

# **Utilisation de capteurs d'unités de mesure inertielle pour l'évaluation des effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres mécaniques de la course à vitesse préfé- rentielle et imposée chez des sujets sains**

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

**Gabrielle Vuille-dit-Bille**

à

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

en collaboration avec la  
Haute école fédérale de sport de Macolin

Référent  
Prof. Wolfgang Taube

Conseiller  
Dr. Francis Degache

Neuchâtel, Avril 2021

## Table des matières

Résumé .....	3
1 Introduction .....	4
1.1 Mécanique de course .....	4
1.2 Allègement du poids du corps .....	12
1.3 Utilisation de l'AlterG® .....	20
1.4 Capteurs d'unités de mesure inertielle (IMU) .....	24
1.5 Objectifs et questions de recherche .....	25
2 Méthode .....	27
2.1 Participants .....	27
2.2 Design de l'étude .....	27
2.3 Instruments de recherche .....	29
2.4 Évaluation des données et analyse statistique .....	31
3 Résultats .....	34
3.1 Reproductibilité et comparaison des capteurs .....	34
3.2 Comparaison des protocoles d'allègement et de rechargement .....	39
3.3 Évolution des paramètres de course avec l'allègement du poids du corps .....	42
4 Discussion .....	52
4.1 Reproductibilité des capteurs .....	52
4.2 Comparaison entre les capteurs .....	54
4.3 Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement .....	55
4.4 Évolution de la mécanique de course avec l'allègement du poids du corps .....	56
4.5 Limites et perspectives .....	62
5 Conclusion .....	63
Bibliographie .....	64
Remerciements .....	70

## Résumé

**Introduction :** L'AlterG® est utilisé en réhabilitation et en performance pour réduire la charge sur les membres inférieurs. De nombreux auteurs ont déjà étudié les effets de l'allègement du poids du corps (PC) sur la mécanique de la course. Cependant, les liens entre ces effets et leurs applications dans la rééducation n'ont jamais été approfondis. Par ailleurs, l'analyse de course se fait habituellement avec des systèmes gold standards précis mais coûteux et astreignants. Les capteurs d'unités de mesure inertielle (IMU) représentent une alternative intéressante malgré une fiabilité moindre. Ainsi, l'objectif était premièrement de comparer les deux capteurs IMU, puis de comparer le protocole d'allègement et le protocole de rechargement et finalement, d'évaluer l'évolution de la course dans la condition d'allègement et de la mettre en relation avec la rééducation.

**Méthode :** 17 sujets ont participé à l'étude et effectué quatre protocoles qui consistaient en une course de 2 minutes par palier de PC dans les conditions d'allègement de 100% à 40% PC et de rechargement entre 40% et 100% PC à vitesse préférentielle (allure modérée) et à vitesse imposée (allure intense). Les capteurs IMU RunScribe™ et Physilog® ont été utilisés pour l'analyse de la mécanique de course.

**Résultats :** Tout d'abord, la comparaison intra-capteurs n'a pas montré de différence alors que la comparaison inter-capteurs a présenté des différences significatives. Ensuite, le rechargement a provoqué des changements significativement opposés à ceux induits par l'allègement. En définitive, l'allègement du PC a eu des effets significatifs sur les paramètres spatio-temporels et cinétiques dès 80% PC et ensuite, par intervalles irréguliers jusqu'à 40%. Les paramètres cinématiques n'ont révélé aucune évolution avec l'allègement.

**Discussion :** Les résultats ont montré que les deux capteurs sont reproductibles mais pas comparables d'où la nécessité d'utiliser toujours le même capteur dans le cadre de l'analyse de la course. Les résultats des protocoles d'allègement et de rechargement étant opposés, seul le palier de PC est important et non les transitions pour y parvenir. Les paramètres ont changé significativement dès 80% PC, par conséquent, le schéma de course pourrait être modifié à partir de ce seuil.

**Conclusion :** Les capteurs IMU peuvent être utilisés pour l'analyse de la course mais le même capteur doit être choisi dans le cas de plusieurs mesures. Le schéma de course semble être modifié à partir de 80% PC d'où la question de la pertinence de l'utilisation de l'AlterG® pour la course en dessous de ce PC. Cette nouvelle connaissance est à intégrer dans les protocoles de rééducation utilisant l'AlterG®.

# 1 Introduction

De nouvelles technologies pour optimiser la rééducation musculo-squelettique et maximiser les performances sportives sont régulièrement adoptées. Le concept de charge optimale pour maximiser la guérison et remodeler les tissus lésés est considéré comme un principe central de la physiothérapie du sport moderne. Alors qu'il existe différentes méthodes permettant de réduire la charge musculo-squelettique pendant la marche ou la course grâce à des systèmes de harnais ou à des tapis de course immergés, le tapis de course anti-gravité utilise une nouvelle technologie de pression d'air différentielle afin de diminuer la charge sur les membres inférieurs. Cette méthode d'allègement du poids du corps est de plus en plus disponible dans le cadre de la rééducation et de la performance. Particulièrement bénéfique pour les patients ayant des restrictions de charge suite à des lésions articulaires, osseuses ou musculaires, le tapis de course anti-gravité fournit aux patients en rééducation une méthode de progression quantifiable de la charge. Toutefois, malgré l'augmentation de l'utilisation des tapis de course anti-gravité, les effets des différents allègements du poids du corps sur la biomécanique de la course et son application en thérapie restent approximatifs. (Farina et al., 2017; Hodges- Long et al., 2020; Smoliga et al., 2015; Thomson et al., 2017).

## 1.1 Mécanique de course

La course à pied est un moyen de locomotion de base naturel mais complexe. C'est une fonction naturelle essentielle dans la vie quotidienne et dans le sport, présente dans les domaines de la performance, de la rééducation et de la prévention. De plus, la course à pied semble être un des meilleurs moyens de promotion de l'activité physique et de maintien d'une bonne condition physique. De par son accessibilité et son omniprésence, cette activité physique cyclique gagne en popularité depuis les années 70 (Fields et al., 2010; Novacheck, 1998). Toutefois, avec l'augmentation de l'attrait pour ce sport, l'incidence des blessures chroniques ou aiguës liée à cette pratique est aussi en augmentation (Dugan & Bhat, 2005). Van Gent et al. (2007) estiment que l'incidence globale des lésions des membres inférieurs liées à la course à pied varie entre 19.4 % et 79.3%. Afin de prévenir les blessures, d'optimiser la rééducation et d'améliorer la performance, il est primordial de comprendre la mécanique de la course et les facteurs qui l'influencent (Dicharry, 2010; Farina et al., 2017).

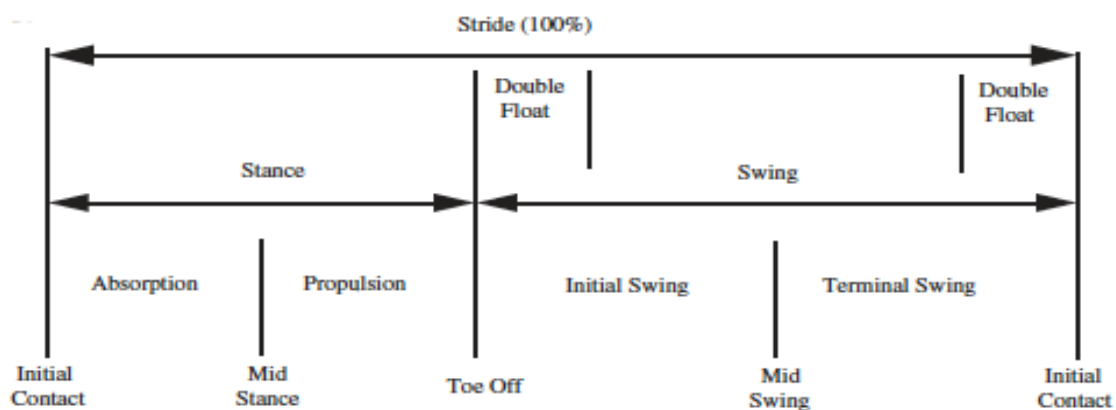


### 1.1.1 Cycle de course

Le cycle de course illustré sur la figure 1 est l'unité de mesure de base de l'analyse de la course. Il décrit les paramètres de temps et d'espace. Un cycle est défini par une période qui commence lorsque le pied entre en contact avec le sol et se termine lorsque le même pied touche à nouveau le sol (Dicharry, 2010; Novacheck, 1998). Le cycle de course est divisé en 2 parties ; une phase d'appui (quand le pied est au sol) et une phase d'oscillation (quand le pied est en l'air). La phase d'appui commence avec l'attaque du pied au sol (initial contact), suivi de la phase d'appui intermédiaire (mid stance) et se termine avec le décollage du pied (toe off). La phase d'oscillation intervient entre le décollage d'un pied et le contact au sol de l'autre pied et est caractérisée par l'absence de contact des deux pieds au sol. La phase d'appui représente en moyenne 40% de la durée totale du cycle et la phase d'oscillation 60%. Ces rapports dépendent de la vitesse. La phase d'appui représente plus que 20% de la durée du cycle lorsque la vitesse est maximale (Dicharry, 2010; Dugan & Bhat, 2005; Grimshaw et al., 2010; Nicola & Jewison, 2012; Novacheck, 1998).

**Figure 1**

*Schéma du cycle de course*



*Note.* (Dugan & Bhat, 2005, p. 610).

### 1.1.2 Paramètres spatiotemporels de course

Les paramètres spatiotemporels de la course ont largement été étudiés et mis en relation soit avec la performance, soit avec le risque de blessure (Roche Seruendo et al., 2017). Ils permettent de reporter de manière objective où, quand, pendant combien de temps et à quelle vitesse

l'individu est en contact avec le sol et en suspension lors des phases d'oscillation. Ces paramètres incluent le temps de foulée, le temps de pas, la longueur de foulée, la longueur de pas, la vitesse et la cadence. Une foulée est définie par un cycle allant du contact initial d'un pied jusqu'au contact initial de ce même pied. Un pas est caractérisé par une période allant du contact initial d'un pied jusqu'au contact initial de l'autre pied. La vitesse est déterminée par la longueur de foulée divisée par le temps de foulée. La cadence se réfère au nombre de pas par minute. (Dicharry, 2010; Dugan & Bhat, 2005).

Durant le cycle de course, il y a deux périodes de vol pendant lesquelles aucun des pieds ne touchent le sol ce qui provoque une diminution du temps en phase d'appui et une augmentation du temps en phase d'oscillation. Plus la vitesse de course augmente et plus cette tendance sera visible. L'augmentation de la vitesse se fait par l'allongement de la longueur de pas puis l'augmentation de la cadence (Grimshaw et al., 2010) diminuant ainsi, le temps de contact et le duty factor, soit le pourcentage entre le temps de contact et le temps total de foulée (Hamill et al., 1983). L'augmentation de la longueur de pas est limitée principalement par la capacité du coureur à générer suffisamment de force pour déplacer son centre de masse vers l'avant et secondairement par la taille du sujet. De nombreux auteurs se sont intéressés aux effets de la modification des paramètres spatio-temporels dans le but d'atténuer les chocs. L'impact entre le pied et le sol entraîne une onde de choc transmise dans tout le corps. L'atténuation du choc est le processus d'absorption de l'énergie de l'impact et de réduction de l'amplitude de l'onde de choc (Mercer et al., 2003). En manipulant de manière indépendante la longueur et la fréquence de foulée à différentes vitesses, Mercer et al. (2003) ont conclu que les chocs pouvaient être réduits en augmentant la longueur de foulée sans modifier la fréquence de foulée. Au contraire, Heiderscheit et al. (2011) ont démontré qu'une augmentation de 5% de la cadence permettait de diminuer la charge sur les articulations de la hanche et du genou. Allen et al. (2016) ont découvert qu'une augmentation de 10% de la cadence naturelle permettait une transition d'une attaque talon vers une attaque talon moins sévère voire médio-pied, modifiant ainsi les forces lors de l'impact avec le sol. De plus, une cadence élevée semble réduire les risques de blessures chroniques aux genoux en diminuant la charge sur l'articulation et en augmentant l'activation du muscle fessier. Cette activation musculaire accrue réduit le mouvement frontal au niveau du genou conduisant à une diminution des contraintes sur l'articulation fémoro-patellaire (Neal et al., 2016). Comprendre les paramètres spatio-temporels et les facteurs qui affectent l'atténuation des chocs est primordial car l'amplitude et le taux des forces d'impact durant la phase d'appui semblent être reliés aux blessures de surcharge (Mercer et al., 2003).

### ***1.1.3 Paramètres cinématiques de course***

**Type de foulée.** Le type de foulée est un facteur important affectant la performance et l'apparition de blessures. Il est divisé en trois attaques : attaque talon, attaque médio-pied et attaque avant-pied et dépend du centre de pression au moment du contact initial (Yin et al., 2020). Des différences cinématiques significatives entre les types de foulée ont été relevées dans la littérature. En effet, Almeida et al. (2015) ont observé une différence d'angle de flexion du pied avec les coureurs talon qui attaquent le sol en flexion dorsale alors que les coureurs avant-pied attaquent en flexion plantaire. L'angle du genou est également différent au contact initial avec une flexion plus importante pour les coureurs avant-pied. Les coureurs ayant une attaque talon sont les plus fréquents avec 75% des coureurs élites et 85% des coureurs amateurs adoptant ce type de foulée (Yin et al., 2020). Toutefois, les coureurs adoptant une attaque talon présentent un taux plus élevé de blessures musculo-squelettiques que les coureurs médio-pied et avant-pied. L'adoption de différents types de foulée modifie les caractéristiques cinétiques et cinématiques de la course conduisant à différents types de blessures selon le type de foulée. Avec des taux de charge élevés, les coureurs talon seraient plus susceptibles de présenter des fractures tibiales de fatigue, des fasciites plantaires ou des blessures aux genoux et aux hanches. À l'inverse, les coureurs avant-pied ont besoin d'une grande force excentrique au niveau des mollets pour absorber les impacts. Par conséquent, ils sont plus susceptibles de développer des tendinopathies achilléennes ou des lésions aux mollets (Almeida et al., 2015).

