA) disponible à l'université de Fribourg. L'appareil a servi à mesurer la raideur passive des fléchisseurs plantaires du pied.

Pour terminer la préparation des sujets, suite à l'échauffement, des électrodes de surface bipolaires (BlueSensor P, Ambu A/S, Ballerup, Danemark) destinés au signal EMG étaient posés 2 par 2 au niveau du muscle soléaire et sur le muscle tibial antérieur, ainsi qu'une bande de référence entourant la jambe au niveau du plateau tibial. Quelques exercices d'étirement étaient encore effectués avant les tests afin de relâcher les tensions musculaires (Gajdosik et al., 2005). Le patient s'installait ensuite sur le siège de l'appareil Humac Norm et enfilait la chaussure prévue à sa taille pour les tests de stiffness passive. Les sujets restaient au repos et voyaient leurs muscles être étirés en flexion maximale dorsale et plantaire. Lors des réglages de l'appareil, on contrôlait particulièrement lors de la flexion dorsale maximale d'une part que les EMG mesurant l'activité des muscles du sujet restaient nulle et d'autre part que le talon du sujet ne sortait pas de la chaussure prévue à cet effet et fixée à l'appareil. L'angle maximal en dorsiflexion était alors déterminé à l'approche de la tension restrictive du sujet et l'apparition des premiers signes de contraction à l'EMG. Cette méthode subjective de détermination des angles a été approuvée et validée par ces mêmes auteurs lors de mesure in vivo (Gajdosik et al., 2004). Une position nulle à 0° , définie comme neutre, était déterminée lorsque l'angle entre la jambe et le pied était à 90° . La position de la flexion plantaire était déterminée à 45° inférieure à la position nulle.

Dès la préparation terminée, la machine était alors mise en marche, l'enregistrement initial en position nulle et en contraction isométrique était prévu au moyen du programme Imago Record (Pfitec, Eendingen, Allemagne), puis à allure constante de 5° par seconde étaient mesurées 3 aller-retours ; 3 flexions dorsales. La résistance passive des muscles était déterminée en fonction du déplacement angulaire, la vitesse restant constante. Elle était ensuite calculée par le ratio entre la force de résistance passive des muscles et le déplacement angulaire par le programme Matlab R2017b (The MathWorks Inc., Natick, MA, USA).

2.4 Stiffness verticale des jambes lors de sauts

Le test de sauts succédait au test de raideur passive et se déroulait également dans le labo 0100. Ce deuxième test consistait à mesurer la raideur verticale (K_R) des athlètes grâce à des sauts maximaux en pliométrie (Dalleau et al., 2004). Comme pour l'analyse des données de raideur passive des jambes, les données récoltées étaient également enregistrés par le programme Imago et les analyses et calculs effectués par Matlab R2017b.

Pour cette méthode de test de hoppings, l'appareil de barrières photo-électriques MLGS2-1040F521 (Sick AG, Waldkirch, Allemagne) disponible à l'Université de Fribourg enregistrait les temps de contact au sol.

Le protocole d'échauffement précédant les sauts était plus court puisque le sujet avait déjà effectué un échauffement de course avant les mesures passives de raideur. Cette période-ci comportait 3 séries de 15 sauts à 3 fréquences différentes (3, 2 et 1.8 Hz). Le choix de ces fréquences a été établi en fonction des résultats obtenus par Dalleau (2004) et par souci de conditionnement à l'effort. Chez ce dernier, les valeurs maximales approchaient les valeurs à une fréquence de 1.8 Hz. Il est intéressant de noter que la raideur n'était pas forcément liée à la puissance développée.

Dès l'échauffement de sauts accompli, l'athlète exécutait 3 séries de 15 sauts maximaux séparés par 45 s de pause. Les consignes d'exécution des sauts avaient pour objectif de focaliser l'athlète sur le travail de ses chevilles et d'avoir un temps de contact au sol le plus court possible. Il devait éviter de fléchir les genoux et profiter au maximum de la réaction provenant des chevilles. Les mains étaient posées sur les hanches et ne l'aidaient pas à s'élancer.

2.5 Stiffness verticale et stiffness des jambes en course

Pour réaliser les mesures de stiffness en condition overground, les athlètes ont été conduits vers un couloir peu fréquenté du bâtiment de l'Université PER21. Tous les participants avaient pour consigne de courir à la même vitesse car la stiffness dépendrait de celle-ci (Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999).

Le protocole de l'étude consistait à effectuer une série de passage à l'allure définie de 15 km/h afin de déterminer les temps de vol et temps de contact au sol. L'allure de 15 km/h a été choisie afin de standardiser le protocole de test à tous les participants. Il s'agit de l'allure moyenne à laquelle la plupart des participants de notre étude étaient capables de courir sur une longue distance (semi- ou marathon).

L'appareil OptoGait (Microgate Srl, Bolzano, Italie) était installé sur 5 m de long et les mesures de temps de contact au sol et de vol étaient enregistrées sur 2 à 3 pas, suivant la position de la première pose du pied dans le système. Un couloir suffisamment long permettait aux athlètes d'obtenir une allure de course stable et régulière entre les différents passages. Il a donc été demandé aux coureurs de s'élancer à une distance de 30 mètres de l'Optogait. Tout au long des 30 m de piste prévu pour l'athlète étaient placés chaque 2,5 m un cône permettant d'aider l'athlète à adapter son allure : à chaque passage d'un cône correspondait un bip sonore

(fréquence de 100 bpm) permettant d'obtenir une allure de 15 km/h (4.17 m/s). Quinze passages au minimum étaient réalisés afin d'obtenir suffisamment de données.

2.6 Économie de course et consommation d'oxygène maximale

Les derniers tests de l'étude concernaient les mesures de VO_2 . Ces dernières ont lieu au fitness universitaire de Regina Mundi. Chaque athlète était tout d'abord informé de la procédure du test sous-maximal et du test maximal. Pendant la calibration et la mise en place de l'appareil Oxycon Pro (Jaeger, Höchberg, Allemagne), l'athlète préparait la ceinture de fréquence cardiaque (FC) (Polar H10, Polar Electro Oy, Kempele, Finlande), prévue pour disposer de valeurs physiologiques supplémentaires, et choisissait le masque en fonction de la taille et du confort sur le visage. Une fois les réglages terminés, l'athlète enfilait le masque et la turbine reliée au spiromètre. La méthode « breath by breath » était employée avec deux programmes préparés ; test sous-maximal et test maximal. Pour le test sous-maximal, deux minutes au repos étaient effectués, debout sur le tapis sans bouger ni parler, puis 5 minutes à 12 km/h et enfin 5 à 8 minutes à 15 km/h, le test étant arrêté prématurément si un plateau de VO_2 était rapidement observée et stable. Tous les tests sous-maximaux étaient effectués avec une pente de 1%. Les données enregistrées et les valeurs de VO_2 en ml par minute étaient récoltées afin de déterminer les RE et EC.

Le coureur s'arrêtait à la fin de la course à 15 km/h et bénéficiait d'une pause de 5 minutes. Dès qu'il se sentait prêt, le test incrémental maximal débutait, suivant le protocole employé par Swiss Olympic (Maier et al., 2016) : la pente s'élevait à 7% et l'allure de départ était déterminée au préalable entre 8 et 10 km/h. Chaque 30 s, la vitesse augmentait de 0.5 km/h jusqu'à épuisement du coureur et incapacité de ce dernier à suivre le rythme. Le test dès lors accompli, le masque était retiré délicatement pour faciliter la respiration et la récupération à l'athlète.

La fin du test se concluait par un résumé du test de $\text{VO}_{2\text{max}}$ adressé au coureur (annexe). Celui-ci décrivait les paramètres des tests, les données de l'athlète, son résultat maximal de vitesse, de volume d'éjection, de FC et de $\text{VO}_{2\text{max}}$ absolue et relative, ainsi que ses résultats pour chaque palier effectué, indiquant sa VO_2 (VO_2 absolue en ml par minute) et les valeurs de FC. La vitesse maximale aérobie n'étant pas déterminée lors du test, une régression permettait d'obtenir une estimation de celle-ci, soit la $v\text{VO}_2 \text{ max}$, grâce aux valeurs de VO_2 absolues mesurées lors des tests sous-maximaux à 12 et 15 km/h (Billat & Koralsztejn, 1996).

2.7 Récolte de données et analyses

Pendant les mesures, les données étaient récoltées progressivement et réparties en fonction des 2 groupes distincts. Toutes les données étaient traitées de la même manière pour chaque participant. Chaque participant obtenait 4 valeurs de stiffness : une valeur de stiffness passive, une valeur de stiffness verticale lors des hoppings et une valeur pour la stiffness verticale et des jambes pour la condition overground. Les deux groupes étaient comparés en fonction de ces 4 résultats différents. Les valeurs obtenues lors des tests sous-maximaux : RE et EC à 12 km/h et 15 km/h étaient également comparés afin d'établir une corrélation avec la LS et le style de course.