**Pronation et supination.** La pronation et la supination, grâce aux mouvements de l'articulation sous-talienne (articulation entre le calcanéum et le talon) et du pied, jouent un rôle important dans la mécanique du pied et de la cheville pendant la phase d'appui du cycle de course (Nicola & Jewison, 2012). Juste avant l'impact, le pied est en supination (inversion, abduction et flexion plantaire) de manière à ce que ce soit la partie latérale du pied qui prenne contact avec le sol (Grimshaw et al., 2010). Lors de l'impact au sol, le pied passe en pronation afin que tout le pied soit en contact avec le sol et puisse absorber et dissiper le choc et ainsi limiter une transmission excessive des chocs à la chaîne cinétique. Les fléchisseurs plantaires sont en contraction excentrique afin d'absorber l'impact pendant la pronation (Nicola & Jewison, 2012). Le pied repasse en supination après l'appui intermédiaire pour prendre appui sur les orteils et permettre la propulsion avec une contraction concentrique (Grimshaw et al., 2010).

Plusieurs facteurs influencent l'amplitude de pronation/supination qui varient normalement entre 10 degrés pronation et 10 degrés supination. Un poids excessif tend à affaiblir la voûte

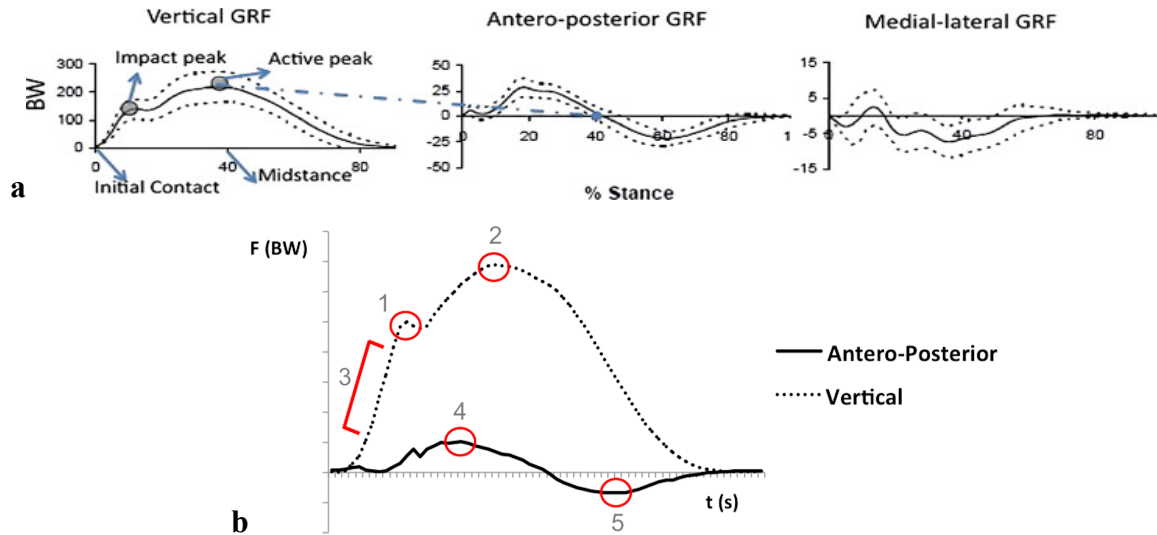
plantaire et à produire une pronation plus ample et plus rapide. L'angle de supination tend à augmenter quand la vitesse augmente alors que l'angle de pronation reste relativement constant. La pronation s'effectue plus rapidement quand la vitesse est élevée car la phase d'appui est plus courte. Si le pied frappe le sol en pronation, il perd sa fonction d'amortissement du choc (Grimshaw et al., 2010). Une pronation excessive est le problème le plus couramment observé dans l'analyse de la course. Un certain degré de pronation est requis mais une hyperpronation provoque un effet de fouettement sur le tendon d'Achille, provoquant certaines fois des ruptures de ce dernier (Hess, 2010). Un angle supérieure à 20 degrés provoque également une rotation interne excessive du tibia et il en résulte un déséquilibre de l'articulation du genou qui peut provoquer une douleur articulaire antérieur (Dugan & Bhat, 2005; Grimshaw et al., 2010).

#### ***1.1.4 Paramètres cinétiques de course***

***Forces de réaction au sol (GRF).*** Les forces de réaction au sol décrivent les forces qui agissent entre le pied et le sol et permettent de quantifier les impacts et les charges transmis à travers les structures musculo-squelettiques des membres inférieurs. Elles sont divisées en composantes verticale, médio-latérale et antéro-postérieure. Les coureurs avec une attaque talon produisent des forces verticales de réaction au sol (vGRF) caractéristiques avec deux pics : un pic d'impact suivi d'un pic actif. Les coureurs médio-pied et avant-pied produisent des vGRF avec un seul pic, le pic actif. La pente entre le contact initial et le pic d'impact correspond au taux de charge (figure 2). La composante antéro-postérieure décrit les forces de freinage et les forces de propulsion (Cavanagh & Lafortune, 1980; Dicharry, 2010; Grabowski & Kram, 2008).

**Figure 2**

*Illustration des composantes verticale, antéro-postérieure et médio-latérale des forces de réaction au sol*

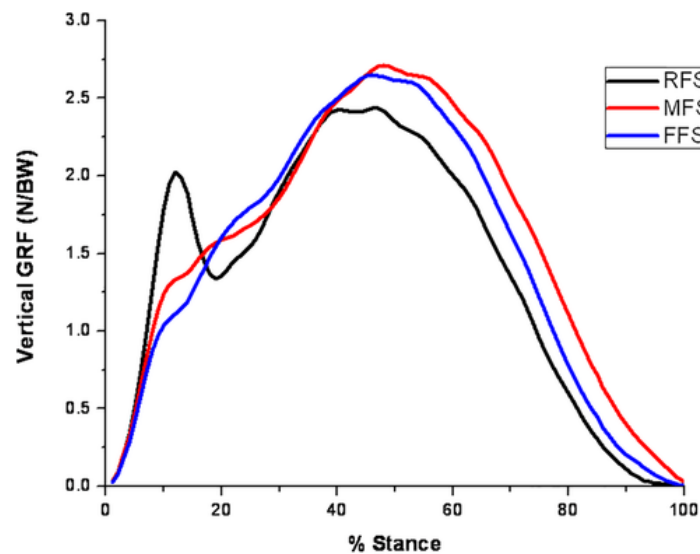


*Note.* (a) Composante verticale, antéro-postérieure et médio-latérale des forces de réaction au sol (GRF). Les données sont en pourcentage de la phase d'appui et du poids du corps (BW). Le pic actif de la composante verticale correspond toujours au point « 0 » de la composante antéro-postérieure (Dicharry, 2010, p. 355), (b) Composante verticale et antéro-postérieure des GRF. La force est normalisée en fonction du poids du corps. (1) pic d'impact ; (2) pic actif ; (3) taux de charge ; (4) pic de force de freinage ; (5) pic de force propulsive (Bazuelo-Ruiz et al., 2018).

Les GRF sont influencées par plusieurs facteurs notamment le type de foulée, la vitesse, le poids du coureur et le sol (Nilsson & Thorstensson, 1989; Tenforde et al., 2020). La figure 3 illustre qu'un coureur avec un attaque talon aura un premier impact (pic d'impact) qui précède le pic actif. Ce premier impact peut être associé à un taux de charge élevé qui contribue à un risque plus élevé de blessure. Au contraire, les coureurs avec une foulée avant-pied présentent une courbe régulière sans premier impact et donc un taux de charge inférieur. Les coureurs médio-pied ont un taux de charge plutôt similaire aux coureurs avant-pied et peuvent ou non présenter un premier impact (Tenforde et al., 2020).

**Figure 3**

*Illustration des forces de réaction au sol selon le type de foulée*



*Note.* La figure montre les forces verticales de réaction au sol en fonction du type de foulée. Attaque talon = RFS – rearfoot strike, attaque médio-pied = MFS – midfoot strike, attaque avant-pied = FFS – forefoot strike. Les forces de réaction au sol sont exprimées en Newton relatif au poids du corps (N/BW) (Tenforde et al., 2020, p. 680).

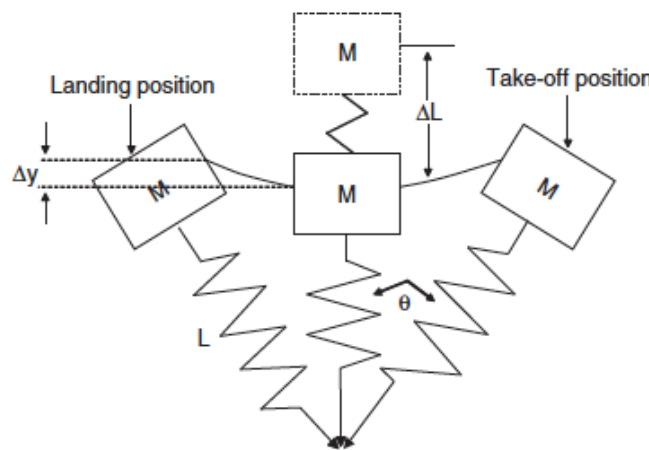
En augmentant la vitesse de course, le pic vertical et horizontal des GRF augmentent (Hamill et al., 1983; Nilsson & Thorstensson, 1989). L'augmentation du pic vertical GRF et du taux de charge ont été associés par plusieurs auteurs à un risque accru de blessures de surutilisation telles que des fractures de fatigue, des fasciites plantaires ou des tendinites achilléenne (Gerlach et al., 2005; Hreljac, 2004). Des preuves suggèrent également que des pics actifs verticaux plus grands jouent un rôle significatif dans les blessures liées à la course (Hreljac, 2004). Le pic d'impact vertical résulte de la collision entre le pied et le sol lors de l'attaque du pied (attaque talon). Ces forces passives peuvent atteindre entre 1.5 fois le poids du corps à vitesse faible (2m/s) et jusqu'à 3 fois le poids du corps à des vitesses plus élevées (7m/s). Le pic actif de GRF reflète la génération de force musculaire pendant l'appui intermédiaire et atteint jusqu'à 2.5 – 2.8 fois le poids du corps (Cavanagh & LaFortune, 1980).

**Raideur de jambe ( $k_{leg}$ ) et raideur verticale ( $k_{vert}$ ).** La raideur des membres inférieurs permet de caractériser le mouvement global des membres inférieurs et la compliance de ceux-ci au moment de l'impact (Shih et al., 2019). Pendant la course, les structures musculo-tendineuses

des membres inférieurs stockent et restituent alternativement l'énergie élastique, de sorte que les jambes, constituant le modèle masse-ressort (figure 4), agissent comme des ressorts chargés par la masse corporelle du coureur (Bazuelo-Ruiz et al., 2018). Les paramètres utilisés pour décrire la raideur sont la raideur de jambe ( $k_{leg}$ ) et la raideur verticale ( $k_{vert}$ ). La  $k_{leg}$  est définie par le rapport entre la force maximale ( $F_{max}$ ) qui se réfère au pic vertical de force et le changement de longueur de la jambe ( $\Delta L$ ) durant la phase d'appui intermédiaire ( $k_{leg} = F_{max} / \Delta L$ ). La  $k_{vert}$ , bien qu'elle ne corresponde à aucun ressort physique est utilisée pour décrire la résistance du corps au déplacement vertical du centre de masse lors du contact et est définie comme le rapport entre la force maximale ( $F_{max}$ ) et le déplacement vertical du centre de masse ( $\Delta y$ ) du contact initial à l'appui intermédiaire ( $k_{leg} = F_{max} / \Delta y$ ) (Brughelli & Cronin, 2008; Morin et al., 2005).

**Figure 4**

*Représentation schématique du modèle de masse-ressort pendant la phase d'appui*



*Note.* Déplacement du centre de masse (CM) et du changement de longueur de jambe pendant la phase d'appui. L = longueur de la jambe ressort ; M = masse ; y = déplacement vertical du CM (Brughelli & Cronin, 2008, p. 651).

En fonction de la vitesse, il a été démontré que la  $k_{vert}$  augmente lorsque la vitesse augmente. Sachant que la  $k_{vert}$  est le produit du pic vertical de force par le déplacement vertical du centre de masse, cela paraît logique que l'augmentation de la force provoque l'augmentation de la  $k_{vert}$  avec l'augmentation de la vitesse. Toutefois, le degré d'augmentation du pic des GRF ne correspond pas à celui de la  $k_{vert}$ . Contrairement à la  $k_{vert}$ , la  $k_{leg}$  ne semble pas être impactée par

les changements de vitesse. Ceci s'explique par le fait que le changement de longueur de la jambe ressort augmente aussi avec l'augmentation de la vitesse. L'augmentation du pic GRF est annulé par l'augmentation de la longueur de la jambe ressort ne modifiant ainsi pas la  $k_{leg}$  (Brughelli & Cronin, 2008). En maintenant la vitesse constante mais en augmentant la fréquence de foulée, Farley et Gonzalez (1996) ont constaté que l'ajustement le plus important du système masse-ressort était l'augmentation de la  $k_{leg}$  avec comme conséquence une augmentation de la  $k_{vert}$ . Le déplacement vertical pendant la phase de contact diminue et le rebond au sol est plus rapide avec une fréquence de foulée plus élevée. La  $K_{leg}$  et la  $K_{vert}$  jouent un rôle important dans l'efficacité de la course. La raideur est également liée au risque de blessure. En effet une certaine raideur semble être requise pour faciliter la restitution de l'énergie élastique stockée. Toutefois, une raideur trop élevée peut augmenter les chocs et les pics de force et diminuer l'amplitude articulaire menant à un risque de blessure osseuse accru comme des fractures de fatigue ou de l'ostéoarthrite alors qu'une trop faible raideur a été associée à une plus grande incidence de lésions des tissus mous (Brazier et al., 2019). Shih et al. (2019) ont trouvé une forte corrélation positive entre la raideur des membres inférieurs et la vGRF chez les coureurs avec une attaque talon. Ils ont en effet observé qu'une  $K_{leg}$  plus élevée directement après le contact initial peut exposer les coureurs avec une attaque talon à des taux de charge plus élevés. Yin et al. (2020) ont observé que les coureurs avec une attaque avant-pied ont une  $K_{leg}$  12.7% plus élevée que les coureurs avec une attaque talon. Il semblerait qu'en fonction de l'anthropométrie et des capacités physiques, chaque personne aurait un niveau de raideur optimal pour performer tout en évitant les blessures (Brazier et al., 2019).

La mécanique de course dans des conditions standards a été détaillée jusqu'ici. Les chapitres suivants vont traiter de l'allègement du poids du corps et des effets de celui-ci sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la course.

## **1.2 Allègement du poids du corps**

Le concept de la charge optimale pour maximiser la guérison et le remodelage des tissus lésés est considéré comme un principe central de la physiothérapie du sport moderne (Thomson et al., 2017). Après une blessure ou une opération des membres inférieurs, les patients sont souvent incapables de marcher ou de supporter leur poids du corps total. Cela peut être dû à des douleurs, des faiblesses, une instabilité, à la protection des tissus réparés chirurgicalement ou des prothèses récemment implantées. Cependant, l'immobilisation cause une diminution de la densité osseuse et de la musculature, en particulier celle des membres inférieurs. Une



mobilisation et une rééducation précoce est recommandée tout en diminuant les forces agissant sur les articulations, les muscles et les ligaments des membres inférieurs (Cutuk et al., 2006). La manipulation de la charge peut avoir des effets importants sur la morphologie et les propriétés mécaniques du système musculo-squelettique. Un retour progressif et graduel à une activité de mise en charge est important dans la gestion de nombreuses blessures des membres inférieurs, y compris les fractures de fatigue, lésions de cartilage, de ligaments ou des muscles (Thomson et al., 2017). Un nombre important d'études a soutenu l'utilisation de différents types de locomotion avec allègement du poids du corps afin de réduire les charges notamment avec des outils comme des barres parallèles, des ceintures assistées par un thérapeute, des systèmes de harnais et la thérapie en piscine. Toutefois, chacun de ces outils comporte un désavantage car il interfère avec la liberté de mouvement du patient et modifie les schémas de marche ou de course (Cutuk et al., 2006).

Le tapis de course à pression positive pour le bas du corps (lower-body positive pressure treadmill – LBPPT) ou tapis de course anti-gravité a fait son apparition comme outil de rééducation et d'entraînement car il permet de réduire les forces gravitationnelles et le poids du corps tout en maintenant une locomotion la plus naturelle (Raffalt et al., 2013). Le LBPPT apporte aux praticiens une méthode quantifiable de progression de la charge pour soigner ou prévenir les blessures ou la surcharge. De nombreuses études, décrites dans les chapitres suivants, ont analysé les effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la course.

### ***1.2.1 Réponse spatio-temporelle***

Un nombre important d'auteurs s'est concentré sur les effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres spatio-temporels. Raffalt et al. (2013), Neal et al. (2016) et Roche Seruendo et al. (2017) ont découvert contrairement à Grabowski et Kram (2008) une diminution significative du temps de contact avec allègement du PC qui provoque un temps de vol plus long. Roche Seruendo et al. (2017) ont observé une diminution significative du temps de contact et une augmentation significative du temps de vol entre 100% PC et 50% PC. Une différence significative a également été observée entre chaque palier de 10% d'allègement de PC. Toutefois, le temps de vol semble moins affecté par les vitesses élevées que le temps de contact mais il est significativement affecté par le PC. Les effets des changements de PC sur la fréquence de pas et la longueur de pas semblent être moins importants à vitesse plus élevée. En effet, Raffalt et al. (2013) ont observé une diminution de 19% de la fréquence de pas entre 100% PC et 25% PC à 10 km/h comparé à 6% à 22 km/h. Concernant la longueur de pas, ils ont observé une

augmentation de 23% à 10 km/h comparé à 6% à 22km/h. Ces résultats semblent montrer que le schéma de course est moins affecté par l'allègement du PC à des vitesses plus élevées. L'allègement du PC modifie significativement les paramètres temporels lorsque le 100% PC est comparé à 60% PC et à 80% PC. Sainton et al. (2015) ont observé une augmentation du temps de vol de 65% à 60% PC et une augmentation de 23% à 80% PC. Le temps de contact ne change pas amenant une diminution significative de la fréquence de pas de 14%, à 60% PC, et de 8%, à 80% PC. Le duty factor, diminue de 20% à 60% PC et diminue de 9% à 80% PC.

Malgré des différences dans les conditions de vitesse et d'allègement du poids du corps, les études actuelles montrent les mêmes tendances relatives aux effets de la course sur LBPPT sur les paramètres spatio-temporels. Les résultats sont résumés dans le tableau 1.

**Tableau 1**

*Résumé des effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres spatio-temporels de la course*

Études	Vitesse [km/h]	BW [%]	Échantillon	Longueur de pas/foulée	Cadence	Temps de contact	Temps de vol	Temps de foulée
Barnes et al. (2017)	14.5, 16.1, 17.7 (hommes) 12.9, 14.5, 16.1 (femmes)	100 / 90 / 80 / 70	15 coureurs très entraînés de longue distance (7H, 8F)	↑	↓	↓	↑	
Cutuk et al. (2006)	9.6	100 / 60 / 20	6 volontaires en bonne santé	↑ ↔				
Grabowski et Kram (2008)	10.8 14.4 18	75 / 50 / 25 100 / 75 / 50 / 25 50 / 25	10 volontaires (7H, 3F)		↓	↑		
Mercer et Chona (2015)	100%, 110%, 120% et 130% de la vitesse préférentielle	100 / 40 / 30 / 20	10 sujets actifs et en bonne santé (4H, 6F)	↔	↔			
Neal et al. (2016)	60, 70 et 80% du VO2 max	100 / 80 / 60 / 40 / 20	14 hommes coureurs amateurs		↓	↓		↑
Raffalt et al. (2013)	10, 14, 18, 20, 22	100 / 75 / 50 / 25	12 coureurs internationaux élites et sous-élites	↑	↓	↓	↑	
Roche Seruendo et al. (2017)	12 km/h	100 / 90 / 80 / 70 / 60 / 50	26 coureurs amateurs (23H, 3F)	↑	↓	↓	↑	
Sainton et al. (2015)	8.9 ± 0.6	100 / 80 / 60	7 volontaires : coureurs attaque talon		↓	↔	↑	
Stockland et al. (2019)	Vitesse préférentielle	100 / 90 / 80 / 70 / 60 / 50 / 40 / 30 / 20	39 sujets actifs et en bonne santé (18H, 21F)		↓			

*Note.* Influence de l'allègement du poids du corps par rapport au poids du corps initial (100% poids du corps). ↑, ↓ et ↔ représentent respectivement une augmentation, une diminution et pas de changement significatif.

### ***1.2.2 Réponse cinématique***

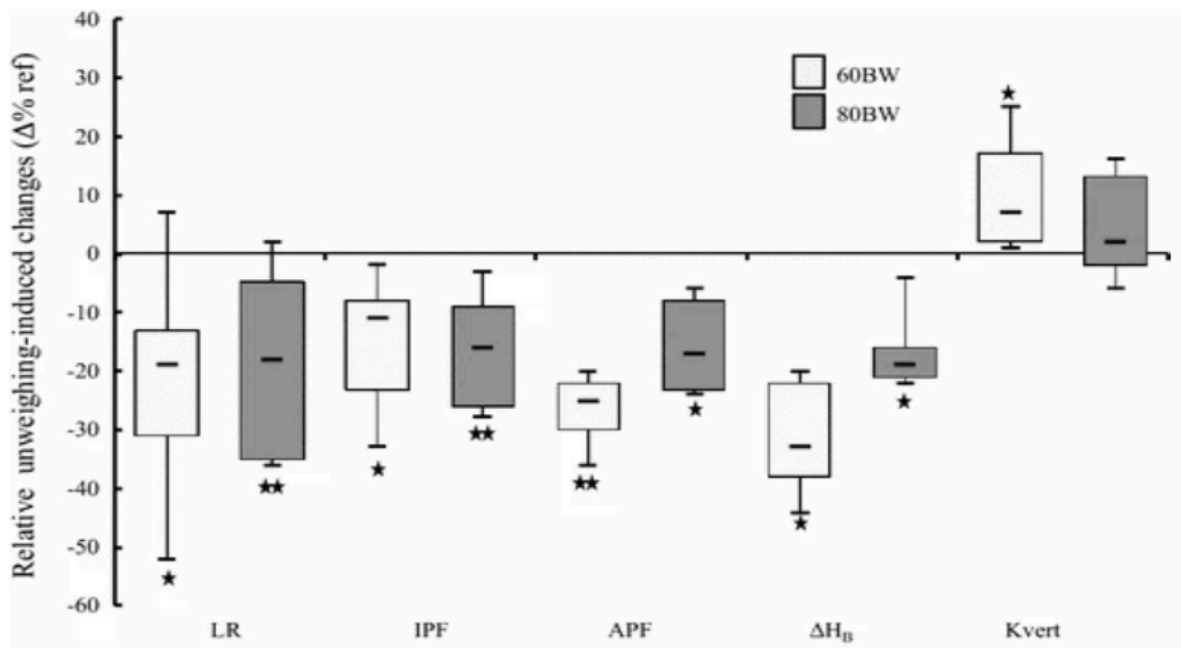
La modification des paramètres spatio-temporels provoquent des modifications cinématiques. Neal et al. (2016) ont relevé au niveau de l'articulation de la cheville, une augmentation de la flexion plantaire au moment du contact initial, une diminution de la flexion dorsale et une diminution de l'amplitude de mouvement de la cheville quand l'allègement du poids du corps était augmenté. Ces observations suggèrent que l'allègement du poids du corps provoque une évolution de la foulée vers l'avant-pied. Ceci implique que même avec un allègement de 80% du PC, l'avant du pied est encore soumis à de fortes charges. Au contraire de la cheville, ils n'ont observé aucun changement significatif de la flexion du genou au contact initial. Ils ont toutefois noté une réduction significative de la flexion du genou et de l'amplitude de mouvement au moment de la phase d'appui et une augmentation de la flexion du genou au décolllement du pied. Ceci pourrait suggérer une diminution des besoins d'absorption résultant de la diminution des GRF. Cependant, Cutuk et al. (2006) n'ont pas trouvé de différences significatives d'amplitude de mouvement du genou et de la cheville avec l'allègement du poids du corps. La réponse cinématique de l'allègement du poids du corps n'est pas cohérente entre les études. De plus, aucune étude ayant mesuré les effets de l'allègement du poids du corps sur la pronation et la supination n'a été trouvée.

### ***1.2.3 Réponse cinétique***

Un des principaux objectifs de l'utilisation des LBPPT est de réduire les forces transmises au système musculo-squelettique par l'application d'une force verticale contre la gravité (Farina et al., 2017). Grabowski et Kram (2008) ont observé une diminution linéaire du pic d'impact GRF, du pic actif GRF et du taux de charge avec l'allègement du poids du corps et la diminution de la vitesse. Sainton et al. (2015) ont observé une diminution du pic d'impact GRF de 11% entre le poids du corps initial et 60% PC et une diminution de 16% entre le poids du corps initial et 80% PC. Le taux de charge a également diminué de 19% à 60% PC et de 18% à 80% PC. Une diminution du pic actif GRF de 25% à 60% PC et de 17% à 80% a aussi été observée. La diminution du déplacement vertical a provoqué une augmentation de 7% de la  $k_{\text{vert}}$  à 60% PC. Les résultats de ces deux études révèlent que le pic actif GRF diminue plus fortement que le pic d'impact GRF, notamment lorsque l'allègement est plus important (figure 5).

**Figure 5**

*Changements relatifs à l'allègement des caractéristiques cinétiques de la phase d'appui*

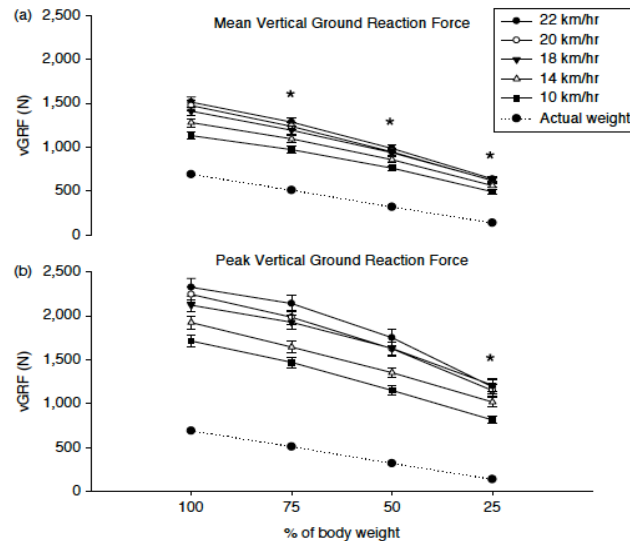


*Note.* Changements relatifs induits par l'allègement du poids du corps ( $\Delta\%$ ref) de la phase d'appui (LR – taux de charge, IPF et APF – pic d'impact et pic d'impact actif de force,  $\Delta H_B$  – déplacement vertical du centre de masse durant la phase de freinage,  $K_{vert}$  – raideur verticale. Les barres claires représentent 60% du poids du corps et les barres foncées 80% du poids du corps. Différence significative avec la condition initiale de 100% poids du corps avec \* $p < 0.016$  et \*\* $p < 0.01$  (Sainton et al., 2015).

Nilsson et Thorstensson (1989) ont démontré que les vGRF augmentent avec une augmentation de la vitesse. Cette même tendance a été observée par Raffalt et al. (2013) à poids du corps total ainsi qu'avec allègement du poids du corps. De plus, ils ont observé que la diminution de la vGRF est plus marquée à haute vitesse qu'à basse vitesse (figure 6).

**Figure 6**

*Force de réaction verticale au sol en fonction du poids du corps et de la vitesse.*



*Note.* (a) Force verticale de réaction au sol (vGRF) moyenne et (b) pic vGRF pendant la course à vitesse maximale et sous-maximale. Moyenne  $\pm$  SEM. Le poids du corps actuel sur le tapis roulant à chaque poids du corps est montré. \* augmentation de la force de 10km/h à 22km/h est significativement inférieure comparé à 100% du poids du corps (Raffalt et al., 2013, p. 220).

Sainton et al. (2015) ont étudié les effets du rechargement poids du corps après l'allègement. Le rechargement était généralement associé à des changements opposés significatifs à ceux induits par l'allègement. Les paramètres étaient revenus à leurs valeurs initiales après le rechargement. Ils ont ensuite poursuivi leur recherche en 2016 et se sont focalisés sur les phases de transitions entre les conditions de poids du corps. Ils ont noté que le tapis LBPP était particulièrement intéressant car les phases de transitions durent 10 – 15 secondes entre 100% PC, 80% PC et 60% PC et permettent des ajustements progressifs. Ils ont observé que la plupart des changements induits par l'allègement sur les paramètres temporels, cinématiques et cinétiques mesurés après 3 minutes de courses étaient identiques à ceux mesurés après 30 secondes (Sainton et al., 2016).