2.8 Statistiques

Les analyses statistiques étaient effectuées par un programme libre d'analyses statistiques RStudio (RStudio Team, Boston, MA, USA). En résumé, les variables indépendantes traitées dans l'étude étaient le style de course des coureurs, leur niveau de performance ainsi que leurs mesures anthropométriques. Les variables dépendantes étaient les capacités de pliométrie et de RE. Afin de comparer les deux groupes, les tests de distribution normale (Shapiro-Wilk) précédaient le test de Student non-apparié (T-test) afin de comparer les moyennes de deux échantillons. Enfin, un test de corrélation (test de Pearson et Kendall) entre les échantillons et les deux variables indépendantes étaient effectué pour déterminer un lien entre la pliométrie et la RE. Des tests de corrélation ont également été effectués entre les différentes variables manipulées : passive stiffness, hoppings, « overground » vertical stiffness, « overground » leg stiffness, RE et EC à 12 et 15 km/h, les temps de contact au sol et la fréquence de foulée pendant les tests « overground », les VO₂max ainsi que les valeurs de poids des coureurs.

3 Résultats

À la fin des tests, les résultats de l'étude ont été regroupés parmi deux groupes distincts. Au total, 26 participants prirent part à l'étude dont deux femmes, respectivement une dans chaque groupe ; 16 coureurs « avant-pied » et 10 coureurs « talon ». Tous étaient en santé et accomplirent l'étude dans son ensemble, à l'exception d'un coureur qui ne réalisa pas le test de VO₂ max, ses valeurs étant déjà connues. Les caractéristiques anthropométriques des coureurs sont résumées dans le tableau 1. Les groupes étaient similaires, aucune différence de ces paramètres n'était significative (tous les $p > 0.05$).

Tableau 1

Caractéristiques des coureurs participants : taille, poids, longueur de jambe, longueur fonctionnelle du pied, et répartis en deux groupes distincts (avant-pied et talon)

Groupes	Taille	Poids	Longueur de jambes	Longueur fonctionnelle du pied
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD
	(cm)	(kg)	(cm)	(cm)
Avant-pied (n = 16)	178.1 ± 5.0	68.8 ± 7.1	98.7 ± 3.9	12.0 ± 0.4
Talon (n = 10)	176.7 ± 8.8	68.6 ± 8.9	98.3 ± 5.4	11.9 ± 0.9

Note. La longueur fonctionnelle du pied est obtenue par la mesure de la ligne médiane entre l'arc plantaire et 1 cm au-dessus de la ligne reliant les deux malléoles. $M \pm SD$ = valeur moyenne ± écart-type

3.1 Comparaison des groupes

Les résultats des tests sont présentés dans les tableaux 2 et 3. Les valeurs moyennes de passive stiffness et de verticale stiffness lors des hoppings et de la condition overground des coureurs avant-pied étaient supérieures aux coureurs talon mais la différence n'était pas significative. Les valeurs de LS étaient quant à elles significativement supérieures pour les coureurs avant-pied, de même que les temps de contact au sol. Pour les valeurs de VO₂ (tableau 3), les résultats entre les deux groupes sont proches et aucune différence significative n'a été observée. La RE et les EC à la course étaient meilleurs pour le groupe talon à 12 km/h, alors qu'à 15 km/h le groupe avant-pied avait de meilleurs résultats. Enfin, la VO₂max moyenne et la vVO₂max du groupe avant-pied étaient supérieures, sans différence significative.

Tableau 2

Valeurs moyennes de passive stiffness, hoppings, overground vertical et leg stiffness, contact time et fréquence de foulée

	Passive stiffness	Hoppings vertical stiffness	OVS	OLS	Contact time	Fréquence de foulée
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD
Groupe	(N/deg)	(kN/m)	(kN/m)	(kN/m)	(ms)	(pas/min)
Avant-pied (n = 16)	5.4 ± 0.8	29.1 ± 5.0	28.2 ± 3.0	10.0 ± 1.2	216 ± 10	169.2 ± 9.5
Talon (n = 10)	5.3 ± 1.5	28.2 ± 5.9	25.9 ± 4.3	8.4 ± 1.9	233 ± 11	170.9 ± 11.0
Valeur-p	0.85	0.39	0.16	0.03*	0.001**	0.69

Note. Les valeurs de overground (vertical et leg stiffness) à ± 1 km/h autour de 15 km/h ont été retenues. Les temps de contact et la fréquence de foulée proviennent des tests overground. Les valeurs-p sont obtenues par des tests de student indépendants. $M \pm SD$ = valeur moyenne ± écart-type. OVS = Overground vertical stiffness. OLS = Overground leg stiffness.

*p < 0.05. **p < 0.01. ***p < 0.001.

Tableau 3

Valeurs moyennes d'économie de course à 12 (RE 12) et à 15 km/h (RE 15), de coût énergétique à la course à 12 (EC 12) et 15 km/h (EC 15) et consommation maximale d'oxygène (VO₂ max)

	RE 12	RE 15	EC 12	EC 15	VO ₂ max	vVO ₂ max
	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD	M ± SD
Groupe	(ml O ₂ / (kg*min))	(ml O ₂ / (kg*min))	(ml O ₂ / (kg*m))	(ml O ₂ / (kg*m))	(ml/ (kg*min))	(km/h)
Avant-pied (n = 16)	41.1 ± 1.9	52.2 ± 1.9	0.180 ± 0.01	0.188 ± 0.01	67.4 ± 4.7	19.1 ± 1.1
Talon (n = 10)	40.1 ± 2.6	52.4 ± 2.7	0.176 ± 0.01	0.190 ± 0.01	66.3 ± 6.4	18.5 ± 1.8
Valeur-p	0.32	0.82	0.36	0.76	0.65	0.28

Note. La VO₂ max et la vVO₂ max représente le niveau physiologique des coureurs. $M \pm SD$ = valeur moyenne ± écart-type. EC 12 = coûts énergétiques lors de la course à 12 km/h. EC 15 = coûts énergétiques lors de la course à 15 km/h.

3.2 Corrélations

Tableau 4

Liens de corrélation entre les variables testées dans l'étude

	Hoppings	OVS	OLS	EC 15	Poids	Contact time	VO ₂ max	vVO ₂ max
Passive stiffness	0.04	0.59**	0.66***	0.00	0.50*	-0.29	0.12	0.10
Hoppings		0.11	0.16	-0.13	0.11	0.01	0.04	0.09
OVS			0.86***	-0.24	0.65***	-0.58**	0.16	0.24
OLS				-0.19	0.64***	-0.64***	0.22	0.32
EC 15					-0.12	0.11	0.12	-0.37
Poids						0.10	0.39*	0.40*
Contact time							0.12	0.00
VO ₂ max								0.84***

Note. *p < 0.05. **p < 0.01. ***p < 0.001.

En complément des comparaisons entre les groupes avant-pied et talon, des liens de corrélations ont été établis entre certaines variables et sont décrits au tableau 4. Si peu de différences étaient observées entre les groupes pour la passive stiffness, cette dernière a pu être liée aux valeurs overground : un coefficient de corrélation de 0.59 ($p = 0.002$) avec la OVS et 0.67 ($p < 0.001$) avec la OLS (figure 3). Le poids des coureurs avait également une corrélation moyenne avec la passive stiffness ($r = 0.50$, $p = 0.01$; figure 4) et de moyenne à forte avec les valeurs de OLS ($r = 0.64$, $p < 0.001$ et OVS ($r = 0.65$, $p = 0.01$). La corrélation la plus forte étant de 0.86 ($p < 0.001$) entre la stiffness verticale et OLS. De plus, on remarque un lien négatif entre les temps de contact au sol et OVS ($r = -0.58$, $p = 0.002$) et OLS ($r = -0.64$, $p < 0.001$; figure 5). Les temps de contact au sol augmentent lorsque la verticale et LS diminue. La variable EC 15 avait un faible lien avec les variables OLS ($r = 0.32$) et OVS ($r = 0.24$) toutes deux non-significatives. Elle avait également un lien faible avec la vVO₂max ($r = -0.37$) non-significatif. Enfin, une corrélation faible a été constatée entre le poids corporel et les valeurs de VO₂max ($r = 0.39$, $p = 0.049$) et de vVO₂max ($r = 0.40$, $p = 0.043$).