Les recherches actuelles résumées dans le tableau 2 indiquent que le LBPTT permet effectivement de décharger le système musculo-squelettique en diminuant les forces et les impacts. Concernant les effets de l'allègement du poids du corps sur la raideur de jambe et la raideur verticale, seuls Sainton et al. (2015) ont décrit l'influence du poids du corps sur la raideur verticale.

**Tableau 2**

*Résumé des effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres cinétiques de la course*

Études	Vitesse [km/h]	BW [%]	Échantillon	Pic vGRF		Taux de charge	Déplacement vertical	Impulse		Raideur verticale
				Pic d'im-pact	Pic ac-tif			Freinage	Propulsion	
Cutuk et al. (2006)	9.6	100 / 60 / 20	6 volontaires en bonne santé	↓						
Grabowski et Kram (2008)	10.8	75 / 50 / 25	10 volontaires (7H, 3F)	↓	↓	↓				
	14.4	100 / 75 / 50 /								
	18	25								
Neal et al. (2016)	60, 70 et 80% du VO2 max	50 / 25	14 hommes coureurs amateurs							
		100 / 80 / 60 /		↓	↓					
		40 / 20								
Raffalt et al. (2013)	10, 14, 18, 20, 22	100 / 75 / 50 / 25	12 coureurs internationaux élites et sous-élites	↓	↓					
Sainton et al. (2015)	8.9 ± 0.6	100 / 80 / 60	7 volontaires : coureurs attaque talon	↓	↓	↓	↓	↓	↓	↑ (60%PC)
Smoliga et al. (2015)			10 coureurs expérimentés	↓				↓		

*Note.* Influence de l'allègement du poids du corps par rapport au poids du corps initial (100% poids du corps). ↑, ↓ et ↔ représentent respectivement une augmentation, une diminution et pas de changement significatif.

### 1.3 Utilisation de l'AlterG®

Le tapis LBPP le plus courant est le tapis de course anti-gravité AlterG® (figure 7). Les champs d'utilisation de celui-ci sont larges. AlterG Inc. promeut son emploi dans le cadre de la rééducation après une blessure ou une intervention chirurgicale, de la rééducation après une arthroplastie de la hanche ou du genou, de l'entraînement à la marche chez les patients neurologiques, du contrôle et de la perte de poids chez les patients obèses ou en surpoids, du renforcement et du reconditionnement physique chez les personnes âgées et dans le cadre de la performance sportive. En se focalisant sur la rééducation post-blessure ou post-opératoire (réparation tendon d'Achille, ménisques, fracture, reconstruction du ligament croisé antérieur, entorse de cheville) l'AlterG® permet notamment de réduire les forces d'impact, les contraintes articulaires et les douleurs dues à la charge du poids du corps sur les membres inférieurs. Par conséquent, l'AlterG® encourage un retour progressif à la charge, un retour plus rapide aux exercices en chaîne fermée, ainsi qu'un retour plus rapide à la marche/course (*Summary of Clinical Research AlterG® Anti-Gravity Treadmill™ Technology*, 2019).

**Figure 7**

*Tapis de course anti-gravité AlterG®*



AlterG Inc. propose des protocoles de rééducation utilisant l'AlterG® en complément de thérapies manuelles et d'exercices thérapeutiques. Ces protocoles ont été développés par des physiothérapeutes, des médecins et des chirurgiens et doivent être individualisés en fonction des



besoins spécifiques des patients, des douleurs, de la progression et d'éventuelles complications (*Summary of Clinical Research AlterG® Anti-Gravity Treadmill™ Technology*, 2019). En parallèle, quelques recherches et études de cas, encore relativement succinctes, ont étudié l'utilisation de l'AlterG® en rééducation. Saxena et Granot (2011) ont comparé l'utilisation de l'AlterG® avec un programme de rééducation traditionnel chez 16 patients qui avaient subi une opération de réparation suite à une rupture du tendon d'Achille. Ils ont découvert que les 8 patients qui avaient utilisé l'AlterG® pendant la rééducation avaient pu courir à poids du corps total environ 2 semaines avant les 8 patients du groupe contrôle qui n'avaient pas utilisé l'AlterG®. Ils ont cependant noté que la différence entre les deux groupes n'était pas significative. De plus, ils ont proposé qu'un seuil à 85% était suffisant pour autoriser les patients à courir à poids du corps total. La figure 8 est une proposition de protocole pour la rééducation post-opératoire de la réparation du tendon d'Achille.

**Figure 8**

*Protocole de rééducation avec AlterG® pour la réparation du tendon d'Achille*

<b>Week</b>	<b>Program</b>	<b>Speed</b>	<b>Incline</b>	<b>Time</b>	<b>Sets/Reps</b>
Weeks 9-11	Bilat Calf Raises (30-50% BW)	0 mph	0 %		3 Sets
	Unilat Calf Raises (30-50% BW)	0 mph	0 %		3 Sets
	Walking (30-50% BW)	1.5 – 2.5 mph	0%	10-15 min	
Weeks 12-14	Bilat Calf Raises (50-85% BW)	0 mph	0 %		3 Sets
	Unilat Calf Raises (40-70% BW)	0 mph	0 %		3 Sets
	Walking (50-75% BW)	2.0 - 3.0 mph	0%	15-20 min	
Weeks 15-16	Unilat Calf Raises (75-90% BW)	0 mph	0%		3 Sets
	Walking (75-90% BW)	2.5 – 3.5 mph	0 %	20-30 min	
	Walk/Jog (75-90% BW)	3.5-4.0 mph/ 5.0-6.0 mph	0%	10 min	2 min walk/ 0.5-1 min jog

*Note.* Tableau de progression de la charge sur AlterG® après une opération du tendon d'Achille. L'utilisation de l'AlterG® commence à semaine 9 post-opératoire en complément de la thérapie manuelle et des exercices thérapeutiques (Granot, s. d.).

Les opérations de reconstruction du ligament croisé antérieur sont une des opérations orthopédiques les plus communes. Un des principes de la rééducation du ligament croisé antérieur est l'augmentation graduelle de stress appliqué au genou blessé (Wilk et al., 2012). Wilk et al. (2012) ont constaté que l'AlterG® était une excellente option pour initier un programme de marche ou de course tout en diminuant l'impact sur l'articulation du genou. La figure 9 présente une proposition de protocole de rééducation pour le ligament croisé antérieur.

**Figure 9**

*Protocole de rééducation avec AlterG® pour la reconstruction du ligament croisé antérieur*

<b>Week</b>	<b>Program</b>	<b>Speed</b>	<b>Incline</b>	<b>Time</b>	<b>Frequency</b>
1-2	Walking at 45% BW	2.0	0	5 minutes	2-5 days per week
2-3**	Walking at 50-65% BW	3.0-3.5	0-3% incline	15 minutes	2-5 days per week
3-4*	Walking at 65-80% BW	3.0-3.5	0-3% incline	15 minutes	2-5 days per week
5-6*	Walking at 80-90%	3.0-3.5	0-3% incline	15 minutes	2-5 days per week
7-9	Walking at 80-90%	3.0-3.5	0-5% incline	20-30 minutes	2-3 days per week
10-12	Running at 55-65% BW	5.0-7.5	0% incline	5-10min	2 days per week
12-16	Running at	No limit	0-5%	Up to 60 min	2 days per week

*Note.* Tableau de progression de la charge sur AlterG® avant et après une opération de reconstruction du ligament croisé antérieur. \*Si la marche reste affectée ou s'il y a des problèmes de gonflement. \*\*L'AlterG® peut aussi être utilisé à l'arrêt pour introduire des squats, l'équilibre sur une jambe ou les montées sur la pointe du pied si la douleur ou la force sont des facteurs limitants en offrant un soutien varié selon les besoins pour réduire la douleur et améliorer la fonction (Guillet, s. d.).

Les fractures de fatigue au niveau des membres inférieurs sont une des blessures liées à la course les plus communes. Elles touchent le plus souvent le tibia ou les métatarsiens (Zadpoor & Nikooyan, 2011). Malheureusement, aucune étude comparant l'utilisation de l'AlterG® avec un programme de rééducation conventionnel pour une fracture des membres inférieurs n'a été

trouvée. Cependant, Tenforde et al. (2012) a reporté l'utilisation réussie de l'AlterG® chez une coureuse souffrant d'une fracture de fatigue du bassin avec un retour à la course sans douleur après huit semaines et un retour à la compétition de haut niveau après 10 semaines. Le protocole de rééducation pour une fracture de fatigue au membre inférieur décrit dans la figure 10 montre également un retour à la course à poids du corps total après huit semaines.

**Figure 10**

*Protocole de rééducation avec AlterG® suite à une fracture de fatigue du membre inférieur*

Day or Week (for surgical patients this must be listed as "post-op week")	Program Walking? Running? % Body Weight	Speed (mph)	Incline (%)	Time (Minutes)	Frequency (How many times per day or week was the exercise or training?)
PHASE I (1 – 3 weeks in duration)	60 - 65%	2.5 to 3.5 mph	2%	15 to 30 minutes	2 – 3x/week plus pool
PHASE IIa (2 weeks in duration)	65 - 75%	3.5 to 6.0 mph	Can do incline intervals from 2 – 6% (incline at lower walking speeds only)	*20 to 30 minutes (jog/ walk intervals combined with incline intervals)	3x/week plus pool
PHASE IIb (1 week duration)	65 - 75%	4.5 to 6.0 mph	Can do incline intervals from 2 – 8% (incline at lower walking speeds only)	*20 to 30 minutes (jog/ walk intervals combined with incline intervals)	3x/week plus pool and cross training
PHASE IIIa - FUNCTIONAL (2 weeks in duration)	70 - 85%	5.0 to 8.0 mph	Can do incline intervals from 2 – 6% (incline at lower speeds only)	*30 min Run/jog intervals – can be combined with incline intervals	3 - 5x/week (inter- vals x 3:distance x 1) plus cross training
PHASE IIIb – FUNCTIONAL (1 week in duration)	75 - 90%	5.0 to 8.0 mph	Can do incline intervals from 2 – 6% (incline at lower speeds only)	*30 min Run/jog intervals – can be combined with incline intervals	3 - 5x/week (inter- vals x 3:distance x 1) plus cross training
ACTIVE REST PHASE (1 week in duration)	65 – 75%	4.5 to 6.0 mph	Can do incline intervals from 2 – 6% (incline at lower speeds only)	*30 min jog/walk or run/ jog intervals can be com- bined with incline intervals	3x/week plus aquajog, plus cross training
Week 7 - RTA	85% - 95%	6.0 to 12.0 mph	1-2%	*35 min continuous run	2-3x/week plus overland & agility
Week 8 - RTA	85% – 100%	6.0 to 12.0	1-2%	*4 5 min continuous run	2-3x/week plus overland & agility

*Note.* Tableau de progression de la charge sur AlterG® pour la rééducation d'une fracture de fatigue du membre inférieur. \* Ce temps n'inclut pas un échauffement de 5 – 10 minutes de marche au pourcentage de poids du corps de la séance prévue (Hashimoto, s. d.).

Les bases scientifiques sur lesquelles reposent les protocoles présentés ci-dessus ne sont pas détaillées. De plus, la littérature sur la rééducation avec l'AlterG® reste succincte ou se limite à des études de cas. C'est pourquoi cette étude a pour but d'éclaircir les effets de l'AlterG® sur les paramètres de course et de les mettre en lien avec les protocoles préétablis. Pour ce faire,

les capteurs d'unités de mesure inertielle apportent la possibilité d'analyser la mécanique de course et de détecter les changements y relatifs.

#### **1.4 Capteurs d'unités de mesure inertielle (IMU)**

La biomécanique de la course est généralement étudiée en laboratoire par des systèmes gold standard de capture de mouvement tridimensionnel (3D) ou des plaques de force. Ces équipements coûteux nécessitent un personnel qualifié et beaucoup de temps pour collecter et analyser les données. Cela limite non seulement l'accès à ces systèmes d'analyse avancés à certains établissements cliniques et de recherche, mais les données recueillies ne reflètent pas la façon dont un individu cours dans un contexte naturel (Benson et al., 2018). De plus, les recherches en laboratoire restreignent généralement l'analyse à quelques dizaines de pas, largement inférieur aux nombres de pas effectués par un coureur de longues distances (Hollis et al., 2019). Les capteurs portables tels que les accéléromètres, les gyroscopes ou les magnétomètres appliqués individuellement ou en combinaison en tant qu'unité de mesure inertielle sont devenus une alternative courante aux méthodes coûteuses et strictement réservées aux laboratoires. Ils présentent une opportunité de quantifier les schémas de mouvements sur des centaines de pas, sur une distance typique d'entraînement et dans des environnements réels, en capturant des informations sur chaque pas (Benson et al., 2018; Koldenhoven & Hertel, 2018)

Les capteurs IMU détectent les changements de position et d'orientation dans le temps tout en respectant les segments du corps auxquels ils sont attachés. Ils capturent de manière rentable et discrète les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques d'une grande quantité de cycles de course dans des environnements variés (DeJong & Hertel, 2020; Koska et al., 2018). Cependant, le calcul de la position et de l'orientation d'un segment à partir des signaux bruts des IMU n'est pas trivial et peut être sujet à plusieurs sources d'erreurs. Des procédures de filtrage ou de réseaux de neurones artificiels sont généralement appliqués pour compenser les erreurs qui s'accumulent dans le temps. Une autre approche consiste à limiter l'analyse à des courtes périodes et à des variables simples comme la cadence et l'amplitude de mouvement. De plus, il semblerait que les vibrations externes augmentent l'erreur de mesure des gyroscopes impactant les mesures cinématiques (Koska et al., 2018). Malgré cela, les capteurs IMU représentent une solution potentielle pour les professionnels de la santé et les entraîneurs de collecter des données sur le terrain. En effet, améliorer la technique de course est fondamental pour la prévention des blessures, la réhabilitation et l'amélioration des performances. Les fabricants utilisent leurs propres algorithmes avec des combinaisons spécifiques de données provenant des accéléromètres, des gyroscopes et des magnétomètres. Toutefois, il reste à prouver que ces

capteurs portables offrent des données valides aux coureurs, cliniciens et entraîneurs. L'emplacement des capteurs, les méthodes de fixation, le poids du dispositif et les méthodes de collecte et de traitement des données peuvent influencer la mesure des paramètres de course et donc affecter la qualité des données extraites (Pairot de Fontenay et al., 2020).

Les capteurs IMU RunScribe™ et Physilog®, validés pour certains paramètres, ont été retenus pour cette étude. Les RunScribe™ ont été comparés à un système de capture de mouvement 3D par Koldenhoven et Hertel (2018). Leur étude a révélé que les RunScribe™ montrent une bonne voire excellente fiabilité pour la vitesse maximale de pronation, le temps de contact et le temps de cycle et une fiabilité suffisante pour l'angle de pronation. García-Pinillos et al. (2019) ont comparé les RunScribe™ à une analyse vidéo à haute vitesse et les ont validés pour le temps de contact, le temps de vol, la fréquence de pas et la longueur de pas pour l'analyse de la course. La mesure du type de foulée par les RunScribe™ a été validée par DeJong et Hertel (2020). Hollis et al. (2019) ont montré que les RunScribe™ permettaient de détecter les changements cinématiques, cinétiques et spatio-temporels de la course à différentes vitesses et sur différentes surfaces. Pairot de Fontenay et al. (2020) ont montré que les RunScribe™ étaient des capteurs valides et précis pour la cadence. Ils ont toutefois noté que les paramètres d'impact, de freinage et de choc n'étaient pas valides pour estimer les forces de réaction au sol verticales et antéro-postérieures. Il est cependant important de noter que les capteurs avaient été placés sur le talon, ce qui n'est plus recommandé actuellement.

Les capteurs Physilog® peuvent être utilisés pour estimer le temps de contact et l'angle d'attaque du pied avec respectivement une erreur relative de  $-10.5 \pm 2.2 \%$  et  $3.9 \pm 5.3^\circ$  comparés à une plaque de force et une caméra de capture de mouvement d'après Falbriard et al. (2017). Falbriard et al. (2018) ont reporté que le temps de contact, le temps de vol, le temps de pas et le temps d'oscillation pouvaient être estimés par les Physilog®. Cependant, la vitesse de course peut significativement biaiser les estimations.

Les cliniciens et les entraîneurs doivent être attentifs aux limitations de ces capteurs pour le monitoring de la course et devraient choisir leur capteurs IMU en fonction des paramètres qu'ils veulent analyser.

## **1.5 Objectifs et questions de recherche**

L'objectif de ce travail est d'analyser les effets de la course sur le tapis anti-gravité AlterG® sur la mécanique de course avec des capteurs IMU. Plus précisément, nous voulons étudier comment les paramètres spatio-temporels, cinétiques et cinématiques, mesurés à l'aide des

capteurs IMU, sont influencés par l'allègement du poids du corps à différentes vitesses et selon plusieurs protocoles. À cet effet, nous nous sommes posés les questions suivantes :

- 1) Dans quelle mesure les capteurs RunScribe™ et Physilog® présentent les mêmes résultats dans le cadre de l'analyse de la course sur AlterG®? Les capteurs RunScribe™ et Physilog® sont-ils comparables ?
- 2) Comment les paramètres mesurés avec les RunScribe™ évoluent-ils en fonction de l'allègement ou le rechargement du poids du corps à vitesse préférentielle et imposée ?
- 3) L'évolution des paramètres influencés par l'allègement du poids du corps possède-t-elle un point ou plusieurs points d'inflexion ?

Les hypothèses suivantes ont été formulées afin d'examiner scientifiquement les trois questions présentées ci-dessus :

#### Hypothèse question 1

H<sub>10</sub> : Les capteurs RunScribe™ et Physilog® ne présentent pas de différences dans les mesures dans le cadre de l'analyse de la course sur tapis.

H<sub>11</sub> : Les capteurs RunScribe™ et Physilog® présentent des différences dans les mesures dans le cadre de l'analyse de la course sur tapis.

#### Hypothèses question 2

H<sub>20</sub> : Les paramètres évoluent de manière linéaire avec l'allègement et le rechargement du poids du corps. Le rechargement est associé à des changements opposés à ceux induits par l'allègement.

H<sub>21</sub> : Les paramètres n'évoluent pas de manière linéaire avec l'allègement et le rechargement du poids du corps. Le rechargement n'est pas associé à des changements opposés à ceux induits par l'allègement.

#### Hypothèses question 3

H<sub>30</sub> : L'évolution des paramètres influencés par l'allègement du poids du corps ne présente aucun point d'inflexion.

H<sub>31</sub> : L'évolution des paramètres influencés par l'allègement du poids du corps présente un ou plusieurs points d'inflexion.

## 2 Méthode

### 2.1 Participants

L'étude s'est déroulée sur 17 participants (9 femmes, 8 hommes). Les participants ont été sélectionnés de manière aléatoire parmi des connaissances actives et en bonne santé mais ne sont pour la plupart pas des spécialistes de la course. Les critères de sélection étaient les suivants : être capable de courir 30 minutes, pas de blessures des membres inférieurs dans les 3 derniers mois, pas de douleurs et pas de problème cardiovasculaire. Le tableau 3 décrit les composantes anthropométriques et les vitesses de course. Les participants ont donné leur consentement par écrit et ont participé volontairement à l'étude.

**Tableau 3**

*Informations sur les caractéristiques des participants*

Caractéristiques des participants	Moyennes $\pm$ écart type
Nombre de sujets	17
Age [ans]	30.6 $\pm$ 8.35
Taille [cm]	169.71 $\pm$ 11.27
Poids [kg]	65.97 $\pm$ 10.78
Vitesse préférentielle [km/h]	10.5 $\pm$ 1.79
Vitesse imposée [km/h]	12.54 $\pm$ 2.08

### 2.2 Design de l'étude

Les mesures ont été effectuées à MotionLab, au Mont-sur-Lausanne. À l'arrivée du participant, le déroulement des mesures lui était expliqué ainsi que les conditions de participation. Chacun d'entre eux a dû signer un formulaire de consentement et donner son âge, sa taille, son poids, sa pointure et sa vitesse préférentielle de course. Les participants devaient porter leurs chaussures de course habituelles et des vêtements de sport moulants afin que le short néoprène soit le plus ajusté possible. La mesure se déroulait ensuite selon les étapes listées ci-dessous :

- Enfiler short en néoprène
- Placer les RunScribe™ et les Physilog® sur les lacets selon la figure 11
- Enclencher les Physilog®

- Se placer sur le tapis, monter le cockpit hauteur de l'épine iliaque antérieure, zipper le short avec le sac
- Calibrer l'AlterG®
- Calibrer les RunScribe™
- Placer les pieds sur les côtés du tapis
- Régler la vitesse et l'allègement selon le premier protocole sélectionné
- Courir 30 secondes pour s'adapter au tapis
- Placer les pieds sur le côté pendant 30 secondes
- Enclencher le chronomètre et les RunScribe™ quand le participant fait le premier pas

À la fin de la mesure, le participant plaçait les pieds sur les côtés du tapis. Les RunScribe™ étaient arrêtés et la mesure directement téléchargée sur l'application RunScribe™. Le participant descendait du tapis et avait 10 minutes de pause avant de faire le deuxième protocole du jour.

**Figure 11**

*Positionnement des capteurs d'unités de mesure inertielle*



*Note.* Les capteurs Physilog® ont été placés sur le haut des lacets et les capteurs RunScribe™ ont été placés sur le bas des lacets.

Tous les participants ont effectué de manière aléatoire les quatre protocoles, décrits dans le tableau 4. Les protocoles un et trois sont des protocoles d'allègement et les protocoles deux et



quatre sont des protocoles de rechargement. Deux protocoles étaient effectués par jour de tests avec au minimum 24h entre les deux jours de tests. La vitesse préférentielle correspond à une allure de course modérée et la vitesse imposée calculée à + 20% de la vitesse préférentielle correspond à une allure intensive.

**Tableau 4**

*Description des protocoles de mesure*

	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'	15''	2'
<b>P 1</b>	100%		90%		80%		70%		60%		50%		40%		30%		20%
	Vitesse préférentielle (100%)																
<b>P 2</b>	20%		30%		40%		50%		60%		70%		80%		90%		100%
	Vitesse préférentielle (100%)																
<b>P 3</b>	100%		90%		80%		70%		60%		50%		40%		30%		20%
	Vitesse imposée (120%)																
<b>P 4</b>	20%		30%		40%		50%		60%		70%		80%		90%		100%
	Vitesse imposée (120%)																

*Note.* P1 à P4 correspondent aux quatre protocoles différents. Les chiffres en pourcentage sont les pourcentages de poids du corps lors de la course. Les rectangles noirs correspondent au temps de pause lors desquels les sujets avaient les pieds sur les côtés du tapis pendant que l'examineur réglait le poids du corps.

Malgré des protocoles allant jusqu'à un poids du corps de 20%, selon le poids du participant, la taille du short néoprène et la calibration de l'AlterG®, les 80% d'allègement de poids du corps n'étaient généralement pas atteints. Le maximum d'allègement du poids du corps étaient arrondis à la dizaine supérieure et constituait le palier le plus bas.

## 2.3 Instruments de recherche

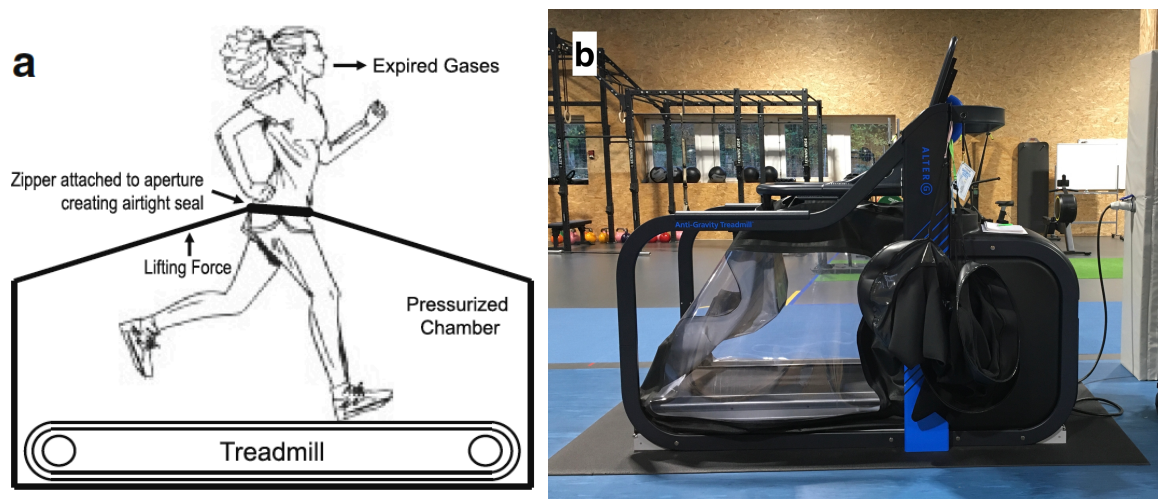
### 2.3.1 Tapis de course anti-gravité AlterG®

Les mesures ont été effectuées sur un tapis de course anti-gravité AlterG® (AlterG® Anti-Gravity Treadmill™, AlterG, Inc., Fremont, CA) illustré sur la figure 12, utilisant une

technologie de pression d'air différentielle (Differential Air Pressure – DAP). DAP est une force pressurisée qui utilise l'air pour créer une force de portance et ainsi diminuer l'impact des forces gravitationnelles et du poids du corps durant la marche ou la course. Le tapis est composé d'une structure métallique à laquelle est attachée une chambre à air. Les sujets portent un short en néoprène qui comprend une jupe de type kayak avec fermeture éclair qui permet une fermeture hermétique, avec la chambre à air, à hauteur de la taille. Le système de calibrage, permet par incrément de 1%, de réduire uniformément la charge gravitationnelle pour alléger jusqu'à 80% du poids du corps de l'utilisateur (Barnes & Janecke, 2017).

**Figure 12**

*Tapis de course anti-gravité*



*Note.* (a) Schéma d'un tapis de course anti-gravité (Barnes & Janecke, 2017) et (b) tapis de course anti-gravité AlterG®

### 2.3.2 Capteurs d'unités de mesures inertielle (IMU)

Les capteurs portables IMU *RunScribe*™ (Scribe Labs, Inc., Half Moon Bay, CA, USA) et *Physilog*® (type 5, Gait Up SA, CH) ont été utilisés pour la mesure des paramètres biomécaniques de la course.

Les capteurs RunScribe® sont basés sur 9 axes (un accéléromètre triaxial, un gyroscope triaxial et un magnétomètre triaxial) avec une fréquence d'échantillonnage de 500Hz. Chaque capteur pèse 8g et est fixé sur les lacets des chaussures. Ils ont été validés pour la mesure des paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques de la course. (DeJong & Hertel, 2020; García-Pinillos et al., 2019; Hollis et al., 2019; Koldenhoven & Hertel, 2018).

Les capteurs Physilog® comprennent un accéléromètre triaxial, un gyroscope triaxial et un baromètre. La fréquence d'échantillonnage est de 500Hz et les données sont enregistrées dans une mémoire interne. Ils pèsent 19g et sont fixés sur les lacets grâce à un support en caoutchouc. Ils permettent une analyse spatiotemporelle valide et fiable de la course (Falbriard et al., 2018; Jeker et al., 2020; Leféber et al., 2019).

## **2.4 Évaluation des données et analyse statistique**

### **2.4.1 Données**

**RunScribe™.** Les données enregistrées par les RunScribe™ étaient sauvegardées par Bluetooth sur l'application RunScribe® (© 2020 RunScribe, Version : 3.1.3). Depuis le RunScribe WebDashboard, elles étaient ensuite exportées au format .csv. MATLAB (R2019b, The Mathworks, Inc., Natick, USA) a été utilisé pour séparer, selon le timestamp, les données de chaque participant par palier d'allègement du poids du corps et de les moyenner. Les cinq premiers pas de chaque palier ont été supprimés. Les moyennes de chaque participant par palier de poids du corps ont ensuite été triées par paramètres et exportées dans un fichier Excel (Microsoft® Excel pour Mac 2015, Microsoft Corporation, Redmond, USA). Les valeurs des pieds droit et gauche ont été moyennées. Les paramètres retenus pour l'analyse et définis comme les variables dépendantes sont la cadence, la longueur de pas, le temps de contact, le temps de vol, l'impact, le freinage, l'angle de pronation et la vitesse maximale de pronation.