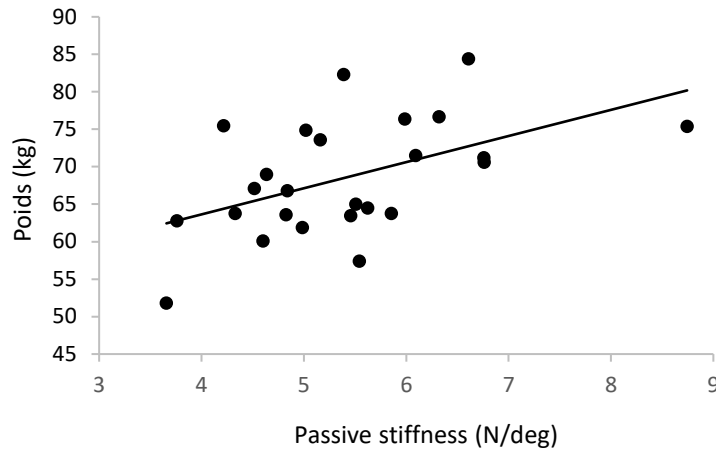


Figure 3. Corrélation linéaire positive entre les variables de poids et la passive stiffness. Plus le poids des coureurs augmente, plus la passive stiffness augmente. ($r = 0.5$, $p = 0.01$)

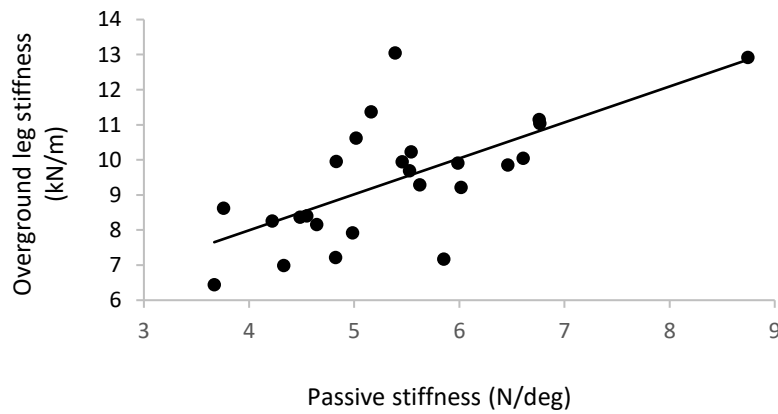


Figure 4. Corrélation linéaire entre les variables de passive stiffness et de OLS. La passive stiffness des coureurs augmentent conjointement à la OLS. $r = 0.66$, $p = 0.0003^*$.

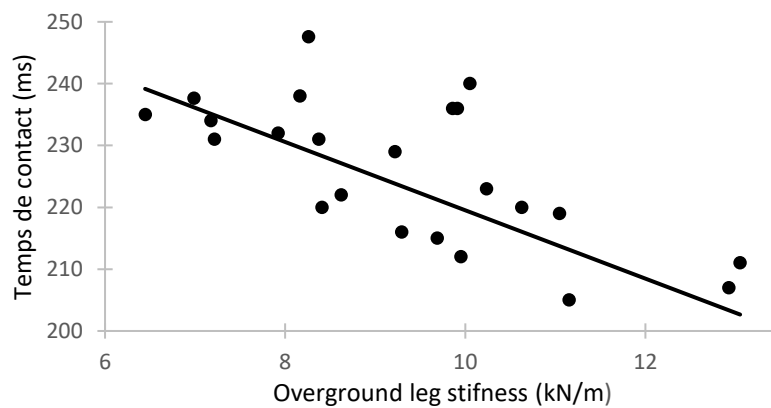


Figure 5. Corrélation négative entre les temps de contact au sol et OLS. Plus la OLS augmente, plus les temps de contact au sol sont courts ($r = -0.64$, $p = 0.0004^*$).

4 Discussion

Partant de l'hypothèse initiale que la stiffness améliorait la RE et était influencée par le style d'appui de course, nos résultats n'ont pour la plupart pas confirmés celles-ci. Aucune différence concernant la stiffness passive et la stiffness verticale lors des hoppings n'a été mise en évidence entre les styles de course avant-pied et talon. Des différences ont été observées en condition overground, avec une leg stiffness significativement meilleure pour le groupe avant-pied. Cette différence était liée principalement aux temps de contact au sol significativement plus courts pour les coureurs avant-pied. Nos résultats avec Optogait n'ont en revanche pas confirmé la caractéristique des coureurs avant-pied ayant une fréquence de foulée plus rapide (Allen, Heisler, Mooney, & Kring, 2016), cette dernière étant similaire entre les 2 groupes. Enfin, les valeurs mesurées de RE n'étaient pas non plus différentes entre les groupes. Le groupe avant-pied était avantagé uniquement à 15 km/h pour les RE et EC, sans obtenir de résultats significatifs.

Indépendamment des styles de courses, la stiffness passive a pu être corrélée avec certains paramètres, à savoir les OLS et OVS et le poids corporel des coureurs. Les OVS et OLS sont fortement liées aux temps de contact au sol et également au poids des coureurs. Ce dernier paramètre a encore eu un faible effet sur le niveau de performance des coureurs et leur vitesse à VO_2 max. Les résultats de stiffness n'ont toutefois pas pu être mis en lien avec la RE, dont le niveau de performance des coureurs influençait peu. En conclusion, l'influence du style d'appui avant-pied n'a pas atteint nos attentes dans l'amélioration de la stiffness passive et lors de sauts, de même que pour la RE. Un résultat inattendu provient de l'influence du poids corporel sur la stiffness des coureurs, quel que soit leur style de course. Les chapitres suivants analysent plus précisément les points forts et les limites de nos méthodes des paramètres mesurés.

4.1 Passive stiffness et hoppings

Attestant les résultats de Kubo et al. (2015), la stiffness passive était similaire entre les groupes. Les auteurs de cette étude avaient pour leur part employé un appareil d'ultrasonographie et testé des athlètes très entraînés de 5000 m (temps moyen inférieur à 15 min). Leur hypothèse initiale également rejetée, évoquant une meilleure performance et une meilleure stiffness passive pour des coureurs avant-pied, le style de course n'impactait donc pas sur les propriétés structurelles des muscles du mollet et du tendon d'Achille, tant chez des coureurs de demi-fond que dans notre cas pour des coureurs de plus longue distance sur route.

Dans notre étude, le protocole était similaire à la méthode employée par Gajdosik et al. (2005), à l'exception de la flexibilité maximale des fléchisseurs plantaires des sujets, qui n'était pas prise en compte pour les comparaisons entre les groupes. La flexion maximale était définie selon des paramètres subjectifs : le ressenti du coureur et sa résistance à la douleur. La stiffness passive décrivait dès lors la force de résistance du muscle au repos, ainsi que ses propriétés élastiques. Ces auteurs avaient jugé acceptable cette détermination subjective de la flexibilité maximale, bien que la sensation puisse changer tout au long d'une journée ou suivant l'état du muscle, qu'il soit « propre » ou en régénération après une forte charge d'entraînement (Atkinson & Reilly, 1996). À ce niveau, Gajdosik et al. avaient de plus remarqué que les propriétés élastiques passives du muscle et sa souplesse étaient moins importantes que la force de résistance passive et le changement de longueur musculaire.

Pendant nos mesures, un EMG était également disposé afin de contrôler l'inactivité des muscles. Pour quelques sujets, il était difficile d'obtenir un relâchement complet du muscle tibial antérieur lorsque la flexion atteignait son paroxysme, indépendamment de leur volonté. L'appréhension et la protection involontaire du muscle jouait certainement un rôle dans le bon déroulement de la mesure, bien que les muscles du sujet étaient étirés une première fois pour régler l'amplitude de mouvement du dynamomètre et pour que le coureur se rende compte au de l'étirement maximale et du besoin de rester relâché en tout temps. Enfin, le système préparé au préalable, soit les chaussures fixées au support, comportait ses propres limites. Trois tailles différentes de chaussure étaient aménagées pour tous les coureurs : 7.5, 9.5 et 11 (pointure UK). Cette gamme de taille nous a permis de réaliser tous les tests, elle n'était toutefois pas idéale pour quelques coureurs car malgré le système d'attache Velcro® leur talon avait tendance à glisser et sortir de la chaussure.

Suivant nos tests de corrélation, la stiffness passive, indépendamment de la répartition des groupes, a obtenu un lien fort avec OLS et un lien modéré avec le poids des coureurs, aucun en revanche avec la vertical stiffness lors des hoppings. L'interaction entre la stiffness des coureurs à l'état de repos et lors de la discipline de la course confirme le choix dans nos méthodes de mesure et l'opportunité d'en tester plusieurs pour les mêmes sujets. En conclusion, la LS auraient un effet sur la structure musculo-tendineuse des mollets. La corrélation entre ces deux paramètres semble logique mais elle n'est pas évidente, peu de lien direct ayant été démontré spécifiquement cet interaction entre LS et stiffness passive (Brughelli & Cronin, 2008).

Notre second test, consistant à mesurer la stiffness verticale par des sauts verticaux répétés en pliométrie, ne présentait pas de meilleur résultat que la stiffness passive. Indépendamment de la discipline de la course à pied, les coureurs avant-pied n'amélioreraient pas leurs capacités de

réaction au sol et de détente verticale. La réalisation spécifique et rigoureuse de ces sauts, nécessitant la plus grande réactivité au sol et une position définie (jambes et genoux gardés tendus, mains sur les hanches) demandaient beaucoup d'adaptation liée à l'équilibre et au rythme, tous les coureurs n'étant pas égaux suivant leur coordination générale. L'appartenance à un club et l'entraînement d'exercices techniques de coordination influençaient également les coureurs dans leur réalisation pleine de la performance. De plus, pour nos mesures de stiffness, il s'agissait de l'unique test requérant une performance maximale. L'intensité de l'effort est particulière et n'est pas commune pour les coureurs évalués puisque ceux-ci ne réalisent que très rarement, voire jamais, de sprints et de performances maximales en course de demi-fond. La tâche est dès lors propre à la discipline elle-même, au saut, et devient très complexe à réaliser pour des coureurs non-habitués et non-entraînés à cet effort.