Le taux de variation des moyennes des variables dépendantes a été calculé sur Microsoft® Excel pour quantifier la variation en pourcentage entre chaque palier de poids du corps et entre chaque condition de PC et la condition initiale de 100% PC des protocoles d'allègement.

**Physilog®.** Les données des Physilog® ont été téléchargées sur l'interface d'analyse GaitUp LAB. Le programme PhysiRun Lab a permis de calibrer et sélectionner les périodes d'analyse par palier d'allègement de poids du corps et de calculer automatiquement les moyennes de chaque palier. Les deux premiers pas de chaque palier ont été supprimés. Les données par participants ont ensuite été triées, grâce au programme MATLAB, par paramètres et exportées dans un fichier Excel. Les valeurs des pieds droit et gauche ont été moyennées. La cadence, le temps de contact, le temps de vol, l'impact vertical et l'impact horizontal ont été retenus pour la comparaison des résultats avec les RunScribe™.

Les paramètres sélectionnés pour l'analyse sont listés et décrits dans le tableau 5. Ces paramètres ont été définis comme variables dépendantes car ils apparaissent comme les paramètres les plus pertinents pour l'analyse de la course, particulièrement dans un but de prévention des blessures. De plus, ces paramètres ne sont pas des mesures dérivées.

**Tableau 5**

*Définitions des paramètres de course*

Paramètres de course	Définitions
Cadence	Nombre de pas par minute [pas/min]
Longueur de pas	Distance entre le contact initial d'un pied au contact initial de ce même pied [m].
Temps de contact	Temps total pendant lequel le pied est en contact avec le sol (contact initial au décollement des orteils) [ms].
Temps de vol	Temps total pendant lequel les deux pieds sont en l'air [ms].
Angle de pronation	Mouvement angulaire total du pied qui roule vers l'intérieur entre la pose du pied et le point de pronation maximale [deg].
Vitesse maximale de pronation	Vitesse angulaire maximale à laquelle le pied part en pronation entre la pose du pied et le point de pronation maximale [deg/s].
Impact	Composante verticale du pic d'accélération du pied au contact initial, corrélé avec les forces d'impact au sol [g].
Freinage	Composante horizontale du pic d'accélération du pied au contact initial, corrélé avec les forces de freinage [g].

### 2.4.2 Analyses Statistiques

Les statistiques descriptives ont été calculées dans le logiciel tableur Excel (Microsoft® Excel pour Mac 2015, Microsoft Corporation, Redmond, USA). L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel JASP, version 0.14 (JASP Team 2020). Le seuil de significativité a été fixé à  $p = 0.05$  et la normalité des données a été contrôlée avec le test de Shapiro-Wilk.

1. Des T-Tests appariés (test de Student pour les données paramétriques et test de Wilcoxon signed-rank pour les données non-paramétriques) et des analyses de corrélation ( $r$  de Pearson pour les données paramétriques et  $\rho$  de Spearman pour les données non-paramétriques) ont été effectués afin de vérifier la reproductibilité intra-capteurs des RunScribe™ et des Physilog®. Des T-tests appariés inter-capteurs ainsi que des analyses de corrélation ont également été effectués afin de comparer les résultats entre les RunScribe™ et les Physilog®. Ces analyses ont été faites avec les données à poids du corps initial (100% PC) à vitesse préférentielle et à vitesse imposée. Le niveau de corrélation a été fixé comme relation faible si  $r/\rho < 0.5$ , relation modérée si  $r/\rho = 0.5 - 0.7$  et forte relation si  $r/\rho > 0.7$ .
2. Uniquement pour les données des RunScribe™, des T-tests appariés (test de Student pour les données paramétriques et test de Wilcoxon signed-rank pour les données non-paramétriques) ont été effectués pour les mêmes conditions de poids du corps pour les protocoles d'allègement et de rechargement à vitesse préférentielle et à vitesse imposée afin de vérifier la reproductibilité des protocoles. La taille de l'effet était définie par le  $d$  de Cohen pour les données paramétriques avec un faible effet si  $d < 0.2$ , effet modéré si  $d = 0.2 - 0.5$ , effet moyen si  $d = 0.5 - 0.8$  et fort effet si  $d > 0.8$  et la corrélation rank-biserial ( $r_B$ ) pour les données non-paramétriques avec un effet négligeable si  $r_B < 0.1$ , petit si  $r_B = 0.1 - 0.3$ , moyen si  $r_B = 0.3 - 0.5$  et fort si  $r_B > 0.5$ .
3. Uniquement pour les données des RunScribe™, des analyses de la variance (ANOVA) à deux facteurs, à mesures répétées ont été effectuées afin d'analyser les différences entre les conditions de PC pour les facteurs poids du corps, vitesse et pour l'interaction poids du corps \* vitesse. La sphéricité a été vérifiée avec le test de Mauchly et la correction de Greenhouse-Geisser a été utilisée lorsque la condition de sphéricité était violée ( $p > 0.05$ ). Une comparaison post-hoc utilisant la correction de Bonferroni a été effectuée dans le cas d'une différence significative. Pour les ANOVA, la taille de l'effet était définie par les valeurs suivantes de l'êta-carré généralisé : faible effet si  $\eta^2_G < 0.3$ , effet modéré si  $\eta^2_G < 0.5$  et effet marqué si  $\eta^2_G > 0.5$ .

## 3 Résultats

### 3.1 Reproductibilité et comparaison des capteurs

Les résultats des T-tests pour la reproductibilité intra-capteurs ainsi que pour la comparaison inter-capteurs est détaillée dans les tableaux 6 et 7. Les capteurs ont été reproductibles pour la grande majorité des paramètres aux deux vitesses pour les protocoles d'allègement et de rechargement. Concernant la comparaison inter-capteurs, les résultats ont montré des différences significatives entre les mesures des deux capteurs. En effet, comparé au RunScribe™, les Physiolog® présentent en moyenne sur les quatre protocoles une longueur de pas inférieure de  $23.1 \pm 3.27\%$ , un temps de contact inférieur de  $13.3 \pm 1.4 \%$ , un temps de vol supérieur de  $69.8 \pm 12 \%$ , un impact inférieur de  $48.2 \pm 2.5\%$  et un freinage inférieur de  $21.2 \pm 3.43 \%$ . Les tableaux 8 et 9 rapportent les résultats de l'analyse de corrélation. La relation est pour la grande majorité des paramètres et conditions de PC fortes alors qu'une minorité est modérée autant pour la corrélation intra-capteurs qu'inter-capteurs.

**Tableau 6**

*Comparaison des moyennes entre les capteurs RunScribe™ et Physilog® à 100% du poids du corps à vitesse préférentielle*

Paramètres	Rs_A	Rs_R	P <sub>Rs</sub>	Phys_A	Phys_R	P <sub>Phys</sub>	P <sub>Rs-Phys_A</sub>	P <sub>Rs-Phys_R</sub>
Cadence	165.66 ± 7.71	164.71 ± 55.34	NS	168.12 ± 56.81	165.23 ± 41.01	NS	0.012	NS
Longueur de pas	1.23 ± 0.29	1.26 ± 0.27	NS	0.91 ± 0.13	0.93 ± 0.15	NS	< 0.001	< 0.001
Temps de contact	277.98 ± 31.52	280.09 ± 96.54	NS	237.94 ± 83.55	248.24 ± 66.76	NS	< 0.001	< 0.001
Temps de vol	85.06 ± 34.76	85.14 ± 43.48	NS	155.80 ± 56.41	150.54 ± 46.23	NS	< 0.001	< 0.001
Pronation	-13.19 ± 7.75	-13.75 ± 10.3	NS	-2.18 ± 7.26	-5.69 ± 11.7	NS	/	/
Vitesse maximale de pronation	723.38 ± 307.35	699.33 ± 370.67	NS	/	/	/	/	/
Raideur de jambe	14.79 ± 15.22	14.93 ± 15.31	NS	23.92 ± 23.51	16.76 ± 5.23	NS	NS	NS
Raideur verticale	22.69 ± 12.05	23.40 ± 13.79	NS	36.51 ± 30.58	27.50 ± 8.54	NS	0.05	NS
Impact	11.71 ± 2.04	11.08 ± 4.41	NS	5.65 ± 3.01	6.00 ± 2.71	NS	< 0.001	< 0.001
Freinage	8.16 ± 1.82	8.55 ± 3.44	NS	6.53 ± 2.78	7.04 ± 2.64	0.011	0.004	0.021

*Note.* Moyenne ± écart-type des paramètres à 100% du poids du corps à vitesse préférentielle. Rs : RunScribe™, Phys : Physilog®, A : protocole d'allègement, R : protocole de rechargement, P : valeur *p*.

**Tableau 7**

*Comparaison des moyennes entre les capteurs RunScribe™ et Physilog® à 100% du poids du corps à vitesse imposée*

Paramètres	Rs_ <i>A</i>	Rs_ <i>R</i>	<i>P</i> <sub>Rs</sub>	Phys_ <i>A</i>	Phys_ <i>R</i>	<i>P</i> <sub>Phys</sub>	<i>P</i> <sub>Rs-Phys_<i>A</i></sub>	<i>P</i> <sub>Rs-Phys_<i>R</i></sub>
Cadence	168.86 ± 6.78	168.26 ± 8.4	NS	171.73 ± 48.58	160.05 ± 73.32	NS	0.001	NS
Longueur de pas	1.31 ± 0.34	1.3 ± 0.3	NS	1.03 ± 0.16	1.05 ± 1.15	NS	0.021	0.014
Temps de contact	248.10 ± 26.11	257.35 ± 25.56	0.024	212.55 ± 59.13	223.59 ± 100.35	0.02	< 0.001	< 0.001
Temps de vol	107.77 ± 31.29	100.05 ± 30.31	NS	171.73 ± 48.58	160.05 ± 73.32	NS	< 0.001	< 0.001
Pronation	-16.62 ± 5.05	-17.76 ± 5.3	NS	-5.6 ± 9.64	-4.01 ± 9.09	NS	/	/
Vitesse maximale de pronation	929.92 ± 325.02	926.83 ± 333.01	NS	/	/	/	/	/
Raideur de jambe	14.24 ± 13.49	13.28 ± 13.62	NS	19.32 ± 6.27	18.11 ± 8.64	0.005	NS	NS
Raideur verticale	23.90 ± 12.02	23.10 ± 11.69	0.044	33.03 ± 10.52	32.08 ± 15.15	0.004	0.025	NS
Impact	12.09 ± 2.24	12.16 ± 2.6	NS	6.37 ± 2.69	6.32 ± 3.41	NS	< 0.001	< 0.001
Freinage	9.26 ± 1.95	8.85 ± 1.84	NS	6.85 ± 2.51	7.02 ± 3.51	NS	< 0.001	< 0.001

*Note.* Moyenne ± écart-type des paramètres à 100% du poids du corps à vitesse préférentielle. Rs : RunScribe™, Phys : Physilog®, *A* : protocole d'allègement, *R* : protocole de rechargement, *P* : valeur *p*.



**Tableau 8**

*Analyse de la corrélation entre les capteurs RunScribe™ et Physilog® à 100% du poids du corps à vitesse préférentielle*

Paramètres	<u>Rs-A vs. Rs-R</u>		<u>Phys-A vs. Phys-R</u>		<u>Rs-A vs. Phys-A</u>		<u>Rs-R vs. Phys-R</u>	
	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$
Cadence	0.881	< 0.001	0.874	< 0.001	0.675	0.006	1	< 0.001
Longueur de pas	0.32	NS	0.956	< 0.001	0.675	0.006	0.451	NS
Temps de contact	0.913	< 0.001	0.782	< 0.001	0.806	< 0.001	0.779	< 0.001
Temps de vol	0.886	< 0.001	0.797	< 0.001	0.883	< 0.001	0.868	< 0.001
Pronation	0.798	< 0.001	0.305	NS	/	/	/	/
Vitesse maximale de pronation	0.927	< 0.001	/	/	/	/	/	/
Raideur de jambe	0.709	0.002	0.82	< 0.001	0.368	NS	0.543	0.048
Raideur verticale	0.986	< 0.001	0.908	< 0.001	0.614	0.017	0.701	0.007
Impact	0.599	0.018	0.84	< 0.001	0.304	NS	0.03	NS
Freinage	0.856	< 0.001	0.809	< 0.001	0.145	NS	0.632	0.015

*Note.* Rs : RunScribe™, Phys : Physilog®, A : protocole d'allègement, R : protocole de rechargement.

**Tableau 9**

*Analyse de la corrélation entre les capteurs RunScribe™ et Physilog® à 100% du poids du corps à vitesse imposée*

Paramètres	<u>Rs-A vs. Rs-R</u>		<u>Phys-A vs. Phys-R</u>		<u>Rs-A vs. Phys-A</u>		<u>Rs-R vs. Phys-R</u>	
	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$	Coefficient (r)	Valeur - $p$
Cadence	0.839	< 0.001	0.849	< 0.001	0.998	< 0.001	1	< 0.001
Longueur de pas	0.399	NS	0.875	< 0.001	0.269	NS	0.546	NS
Temps de contact	0.824	< 0.001	0.909	< 0.001	0.74	0.001	0.847	< 0.001
Temps de vol	0.833	< 0.001	0.753	0.005	0.824	< 0.001	0.824	< 0.001
Pronation	0.875	< 0.001	0.115	NS	/	/	/	/
Vitesse maximale de pronation	0.885	NS	/	/	/	/	/	/
Raideur de jambe	0.819	< 0.001	0.909	< 0.001	0.485	NS	0.192	NS
Raideur verticale	0.929	< 0.001	0.923	< 0.001	0.618	0.013	0.621	0.027
Impact	0.729	< 0.001	0.775	0.003	0.409	Ns	0.027	NS
Freinage	0.806	< 0.001	0.69	0.013	0.664	0.005	0.882	< 0.001

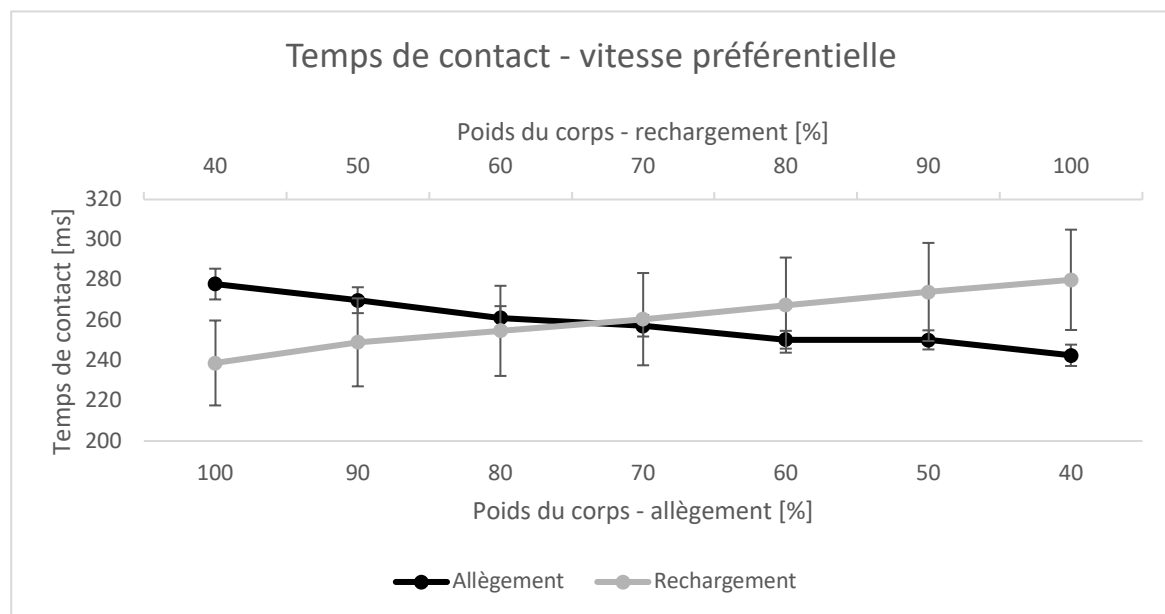
*Note.* Rs : RunScribe™, Phys : Physilog®, A : protocole d'allègement, R : protocole de rechargement.

### 3.2 Comparaison des protocoles d'allègement et de rechargement

Les paramètres RunScribe™ de cadence, de longueur de pas, de temps de vol, d'impact et de freinage évoluent de manière opposée entre les protocoles d'allègement et de rechargement. Aucune différence significative n'a été relevée aux T-Tests pour ces paramètres entre les conditions de même poids du corps lors de l'allègement et du rechargement. Cependant, comme en attestent les figures 13 à 16 ci-dessous, l'évolution n'est pas opposée pour le temps de contact et la vitesse maximale de pronation. En effet, le temps de contact a présenté à vitesse préférentielle à 40% de PC une différence significative ( $W = 96, p = 0.041$ ) entre le protocole d'allègement et de rechargement avec une taille de l'effet forte ( $r_B = 0.6$ ). A vitesse imposée, une différence significative a été observée à 90 % PC ( $W = 24, p = 0.011$ ) avec une taille de l'effet forte ( $r_B = 0.69$ ) et à 100% PC ( $W = 24, p = 0.011$ ) avec une taille de l'effet forte ( $r_B = 0.69$ ).

**Figure 13**

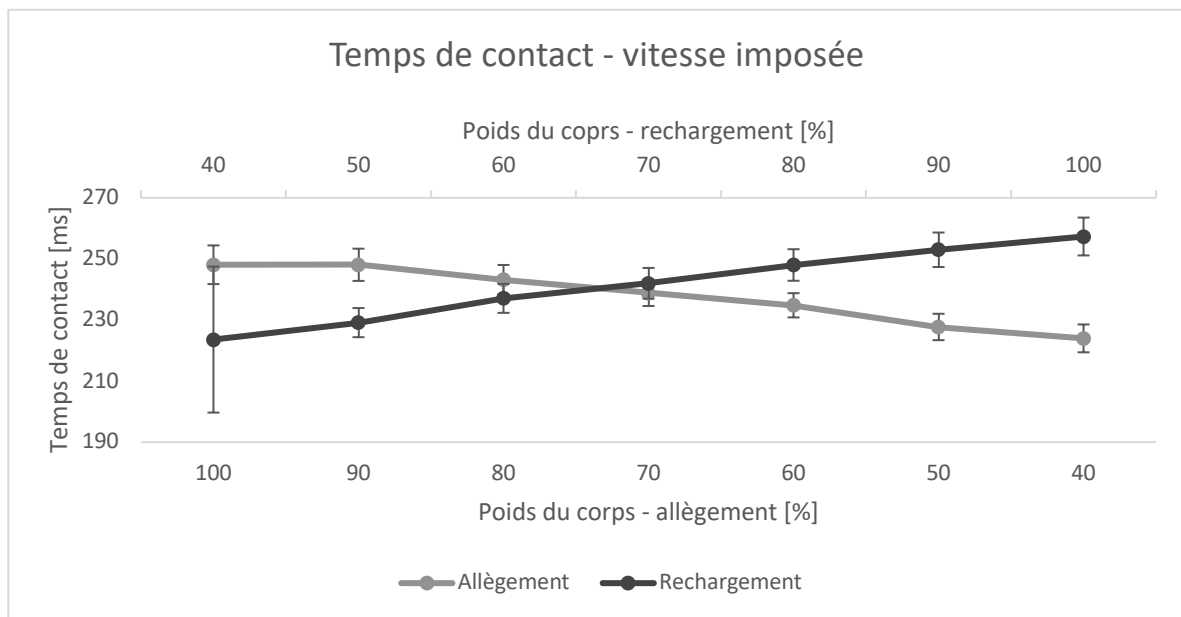
*Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement pour le temps de contact*



*Note.* Moyenne et erreur standard à la moyenne du temps de contact à vitesse préférentielle.

**Figure 14**

*Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement pour le temps de contact*

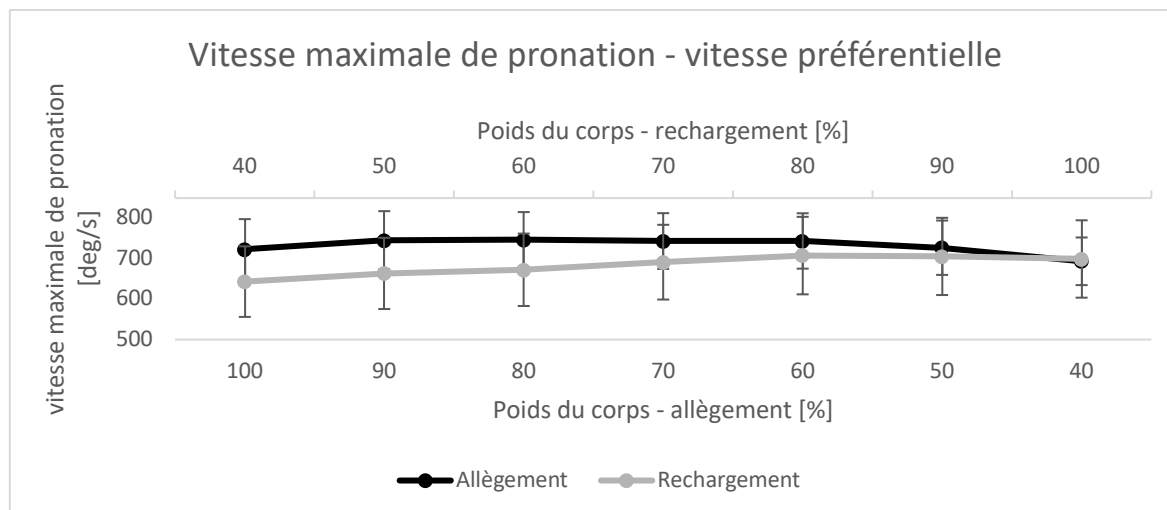


*Note.* Moyenne et erreur standard à la moyenne du temps de contact à vitesse imposée.

La vitesse maximale de pronation a montré à vitesse préférentielle une différence significative à 50% PC ( $t(14) = 2.62, p = 0.02$ ) avec une taille de l'effet moyenne ( $d = 0.68$ ) entre les protocoles d'allègement et de rechargement. A vitesse imposée, une différence a été observée à 40% PC ( $W = 93, p = 0.009$ ) avec une taille de l'effet forte ( $r_B = 0.77$ ) et à 50% PC ( $t(16) = 2.65, p = 0.017$ ) avec une taille de l'effet moyenne ( $d = 0.64$ ).

**Figure 15**

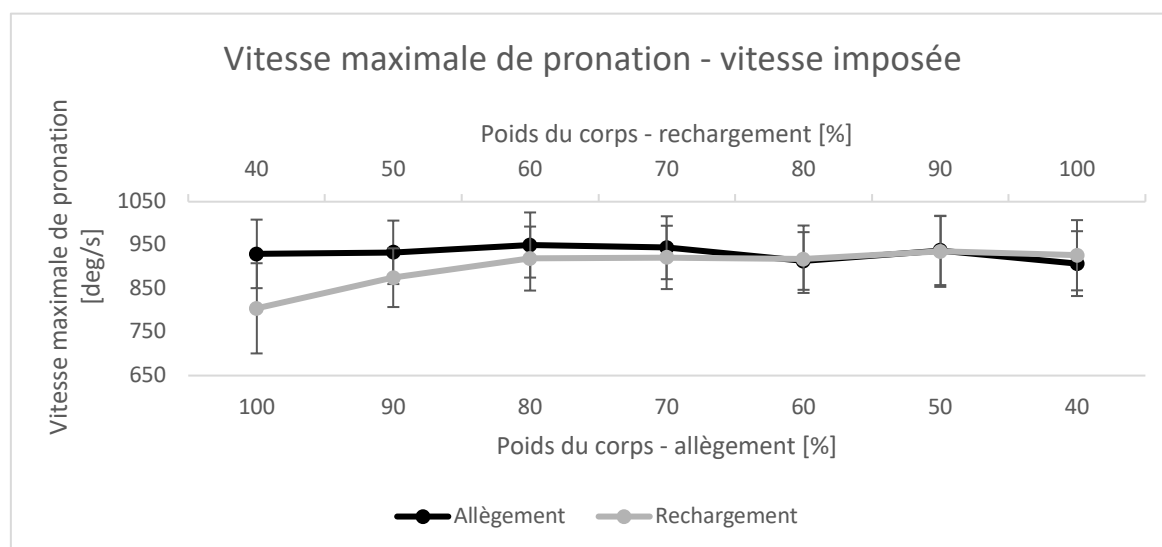
*Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement pour la vitesse maximale de pronation*



*Note.* Moyenne et erreur standard à la moyenne de la vitesse maximale de pronation à vitesse préférentielle.

**Figure 16**

*Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement pour la vitesse maximale de pronation*



*Note.* Moyenne et erreur standard à la moyenne de la vitesse maximale de pronation à vitesse imposé.

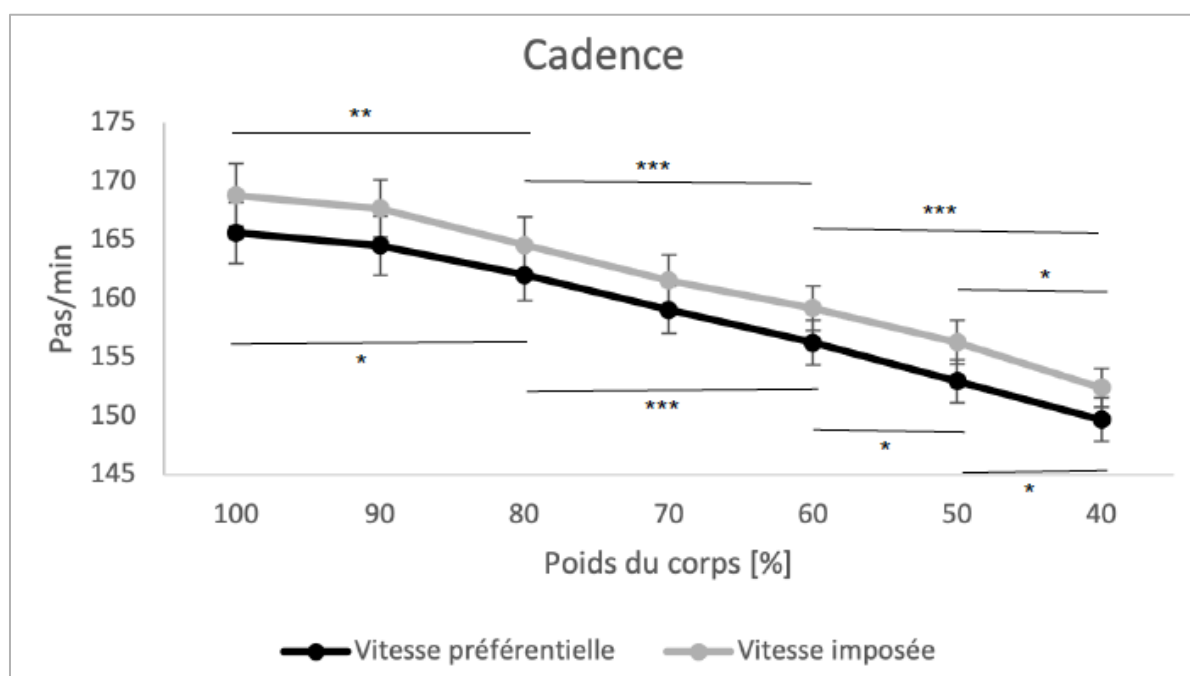
### 3.3 Évolution des paramètres de course avec l'allègement du poids du corps

Des analyses de la variance (ANOVA) à deux facteurs à mesures répétées ont été effectuées sur les protocoles d'allègement pour les paramètres spatio-temporels de cadence, de longueur de pas, de temps de contact et de temps de vol, pour les paramètres cinématiques de vitesse maximale de pronation et d'angle de pronation et pour les paramètres cinétiques d'impact et de freinage des capteurs RunScribe™. Des tests post-hoc ont été faits lors de différences significatives pour le poids du corps. Les résultats sont les suivants.