La puissance développée lors des hoppings est intéressante pour les sprinters. Elle indique la puissance absolue du coureur, la LS obtenue a notamment été corrélée avec la vitesse lors d'une performance maximale de sprints (Chelly & Denis, 2001). Une étude de Kubo et al. (2007) sur l'entraînement en pliométrie a démontré une amélioration des performances de sauts après 12 semaines d'entraînements spécifiques. La principale explication était une adaptation structurelle des muscles, rejetant une éventuelle adaptation nerveuse, de même que Spurrs et al. (2003) affirmaient qu'une amélioration de la stiffness musculo-tendineuse après un entraînement en pliométrie améliorait la RE. Si les méthodes de mesure de la RE semblent similaires à notre méthode, la détermination de la stiffness était réalisée en force isométrique, le sujet étant en position assise. Nos résultats de sauts et nos résultats de RE et EC n'ont démontré aucun lien avec les 3 différentes conditions de stiffness mesurées.

Une de nos hypothèses initiales proposait que le style d'appui influençait la stiffness par la structure musculo-tendineuse des mollets et du tendon d'Achille. Par les remarques présentées précédemment et nos résultats, les coureurs d'endurance ne semblent pas changer leurs propriétés élastiques autant que des sprinters pourraient le faire. Un travail plus spécifique est alors nécessaire sur une durée étendue.

4.2 Overground stiffness et RE sur tapis

Lors de la simulation de course overground à 15 km/h, la piste aménagée dans un couloir des sous-sols de l'Université n'était pas adaptée autant que dans un laboratoire ou une piste d'athlétisme, mais les conditions de test restaient stables et identiques pour chaque participant et le sol dur se rapprochait également plus des conditions extérieures et bétonnées. Le principal inconvénient de cette méthode a été de restreindre les coureurs à une allure définie sur une

courte distance. Le système installé de cônes et de rythme dicté par un métronome a été bien respecté par tous les participants. Du ressenti de ces derniers, la tâche était plutôt facile et peu contraignante pour la plupart, tandis que pour certains, la piste de 30 m était trop courte et le « stop and go » des multiples essais était compliqué à gérer. De plus, un coureur en particulier affirme avoir augmenté sa fréquence de foulée et ne pas avoir couru naturellement. De ce dernier point de vue, il a pu être remarqué également chez d'autres coureurs que le style de course était différent et plus appliqué lors des courses overground que lors des tests de RE réalisés sur tapis. Le fait de couper la vitesse et le rythme à chaque 30 m a certainement un effet sur la foulée des coureurs qui semblait être plus tonique que lors du test de RE sur tapis à 15 km/h.

Suivant ces remarques et concernant la course sur tapis, un biais d'étude supplémentaire proviendrait de la familiarisation des coureurs à cet appareil. La familiarisation de la marche et de la course sur tapis affecte différemment la biomécanique par rapport aux conditions naturelles overground. Lavcanska, Taylor et Schache (2005) affirment qu'une course de 6 minutes sur tapis suffirait déjà à des coureurs inexpérimentés pour se familiariser au tapis et obtenir des paramètres stables de cadence, de temps de foulée et de mouvements cinématiques du pelvis, des genoux et des chevilles. Il est alors nécessaire avant chaque test sur tapis de laisser une période d'habitation, servant également d'échauffement au coureur. Dans notre étude, tous les coureurs ont effectué au début des tests 10 minutes d'échauffement sur tapis à allure libre. Cependant, une course supplémentaire n'était pas programmée directement avant les tests de RE à 12 km/h. De plus, les coureurs portaient un masque, ce qui compliquait d'avantage la représentation spatiale et la vision du sol. Si toutes les minutes passées sur tapis sont tout de même considérées comme une nouvelle familiarisation avec le masque, chaque coureur réalisait 5 minutes à 12 km/h jusqu'à obtention d'une VO_2 stable, puis 5 à 6 minutes à 15 km/h. Les données retenues étaient prises lors de la dernière minute de chaque test ; on pourrait alors estimer, en accord avec les propos de Lavcanska et al., que les coureurs étaient suffisamment habitués au tapis à la fin du test de 15 km/h pour avoir une course la plus spontanée et naturelle possible. Cela reste une supposition, et concernant les ressentis des athlètes, le port du masque était inhabituel, voire inconnu. La part d'appréhension peut jouer un rôle et augmenter les valeurs de RE, les athlètes se focalisant sur leur protection avant de se concentrer sur leur course. Malheureusement, il n'a pas été quantifié la part d'athlètes habitués ou non-habitués, la similitude de RE entre les groupes avant-pied et talon ne pourrait être attribué qu'indirectement à la familiarisation au tapis.

Dans le domaine de la performance, afin de valider les tests réalisés sur tapis, une étude a permis de comparer si la course sur tapis ou overground étaient semblables (Riley et al., 2008). Les paramètres de cinématiques, de force de réaction au sol et de cinétiques de coureurs à leur allure de 10 km étaient enregistrés sur un tapis instrumenté contenant des capteurs de force, puis sur une piste de 15 mètres (condition overground) contenant également des capteurs. Les auteurs ont trouvé des résultats similaires pour la cinématique, tandis que des petites différences étaient observées pour les paramètres cinétiques de la longueur de foulée, de cadence et de pic de force propulsive. Une des explications proviendrait de la courte piste disposée pour la condition overground, le coureur n'étant pas en mesure d'atteindre un « steady state » (de l'anglais : état stable). Les variations de vitesses engendrées expliqueraient alors ces différences. Concernant la RE, une autre étude mentionne la résistance à l'air comme paramètre influençant la RE entre les conditions sur tapis et overground (Saunders, Pyne, Telford, & Hawley, 2004). Dans notre cas, chaque test de RE a été effectué de la même manière, la pente du tapis étant élevée à 1 % pour simuler l'effet du vent.

Les mesures sur tapis instrumenté procurent en conclusion des résultats très proches de conditions réelles et dans un environnement contrôlé. Le biais le plus fort de notre étude reste la familiarisation au tapis, nos coureurs étant très peu adeptes des entraînements sur machine. Du point de vue du style de course, Lussiana et al. (2017) ont principalement démontré que le style de course n'influait pas la VO_2 pour des coureurs ayant des « peak treadmill speed » (de l'anglais : pic de vitesse sur tapis) et de VO_{2max} identiques. Selon eux, chaque coureur est à l'aise avec sa foulée et il est néfaste d'influencer la technique d'un coureur. Certains coureurs possèdent une stiffness plus développée et vont « rebondir », tandis que d'autres vont « faire rouler le talon telle une balle de tennis » (therunningclinic, 2017). Il n'empêche que dans les deux cas, l'onde de choc de l'impact au sol doit être absorbée par le corps, ce dernier ne pouvant y échapper. La théorie du déroulé du talon telle une balle semble possible avec une chaussure possédant un fort amorti, mais peu envisageable à pieds nus ou en chaussures de compétition.

4.3 Influence du poids corporel

Un facteur intéressant et inattendu est la corrélation positive du poids corporel sur nos mesures de stiffness passive et de OVS et OLS. Aucun lien n'a en revanche été observé entre le poids des coureurs et leur temps de contact au sol, ce qui démontre l'influence du style de course sur ce dernier paramètre. Sachant que la force de réaction au sol est également fortement liée au poids corporel (Lieberman et al., 2010), la stiffness induite pourrait quant à elle être influencée en majorité par le poids plutôt que le style de course et les contacts au sol. Les résultats des

corrélations sont très proches ($r = 0.64$ entre OLS et le poids, $r = -0.64$ entre OLS et les temps de contacts au sol, et $r = 0.65$ entre OVS et le poids, contre $r = -0.58$ entre OVS et les temps de contacts au sol). Dans nos calculs de stiffness (Morin et al., 2005), les deux paramètres sont utilisés, il est alors difficile d'estimer lequel aurait le plus d'influence.

Peu d'études mentionnent le poids corporel comme facteur principal influençant la stiffness des coureurs. Une étude des auteurs suisses et français (Gindre, Lussiana, Hebert-Losier, & Mourot, 2016; Lussiana et al., 2017) a mesuré la RE et les caractéristiques de foulée entre des coureurs décrits aériens en majorité avant-pied et terriens pour la plupart avec un appui sur le talon. Dans leurs travaux, ils ont analysé les paramètres de courses et de vertical et LS ainsi que la RE. Les coureurs ont couru 5 minutes à vitesse sous-maximale de 12 km/h et sur un tapis de course. Similairement à nos résultats, ils ont trouvés des temps de contacts au sol et une stiffness meilleurs pour les coureurs aériens. Leurs résultats de LS sont globalement supérieurs aux nôtres, employant également le modèle spring-mass (Morin et al., 2005), et malgré le fait que la vitesse influence positivement la LS (Arampatzis et al., 1999). A contrario, les temps de contact au sol des coureurs de son étude sont en moyenne plus élevés que pour nos coureurs tant avant-pied que talon, logiquement expliqués par une vitesse plus faible. Si la vitesse de course et les temps de contact au sol sont plus faibles, le poids de leurs participants est supérieur d'en moyenne 4 kg (72 kg contre 68.6 et 68.8 kg) (Lussiana et al., 2017). Avec une telle méthode utilisée, l'influence du poids du corps est évidente et tient alors autant d'importance que le style de course des coureurs et les temps de contact au sol, notamment pour une vitesse peu élevée.

Le poids du corps est un paramètre intrinsèque important en course à pied. Il a non seulement un effet sur la stiffness, mais aussi sur les forces d'impact au sol. Plus la charge est conséquente, et plus le risque de blessure articulaire est augmenté pour des coureurs avec appui talon (Mercer & Horsch, 2015). Le domaine de la prévention des blessures est mis en relation avec la stiffness et le style de course en fin du chapitre discussion.

4.4 Biais supplémentaires aux résultats de stiffness liés à la méthodologie

Parmi les limites supplémentaires à notre étude, le manque d'homogénéité des participants a été un facteur péjoratif. Malgré les critères d'inclusion mentionnés sur la fiche d'information de recherche de participants, la sélection a été plus laxiste par souci d'obtention d'un nombre suffisant de participants. Des coureurs spécialistes de demi-fond ainsi que des coureurs pratiquant des courses de montagne ont par exemple été admis. Aucun coureur professionnel n'a participé, de ce fait le contexte environnemental des coureurs était très divers. Hormis les

résultats principaux sur quelques courses régionales, le contexte sportif n'était pas analysé suffisamment en détail, la charge hebdomadaire ou le type et les surfaces d'entraînements n'étant par exemple pas recensés. Le matériel employé par les participants n'était pas considéré, les coureurs employant leurs chaussures habituelles. L'influence de la chaussure sur la RE et les différences entre chaussures maximalistes et minimalistes ou courir pieds nus ont été reconnu tant pour la LS que le style de course (Sinclair, Atkins, & Taylor, 2016), une chaussure minimaliste favorisant ainsi ces paramètres. Une extension de notre expérience pourrait être de mesurer tous les participants en condition barefoot. Sur terrains durs et tapis de course, on observerait assez rapidement des changements instinctifs dans la cinématique des coureurs talons, ce qui fausserait les résultats. Les mesures des stiffness auraient été possibles uniquement sur des surfaces plus souples que le tapis de course et le béton, mais n'auraient plus la même validité et la même représentation de la course sur route.

Un cas additionnel intéressant tiré de nos résultats est la divergence entre deux poses du pied, à savoir le pied posé à plat ou sur la pointe du pied, qui sont souvent assimilés à un seul et même groupe avant-pied. Des observations individuelles ont pu être réalisées en fonction de cette prise d'appui avant-pied, quel soit à plat avec un angle d'attaque très faible ou nul, et une attaque avec la pointe du pied, avec un angle d'attaque nettement plus fort et ne posant pas le talon au sol. La stiffness est également influencée par ces 2 styles mais n'a pas été prise en compte dans notre expérience. Deux coureurs du groupe en particulier détenaient pour l'un une prise d'appui à plat et pour l'autre sur la pointe. Ce dernier coureur avait les meilleures valeurs de OVS et OLS, de même que le temps de contact au sol le plus court, et ses valeurs de RE et EC à 12 km/h étaient meilleures que pour le coureur à l'attaque du sol à plat. En revanche, la tendance s'inversait concernant la stiffness passive et les valeurs de RE à la vitesse de 15km/h, avec une valeur de $v\text{VO}_2\text{max}$ très inférieure à la moyenne pour le coureur sur la pointe. Une meilleure stiffness des jambes ne déterminent pas dans ce cas la performance en course. En cause, bien que le poids des 2 coureurs soit similaire (73.6 pour le coureur pointe et 76.3 kg pour le coureur pied à plat), le niveau du coureur au pied à plat était meilleure ($v\text{VO}_2\text{max}$ de 20.7 contre 17.2 km/h). Pourtant, la différence était visible uniquement lorsque la vitesse augmentait.

Un second coureur à l'attaque du pied à plat, cette fois-ci de poids (76.7 kg) et de niveau équivalent au coureur sur la pointe ($v\text{VO}_2\text{max}$ de 17.8 km/h), a obtenu une économie moins bonne à 12 km/h et similaire à 15 km/h, avec des valeurs de stiffness en course inférieures, liées à un temps de contact au sol plus long. Cependant, comme le premier exemple du coureur au pied à plat, il détenait une meilleure stiffness passive que le coureur en pointe. En résumé, la prise d'appui avant-pied et l'angle d'attaque au sol semble influencer la stiffness passive et la

stiffness overground. Une prise d'appui sur la pointe, plutôt extrême, ne la favorise pas forcément.

4.5 Prévention des blessures et influence de la chaussure

Notre expérience réalisée avec des coureurs régionaux de haut niveau ont mis en évidence la complexité de l'influence du style de course sur leurs capacités élastiques des membres inférieurs. Le débat du meilleur style de course est sans fin tant il est difficile scientifiquement de confirmer des hypothèses biomécaniques pour une population sportive donnée. Les paramètres de la course sont pour la plupart testés et analysés isolément, hors ils sont une multitude à être interdépendants, comme nous avons pu le constater dans ce travail avec la stiffness, les temps de contact au sol, ou le poids corporel. Si l'on peut catégoriser 2 à 3 styles distincts d'appuis au sol (sur la pointe, pied à plat et talon), il existe bien d'autres facteurs techniques influençant la performance des coureurs, tels la position du bassin, l'inclinaison et les mouvements du tronc et des épaules (Arellano & Kram, 2011, 2014). Concernant la leg stiffness, elle semble être influencée par le style de course, mais n'améliore pas les performances et la RE, alors que d'autres auteurs avaient pu le confirmer (Butler et al., 2003). Il reste cependant judicieux de rappeler l'influence de la leg stiffness et du style de course en termes de prévention des blessures et de force d'impact au sol, le port des chaussures jouant également un rôle conséquent.

Quelle que soit la manière de courir, les traumatismes causés par les chocs au sol sont répercutés et absorbés dans l'ensemble du corps. Les mécanismes d'absorption intrinsèques me paraissent personnellement être les plus avisés. Le style d'appui avant-pied favorise l'amortissement par la musculature des jambes, même si une transition vers ce style est contraignante et entraînerait durant les premières séances d'accoutumance un risque plus élevé de blessures musculaire et aux tendons d'Achilles (Ridge et al., 2013). Malgré tout, ces dernières affectent majoritairement le système tissulaire et ont donc des répercussions moins graves que des fractures osseuses. Butler et al. (2003) relatent dans leur revue un lien entre la stiffness et les blessures potentielles. Plus la leg stiffness est augmentée, et plus le pic de force au sol serait élevé, dû entre autre au temps de contact au sol plus court et à un déplacement réduit des membres inférieurs (Lafortune & Hennig, 1991). Des blessures auraient été associés à ce phénomène, comme l'arthrose du genou et des fractures de stress (Grimston et al., 1991, cité d'après Butler et al., 2003). D'après ces énonces, le risque de blessures articulaires augmenterait considérablement avec la vitesse et un style d'appui talon, où le travail d'amortissement intrinsèque serait très faible et où le coureur serait dépendant d'une bonne chaussure amortissante. À l'inverse, une leg stiffness

faible auraient des répercussions différentes sur l'organisme et l'apparition de blessures. Elle conduirait à des blessures des tissus musculaires et des ligaments du genou (Granata et al., 2001, Williams et al., 2001, cités d'après Butler et al., 2003). Le rebond au sol moins réactif inciterait une plus grande production musculaire, caractéristique de l'appui talon.

Ces études n'émettent pas un résultat absolu, mais les tendances décrites paraissent logiques en biomécanique, il convient alors de trouver un équilibre entre ces extrêmes. Nos résultats avaient par ailleurs démontré que la stiffness augmentait avec le poids corporel. Par bon sens et d'un point de vue de la santé, il serait illogique de conseiller à des coureurs en endurance de prendre de la masse en vue d'améliorer leur stiffness. Un juste équilibre est dans cet exemple également préférable.

Certaines pensées actuelles ont tiré leurs fondements depuis la source de l'histoire humaine pour comprendre notre nature et nos aptitudes à nous mouvoir efficacement dans l'environnement. Selon des observations de peuples autochtones ancestraux, l'humain est capable de parcourir une centaine de kilomètres par jour, soutenu uniquement par de fines sandales (McDougall, 2009). Le corps, avec une certaine adaptation, est donc capable de supporter un effort physique extrême. Le corps est en revanche aussi capable de se désadapter. Tel serait le cas chez la population caucasienne actuelle et l'avènement de la chaussure amortissante. Certaines opinions plutôt tranchées sur la question affirment que la nature humaine est prédéfinie depuis le commencement. Chaque individu, dicté par son cerveau et son instinct, possède des préférences, tant pour l'équilibre sur une jambe que pour l'écriture par exemple. Chaque personne tend ainsi naturellement vers ses préférences de course, sa plus économique. La foulée, au final, selon les propos de Gindre (therunningclinic, 2017), n'est qu'une « expression d'un ensemble de motricités qui nous caractérise depuis que nous sommes nés ». Dès lors, des détails techniques peuvent être manipulés et améliorés, mais l'essentiel est régit inconsciemment.

Ce point de vue se confronte à un énorme paradoxe puisque notre éducation est conduite depuis les années 1970 par l'industrie et le commerce. Les pionniers du barefoot running ont présentés des études démontrant l'influence des chaussures sur le style de courses d'enfants et d'adolescents, mais également sur leurs capacités motrices générales (« Shoespiracy - A Short Documentary », 2019; Zech et al., 2018). La nature de l'enfant est en ce sens biaisée par les chaussures amorties tout au long de son développement et jusqu'à l'adolescence, faussant la proprioception au profit du confort et d'une prétendue protection optimale, au détriment d'un renforcement musculaire nécessaire.

Si nos ancêtres lointains couraient sur l'avant-pied, nos grands-parents avaient plus de raisons de courir sur le talon. La nature humaine aurait-elle été modifiée durant ces dernières décennies, entraînant une désadaptation générale de la population, vers une dépendance pour des grosses chaussures, une dépendance vers le matériel, une protection et des mécanismes d'absorption des impacts au sol extrinsèques. L'humain ne contrôlerait plus en conclusion son corps et sa santé, qui serait aux mains de la technologie. Se mouvoir dans son environnement, lentement ou rapidement, brièvement ou longtemps, sur une route ou en chemins, est finalement un besoin primaire, qu'il faut maintenir pour la vie.

5 Conclusion

La stiffness et les capacités de pliométrie de coureurs d'endurance de haut niveau apportent une réactivité certaine lors des impacts au sol, permettant un rebond au sol et un déplacement horizontal, définissant le principe même de la course. La tendance vers un appui avant-pied semblerait être avantageuse pour un rebond rapide en course. Il serait également plus préventif de certaines blessures, les muscles supportant la majeure partie des forces d'impacts au sol. Néanmoins, les styles d'appui ne sembleraient pas influencer d'autres paramètres tels que la structure musculo-tendineuse des mollets et les capacités de hoppings. Enfin, les styles d'appui n'influenceraient pas l'économie de course chez des coureurs de même niveau, ils ne seraient pas prépondérants pour une amélioration de l'économie de course, où d'autres paramètres techniques entrent en jeu.

Bibliographie

- Allard, P., & Blanchi, J.-P. (2000). *Analyse du mouvement humain par la biomécanique* (Décarie). Mont-Royal.
- Allen, D. J., Heisler, H., Mooney, J., & Kring, R. (2016). *The effect of step rate manipulation on foot strike pattern of long distance runners*. 10.
- Anderson, O. (2013). *Running science* (Human Kinetics). USA.
- Anderson, T. (1996). Biomechanics and Running Economy: *Sports Medicine*, 22(2), 76-89. <https://doi.org/10.2165/00007256-199622020-00003>
- 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)
- Arellano, C. J., & Kram, R. (2011). The energetic cost of maintaining lateral balance during human running. *Journal of Applied Physiology*, 112(3), 427-434. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00554.2011>
- Arellano, C. J., & Kram, R. (2014). The metabolic cost of human running: is swinging the arms worth it? *Journal of Experimental Biology*, 217(14), 2456-2461. <https://doi.org/10.1242/jeb.100420>
- Atkinson, G., & Reilly, T. (1996). Circadian Variation in Sports Performance: *Sports Medicine*, 21(4), 292-312. <https://doi.org/10.2165/00007256-199621040-00005>
- Billat, L. V., & Koralsztejn, J. P. (1996). Significance of the Velocity at $\dot{V}O_{2max}$ and Time to Exhaustion at this Velocity. *Sports Medicine*, 22(2), 90-108. <https://doi.org/10.2165/00007256-199622020-00004>
- Bobbert, M., Gerritsen, K., Litjens, M., & Soest, A. V. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 28(11), 1402-1412.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A.-B., Messonnier, L., & Lacour, J.-R. (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100-m sprint running. *The Journal of sports medicine and physical fitness*, 42, 274-281.
- Brigaud, F. (2013). *La course à pied, Posture, Biomécanique, Performance* (Désiris). Mondovì.
- Brigaud, F. (2016). *Guide de la foulée avec prise d'appui avant-pied* (Désiris). Paris.
- Brüggemann, G.-P., Arampatzis, A., Emrich, F., & Potthast, W. (2008). Biomechanics of double transtibial amputee sprinting using dedicated sprinting prostheses. *Sports Technology*, 1(4-5), 220-227. <https://doi.org/10.1002/jst.63>

- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). A review of research on the mechanical stiffness in running and jumping: methodology and implications: Mechanical stiffness. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 18(4), 417-426. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2008.00769.x>
- Bruton, M. R., O'Dwyer, N., & Adams, R. (2013). Sex differences in the kinematics and neuromuscular control of landing: Biological, environmental and sociocultural factors. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 23(4), 747-758. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2013.04.012>
- Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(6), 511-517.
- Cavagna, G. A., Saibene, F. P., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, 19(2), 249-256. <https://doi.org/10.1152/jappl.1964.19.2.249>
- Chelly, S. M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance: *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 326-333. <https://doi.org/10.1097/00005768-200102000-00024>
- Dallam, G. M., Wilber, R. L., Jadelis, K., Fletcher, G., & Romanov, N. (2005). Effect of a global alteration of running technique on kinematics and economy. *Journal of Sports Sciences*, 23(7), 757-764. <https://doi.org/10.1080/02640410400022003>
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., & Lacour, J.-R. (2004). A Simple Method for Field Measurements of Leg Stiffness in Hopping. *International Journal of Sports Medicine*, 25(3), 170-176. <https://doi.org/10.1055/s-2003-45252>
- di Prampero, P. E., Atchou, G., Brückner, J.-C., & Moia, C. (1986). The energetics of endurance running. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(3), 259-266. <https://doi.org/10.1007/BF02343797>
- Eklom, B., Astrand, P. O., Saltin, B., Stenberg, J., & Wallström, B. (1968). Effect of training on circulatory response to exercise. *Journal of Applied Physiology*, 24(4), 518-528. <https://doi.org/10.1152/jappl.1968.24.4.518>
- Fletcher, J. R., Esau, S. P., & MacIntosh, B. R. (2010). Changes in tendon stiffness and running economy in highly trained distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 110(5), 1037-1046. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1582-8>
- Fletcher, J. R., & MacIntosh, B. R. (2018a). Changes in Achilles tendon stiffness and energy cost following a prolonged run in trained distance runners. *PLOS ONE*, 13(8), e0202026. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202026>

- Fletcher, J. R., & MacIntosh, B. R. (2018b). Theoretical considerations for muscle-energy savings during distance running. *Journal of Biomechanics*, 73, 73-79. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.023>
- Fletcher, J. R., Pfister, T. R., & MacIntosh, B. R. (2013). Energy cost of running and Achilles tendon stiffness in man and woman trained runners. *Physiological Reports*, 1(7), e00178. <https://doi.org/10.1002/phy2.178>
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Riggins, T. J., Albertson, J. S., Mattick, D. J., & Wegley, J. C. (2004). Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clinical Biomechanics*, 19(4), 398-406. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.12.009>
- Gajdosik, R. L., Vander Linden, D. W., McNair, P. J., Williams, A. K., & Riggins, T. J. (2005). Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clinical Biomechanics*, 20(9), 973-983. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.05.011>
- Gindre, C., Lussiana, T., Hebert-Losier, K., & Mourot, L. (2016). Aerial and Terrestrial Patterns: A Novel Approach to Analyzing Human Running. *International Journal of Sports Medicine*, 37(1), 25-26. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1555931>
- Grabiner, M. D. (1993). *Current issues in biomechanics* (Champaign, IL : Human Kinetics).
- Gruber, A. H., Umberger, B. R., Braun, B., & Hamill, J. (2013). Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 115(2), 194-201. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01437.2012>
- Hamill, J., Gruber, A. H., & Derrick, T. R. (2014). Lower extremity joint stiffness characteristics during running with different footfall patterns. *European Journal of Sport Science*, 14(2), 130-136. <https://doi.org/10.1080/17461391.2012.728249>
- Hayes, P. R., & Caplan, N. (2014). Leg stiffness decreases during a run to exhaustion at the speed at O_{2max} . *European Journal of Sport Science*, 14(6), 556-562. <https://doi.org/10.1080/17461391.2013.876102>
- Kasmer, M. E., Liu, X.-C., Roberts, K. G., & Valadao, J. M. (2013). Foot-strike pattern and performance in a marathon. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 8(3), 286-292.
- Komi, P. V. (1984). Physiological and Biomechanical Correlates of Muscle Function: Effects of Muscle Structure and Stretch—Shortening Cycle on Force and Speed. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 12(1), 81.

- Kubo, K., Miyazaki, D., Shimoju, S., & Tsunoda, N. (2015). Relationship between elastic properties of tendon structures and performance in long distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 115(8), 1725-1733. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3156-2>
- Kubo, K., Miyazaki, D., Tanaka, S., Shimoju, S., & Tsunoda, N. (2015). Relationship between Achilles tendon properties and foot strike patterns in long-distance runners. *Journal of Sports Sciences*, 33(7), 665-669. <https://doi.org/10.1080/02640414.2014.962576>
- Kubo, K., Miyazaki, D., Yamada, K., Yata, H., Shimoju, S., & Tsunoda, N. (2015). Passive and active muscle stiffness in plantar flexors of long distance runners. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 1937-1943. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.012>
- Kubo, K., Morimoto, M., Komuro, T., Yata, H., Tsunoda, N., Kanehisa, H., & Fukunaga, T. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(10), 1801-1810. <https://doi.org/10.1249/mss.0b013e31813e630a>
- Kyrölänen, H., Komi, P. V., & Kim, D. H. (1991). Effects of power training on neuromuscular performance and mechanical efficiency. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 1(2), 78-87. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.1991.tb00275.x>
- Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2015). Factors affecting the energy cost of level running at submaximal speed. *European Journal of Applied Physiology*, 115(4), 651-673. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3115-y>
- Lafortune, M., & Hennig, E. (1991). Contribution of angular motion and gravity to tibial acceleration. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 23(3), 360-363.
- Larson, P., Higgins, E., Kaminski, J., Decker, T., Preble, J., Lyons, D., ... Normile, A. (2011). Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *Journal of Sports Sciences*, 29(15), 1665-1673. <https://doi.org/10.1080/02640414.2011.610347>
- Lavcanska, V., Taylor, N. F., & Schache, A. G. (2005). Familiarization to treadmill running in young unimpaired adults. *Human Movement Science*, 24(4), 544-557. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.08.001>
- Lichtwark, G. A., & Wilson, A. M. (2007). Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *Journal of Biomechanics*, 40(8), 1768-1775. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.07.025>

- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., ... Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature*, 463(7280), 531-535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Lussiana, T., Gindre, C., Hébert-Losier, K., Sagawa, Y., Gimenez, P., & Mourot, L. (2017). Similar Running Economy With Different Running Patterns Along the Aerial-Terrestrial Continuum. *International Journal of Sports Physiology and Performance*. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2016-0107>
- Maier, T., Gross, M., Trösch, S., Steiner, T., Müller, B., Bourban, P., ... Tschopp, M. (2016). *Manuel de diagnostic de performance*. Agentur Frontal AG.
- Maloney, S. J., & Fletcher, I. M. (2018). Lower limb stiffness testing in athletic performance: a critical review. *Sports Biomechanics*, 1-22. <https://doi.org/10.1080/14763141.2018.1460395>
- McDougall, C. (2009). *Born to Run: A Hidden Tribe, Superathletes, and the Greatest Race the World Has Never Seen* (Knopf). New York.
- Mercer, J. A., & Horsch, S. (2015). Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *Journal of Exercise Science and Fitness*, 13(1), 29-34. <https://doi.org/10.1016/j.jesf.2014.12.001>
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Medicine*, 46(6), 793-807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>
- Morin, J.-B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 21(2), 167-180. <https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167>
- Nicol, C., Avela, J., & Komi, P. V. (2006). The Stretch-Shortening Cycle. *Sports Medicine*, 36(11), 977-999. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636110-00004>
- Noakes, T. D. (2000). Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(3), 123-145. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0838.2000.010003123.x>
- Paavolainen, L., Häkkinen, K., Hämmäläinen, I., Nummela, A., & Rusko, H. (1999). Explosive-strength training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *Journal of Applied Physiology*, 86(5), 1527-1533. <https://doi.org/10.1152/jappl.1999.86.5.1527>

- Raça, I. (2018). *Pour une foulée efficiente. De l'amélioration des performances à la prévention des blessures en course à pied...* (Amphora). Paris.
- Ridge, S., Johnson, A., Mitchell, U., Hunter, I., Robinson, E., Rich, B. S., & Brown, S. (2013). Foot Bone Marrow Edema after a 10-wk Transition to Minimalist Running Shoes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 45(7), 1363-1368. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182874769>
- Riley, P. O., Dicharry, J., Franz, J., Della Croce, U., Wilder, R. P., & Kerrigan, D. C. (2008). A kinematics and kinetic comparison of overground and treadmill running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 40(6), 1093-1100. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181677530>
- Robi, K., Jakob, N., Matevz, K., & Matjaz, V. (2013). The Physiology of Sports Injuries and Repair Processes. *Current Issues in Sports and Exercise Medicine*. <https://doi.org/10.5772/54234>
- Saunders, P. U., Pyne, D. B., Telford, R. D., & Hawley, J. A. (2004). Factors Affecting Running Economy in Trained Distance Runners. *Sports Medicine*, 34(7), 465-485. <https://doi.org/10.2165/00007256-200434070-00005>
- Shoespiracy - A Short Documentary. (2019). Consulté 5 avril 2019, à l'adresse <https://www.shoespiracy.tv/>
- Sinclair, J., Atkins, S., & Taylor, P. J. (2016). The Effects of Barefoot and Shod Running on Limb and Joint Stiffness Characteristics in Recreational Runners. *Journal of Motor Behavior*, 48(1), 79-85. <https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1044493>
- 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>
- therunningclinic. (2017). *Débat «Faut-il apprendre à courir», Partie 3 - Cyrille Gindre*. Consulté à l'adresse <https://www.youtube.com/watch?v=lhHnS0BhJes>
- Turner, A. N., & Jeffreys, I. (2010). The Stretch-Shortening Cycle: Proposed Mechanisms and Methods for Enhancement: *Strength and Conditioning Journal*, 32(4), 87-99. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e3181e928f9>
- Ueno, H., Suga, T., Takao, K., Tanaka, T., Misaki, J., Miyake, Y., ... Isaka, T. (2018). Potential Relationship between Passive Plantar Flexor Stiffness and Running Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 39(03), 204-209. <https://doi.org/10.1055/s-0043-121271>

- Walker, O. (2016). Stretch-Shortening Cycle | Science for Sport. Consulté 11 mars 2019, à l'adresse https://www.scienceforsport.com/stretch-shortening-cycle/#av_section_2
- Williams, K. R., & Cavanagh, P. R. (1987). Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *Journal of Applied Physiology*, 63(3), 1236-1245. <https://doi.org/10.1152/jappl.1987.63.3.1236>
- Zatsiorsky, V., & Kraemer, W. (2006). Science and Practice of Strength Training-2nd Edition. Consulté 12 mars 2019, à l'adresse Human Kinetics Europe website: <https://uk.humankinetics.com/products/science-and-practice-of-strength-training-2nd-edition>
- Zech, A., Venter, R., de Villiers, J. E., Sehner, S., Wegscheider, K., & Hollander, K. (2018). Motor Skills of Children and Adolescents Are Influenced by Growing up Barefoot or Shod. *Frontiers in Pediatrics*, 6. <https://doi.org/10.3389/fped.2018.00115>

Remerciements

L'étude et la conception du projet n'auraient jamais été possibles sans l'aide de Jan, sans qui toutes mes idées n'auraient pas pu être développées pour aboutir concrètement à ce projet d'étude de master. Également intéressé par la course à pied, heureusement, car les méthodes et les analyses mathématiques ont nécessité beaucoup de temps à leurs élaborations et ont pu être réfléchies précisément et avec précaution, sachant qu'il s'agissait d'un thème compliqué. Un grand merci également pour sa disponibilité lors des expériences réalisées les soirs de semaines et les weekends, à mes multiples questions et incertitudes, et à ses réponses de mail rapides.

Les ressources matérielles empruntées au service du sport de l'Université ont été fondamentales pour la réalisation des tests d'efforts sur tapis de course, ainsi que l'appareil de spirométrie rendu disponible par Xavier Chenevière.

Enfin, merci à ma sœur, pour ses conseils dans la préparation des « gâteaux-cookies » destinés aux participants, et pour son palet aiguisé en gourmandise, sans quoi les recettes n'auraient pas pu être améliorées et auraient été un fiasco. Merci à elle également pour son temps à lire mon texte et pour ses corrections de grammaire française.

La course à pied n'a jamais été mon intérêt premier dans le sport. La contagion a été pourtant rapide et efficace, gracieusement refilee par la passion de certains. Merci à eux, et merci à Nicolas, pour ses conseils, pour sa vision biomécanique, sans qui je n'aurais jamais cherché autant loin dans la connaissance de ce sport.

Annexes

Recherche de participants pour travail de Master

Sujet d'étude : biomécanique et économie de course à pied

Profil des participants recherchés

- coureurs longue distance sur route (semi-marathon, marathon, également spécialistes 10'000m)
- VMA (vitesse maximale aérobie) supérieure à 18km/h ; équivalent à un marathon en moins de 3h, un semi-marathon en moins de 1h25 ou 10km en moins de 37 minutes

Déroulement

Tests à effectuer une fois :

- Tests de sauts
- Tests articulaires passifs
- Fréquence cardiaque lors de la course (30 mètres à allure de compétition)
- Test sous-maximal (à allure de compétition) sur tapis de course avec spiromètre ; mesure de l'économie de course et VO_2 (consommation d'oxygène pendant l'effort)
- + Test incrémental maximal pour la mesure de la VO_{2max} (si volonté des coureurs)

Matériel: chaussure de course à pied et vêtement de sport (les tests sont effectués à l'intérieur, pas besoin de coupe-vent ni de gore tex :)

Durée: 1 fois pendant environ 2h-2h30

Début des tests à partir de fin octobre

Lieu: Rendez-vous à la salle 0100, à côté du bureau UNI-INFO

- Sous les salles de sport PER20 et de la mensa de Pérolles, Boulevard de Pérolles 95, 1700 Fribourg
- 5' en bus depuis la gare (bus 1 et 3 direction Pérolles, arrêt Charmettes) ou 10-15' à pied

Intérêt pour les participants

- Possibilité d'obtenir les valeurs personnelles à jour de consommation d'oxygène et d'économie de course (à la charge de l'université)

Contact: manuel.rudaz@unifr.ch 079 853 90 64

Merci beaucoup pour votre participation !

Informations aux participants et déclaration de consentement des participants à l'étude

Capacités de pliométrie liées à l'économie de course

- Merci de lire attentivement les informations suivantes.
- Nous sommes à disposition en cas d'incompréhension ou pour tout complément d'informations.

Dans l'étude susmentionnée de l'Université de Fribourg, nous étudions l'influence de la pliométrie sur l'économie de course.

1. Conditions de participation et critères d'exclusion

L'étude souhaite évaluer des coureurs à pied de haut niveau. Les coureurs souhaitant participer à l'étude doivent remplir les conditions suivantes :

- Vitesse maximale aérobie supérieure ou équivalente à 18km/h
- Coureur longue distance sur route (compétition équivalente ou supérieure à 10 km)

Les critères d'exclusion sont une blessure ou une maladie présente qui pourraient avoir un effet sur la performance actuelle du coureur.

2. Libre choix de participation à l'étude

Chaque participant décide librement de sa volonté à participer à l'étude. Dans ce cas, il se verra remplir un consentement écrit. Le participant peut révoquer ce consentement écrit à tout moment et sans indiquer de motif.

3. But de l'étude

Le but de cette étude est de mesurer l'économie de course ainsi que les capacités pliométriques des coureurs. L'économie de course peut se mesurer par les échanges gazeux et les variations de consommation d'oxygène pendant un effort défini. La pliométrie est utile quant à elle à mesurer la rigidité des jambes. Elle peut être mesurée indirectement par plusieurs méthodes. Lors d'une course en condition réelle et à une vitesse définie, les temps de contact au sol et les temps de vol sont relevés par un « Optogait » et permettent de calculer la rigidité de la jambe lors de l'action. Ce même appareil permet de mesurer des sauts verticaux maximaux. La capacité maximale de rebond des muscles des membres inférieurs est alors atteinte, plus précisément des muscles fléchisseurs de la cheville et extenseurs du genou, ce qui nous permet d'obtenir la rigidité verticale des jambes. Enfin, la rigidité des muscles de la cheville peut également être mesurée de manière passive grâce à un appareil isocinétique. Ce dernier mesure la force musculaire émise par le muscle lorsque celui-ci est étiré. Il s'agit d'une prévention du muscle contre un étirement externe et une potentielle atteinte à sa santé.

4. Déroulement de l'étude

Chaque participant est invité à se rendre au lieu défini des tests pour une durée totale de 3 heures. Les différents tests seront accomplis une fois sous la direction de l'expérimentateur ou du professeur correspondant. Les tests de rigidité passive et de sauts seront effectués dans un premier temps, suivis des tests de course en conditions réelles et sur tapis de course.

5. Protection des données

Toutes les données sont analysées et stockées anonymement.

6. Personne de contact

Pour toute incertitude, urgence, événement inattendu ou indésirable survenant pendant ou après l'étude, vous pouvez toujours contacter les personnes de contact énumérées ci-dessous.

Expérimentateur:

Manuel Rudaz, 079 853 90 64, manuel.rudaz@unifr.ch
jan.ruffieux@unifr.ch

Responsable de l'Université:

Jan Ruffieux, 026 300 72 62,

Déclaration de consentement

- J'ai été informé verbalement et par écrit des objectifs et du déroulement de l'étude.
- J'ai lu et compris les informations sur le sujet. Mes questions relatives à la participation à cette étude m'ont été répondues de manière satisfaisante.
- Je peux conserver une copie des informations sur le sujet et du formulaire de consentement.
- J'ai eu suffisamment de temps pour prendre ma décision.
- Je suis conscient que l'assurance couvre les dommages si ceux-ci surviennent dans l'étude.
- Je participe volontairement à cette étude. Je peux révoquer mon consentement à participer à tout moment et sans donner de raisons.

Participant

Nom et prénom

Lieu, date

Signature

Confirmation du responsable de l'étude

Je confirme avoir expliqué au sujet mentionné ci-dessus le but et le déroulement de l'étude. Je vous assure que je vais remplir toutes les obligations liées à cette étude. Si, à tout moment au cours de l'étude, je découvre un aspect susceptible d'avoir une incidence sur la volonté du sujet de participer à l'étude, je vous informerai dans les meilleurs délais.

Nom et prénom

Lieu, date

Signature

Résultats test VO₂max

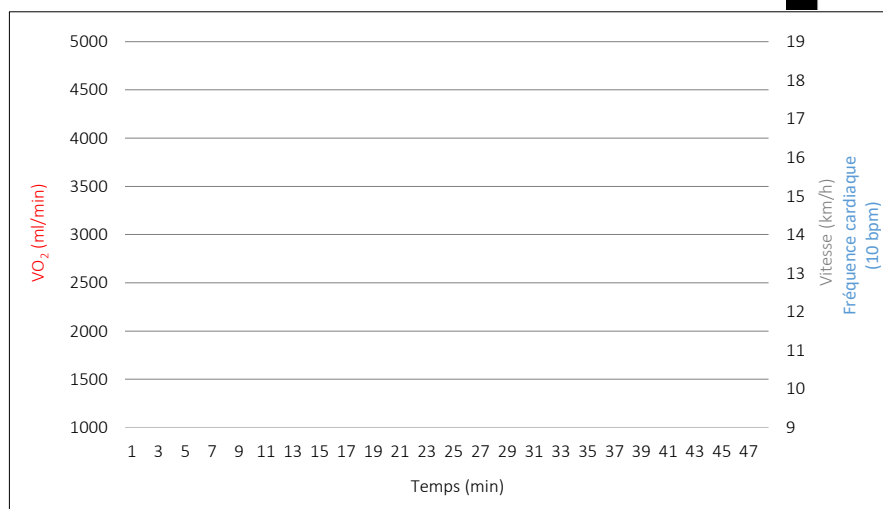


Nom

Date du test

Protocole du test

Vitesse de départ (km/h)	
Incrémentation (km/h)	0.5
Durée du palier (s)	30
Inclinaison du tapis	7%

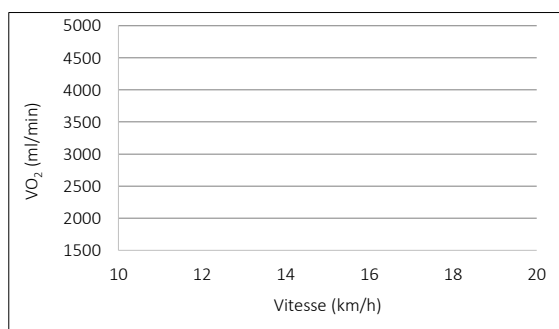


Résultats

Poids (kg)	0.0
Temps écoulé à l'interruption (min:s)	00:00
Vitesse à l'interruption (km/h)	0
VO ₂ max (ml/min)	#DIV/0!
VO ₂ max relative (ml/(min*kg))	#DIV/0!
VE _{max} (l/min)	0
Fréquence cardiaque maximale (bpm)	0

vVO₂max

	Vitesse (km/h)	VO ₂ (ml/min)	FC (bpm)
	12.0	#DIV/0!	#DIV/0!
	15.0	#DIV/0!	#DIV/0!
vVO ₂ max	#DIV/0!	#DIV/0!	



Valeurs moyennes par palier

Temps (min)	Vitesse (km/h)	VO ₂ (ml/min)	FC (bpm)
0.5		#DIV/0!	#DIV/0!
1	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
1.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
2	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
2.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
3	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
3.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
4	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
4.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
5.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
6	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
6.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
7	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
7.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
8	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
9	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
9.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
10	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
10.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
11	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
11.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
12	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
12.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
13	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
13.5	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!
14	#VALEUR!	#DIV/0!	#DIV/0!