L'ANOVA a montré pour la cadence des résultats significatifs pour le facteur poids du corps  $F(1.62, 49.14) = 91.542, p < 0.001, \eta^2_G = 0.288$  et pour le facteur vitesse :  $F(1, 16) = 7.21, p = 0.016, \eta^2_G = 0.027$  mais pas pour l'interaction poids du corps \* vitesse :  $F(2.09, 33.52) = 0.178, p = 0.847, \eta^2_G = 0.0002$ . En effet, la cadence diminue avec l'allègement du poids du corps pour la vitesse préférentielle et la vitesse imposée et est légèrement supérieure à vitesse imposée (figure 17).

**Figure 17**

*Évolution de la cadence avec l'allègement du poids du corps*

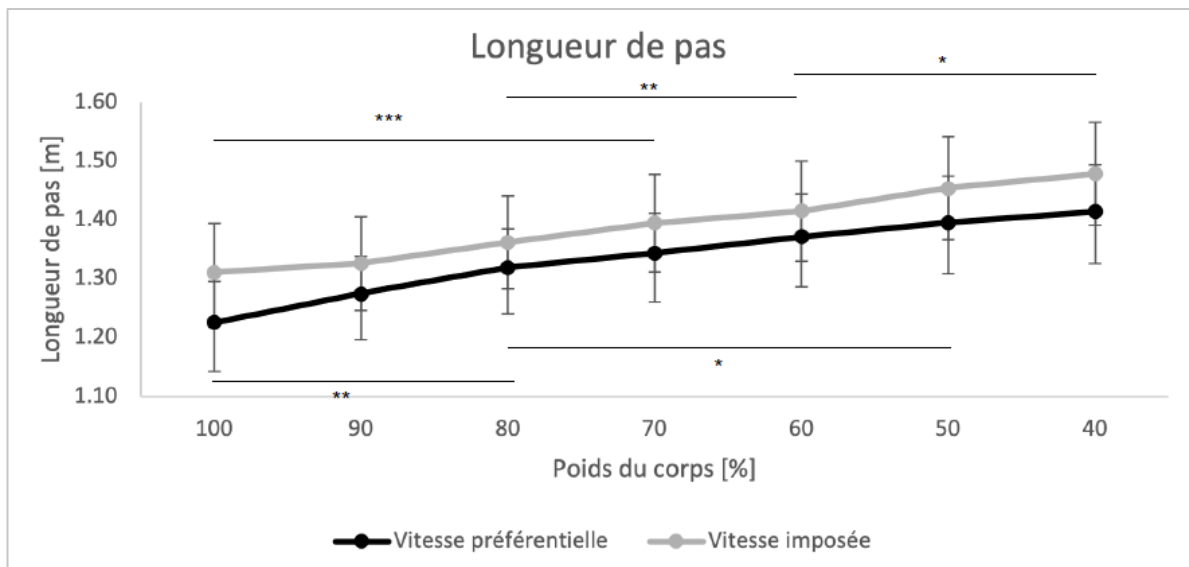


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de la cadence pour chaque allègement du poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. Les barres statistiques en bas de la figure correspondent à la vitesse préférentielle et celles placées en haut correspondent à la vitesse imposée, \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ .

Pour la longueur de pas, l'analyse de variance a montré des différences significatives pour le facteur poids du corps  $F(1.98, 31.67) = 27.13, p < 0.001, \eta^2_G = 0.039$ , avec une augmentation de la longueur de pas lorsque le poids du corps diminue (figure 18). Le facteur vitesse  $F(1, 16) = 0.35, p = 0.57, \eta^2_G = 0.006$  et l'interaction poids du corps \* vitesse  $F(2.91, 46.58) = 1.18, p = 0.33, \eta^2_G = 0.0008$  n'ont pas rapporté de résultats significatifs.

**Figure 18**

*Évolution de la longueur de pas avec l'allègement du poids du corps*

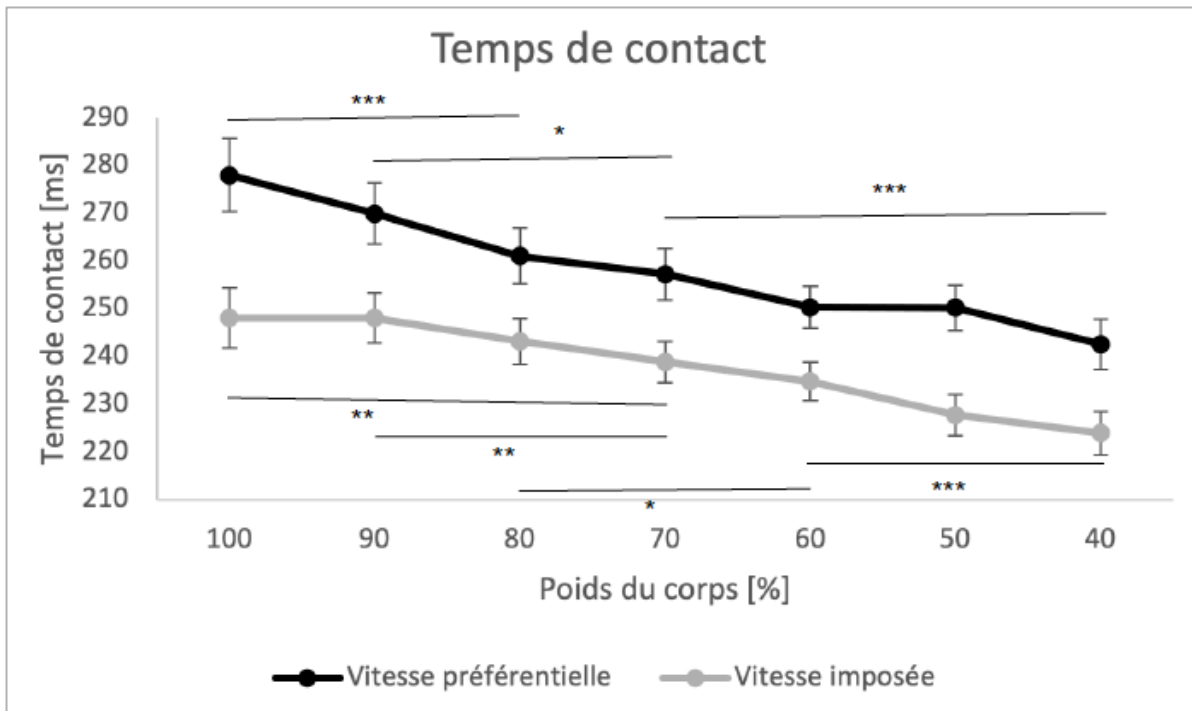


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de la longueur de pas pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. Les barres statistiques en bas de la figure correspondent à la vitesse préférentielle et celles placées en haut correspondent à la vitesse imposée, \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ .

Le temps de contact a fortement diminué avec l'allègement du poids du corps. L'analyse de variance a par conséquent révélé des différences significatives pour le facteur poids du corps  $F(1.45, 23.15) = 34.69, p < 0.001, \eta^2_G = 0.18$ , pour le facteur vitesse  $F(1, 16) = 45.67, p < 0.001, \eta^2_G = 0.19$  et pour l'interaction poids du corps \* vitesse  $F(2.52, 40.29) = 3.12, p = 0.044, \eta^2_G = 0.01$ . Les résultats du post hoc pour le facteur poids du corps sont illustrés sur la figure 19.

**Figure 19**

*Évolution du temps de contact en fonction du poids du corps*



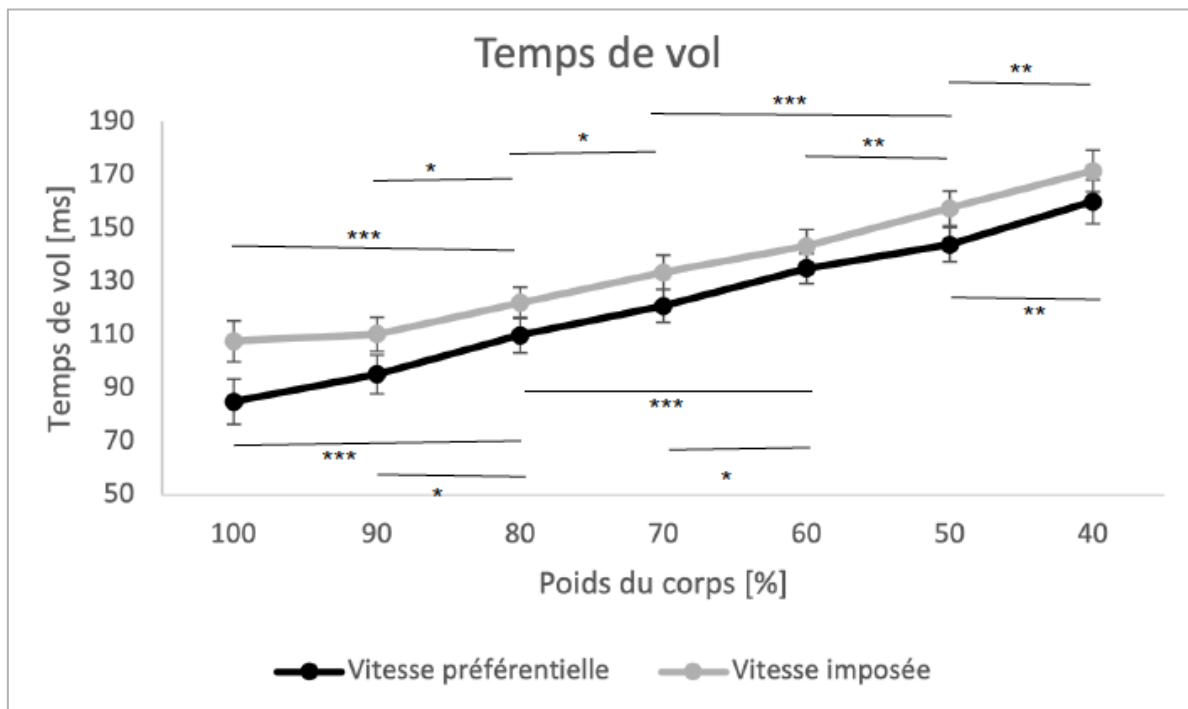
*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne du temps de contact pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. Les barres statistiques en bas de la figure correspondent à la vitesse imposée et celles placées en haut correspondent à la vitesse préférentielle, \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ .

À l'inverse du temps de contact, le temps de vol a augmenté significativement avec l'allègement du poids du corps avec des résultats significatifs pour le facteur poids du corps  $F(1.62, 1.76) = 118.36, p < 0.001, \eta^2_G = 0.42$  et pour le facteur vitesse  $F(1, 16) = 21.12, p < 0.001, \eta^2_G = 0.059$  mais pas pour l'interaction poids du corps \* vitesse  $F(2.52, 40.29) = 2.32, p = 0.099, \eta^2_G = 0.006$ . Les différences significatives pour le poids du corps sont représentées sur la figure 20.



**Figure 20**

*Évolution du temps de vol en fonction du poids du corps*

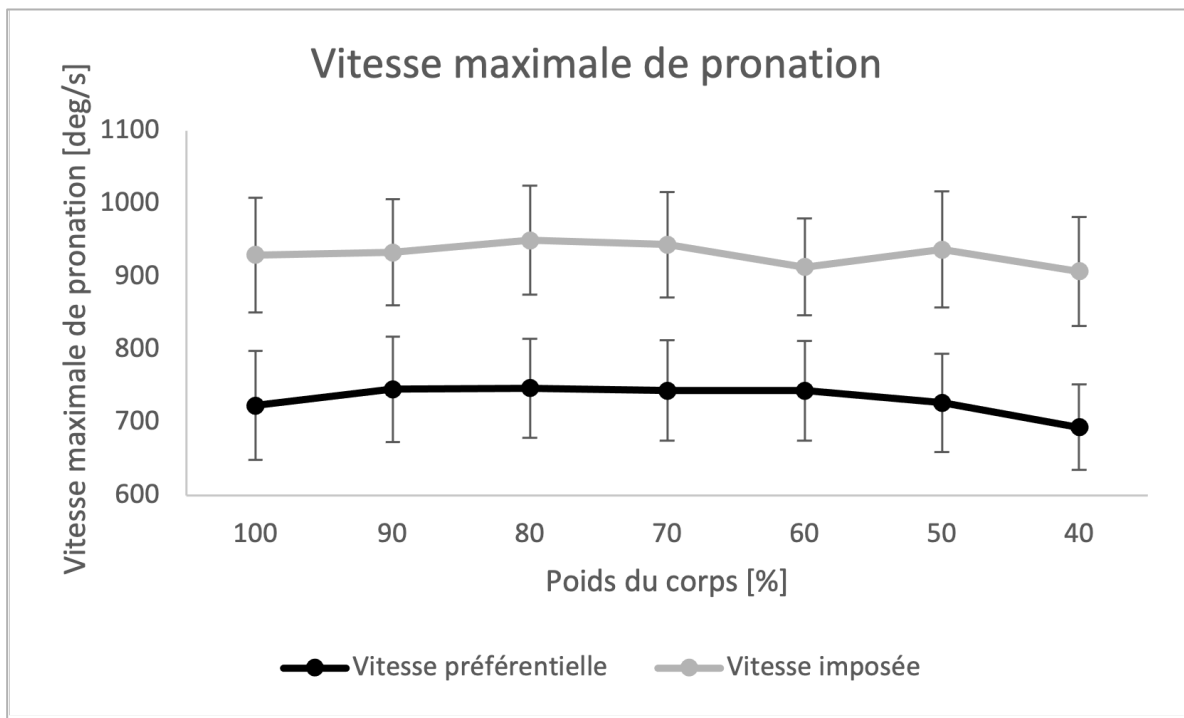


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne du temps de vol pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. Les barres statistiques en bas de la figure correspondent à la vitesse préférentielle et celles placées en haut correspondent à la vitesse imposée, \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$ .

La vitesse maximale de pronation n'a pas montré d'évolution avec l'allègement du poids du corps  $F(2.21, 35.34) = 1.23, p = 0.31, \eta^2_G = 0.003$  et aucun effet pour l'interaction poids du corps \* vitesse  $F(3.66, 58.51) = 0.7, p = 0.58, \eta^2_G = 0.00062$ . L'analyse de ce paramètre a uniquement montré des résultats significatifs pour le facteur vitesse  $F(1, 16) = 4.62, p = 0.047, \eta^2_G = 0.108$  avec effectivement des valeurs plus élevées à vitesse imposée, comme le montre la figure 21.

**Figure 21**

*Évolution de la vitesse maximale de pronation en fonction du poids du corps*

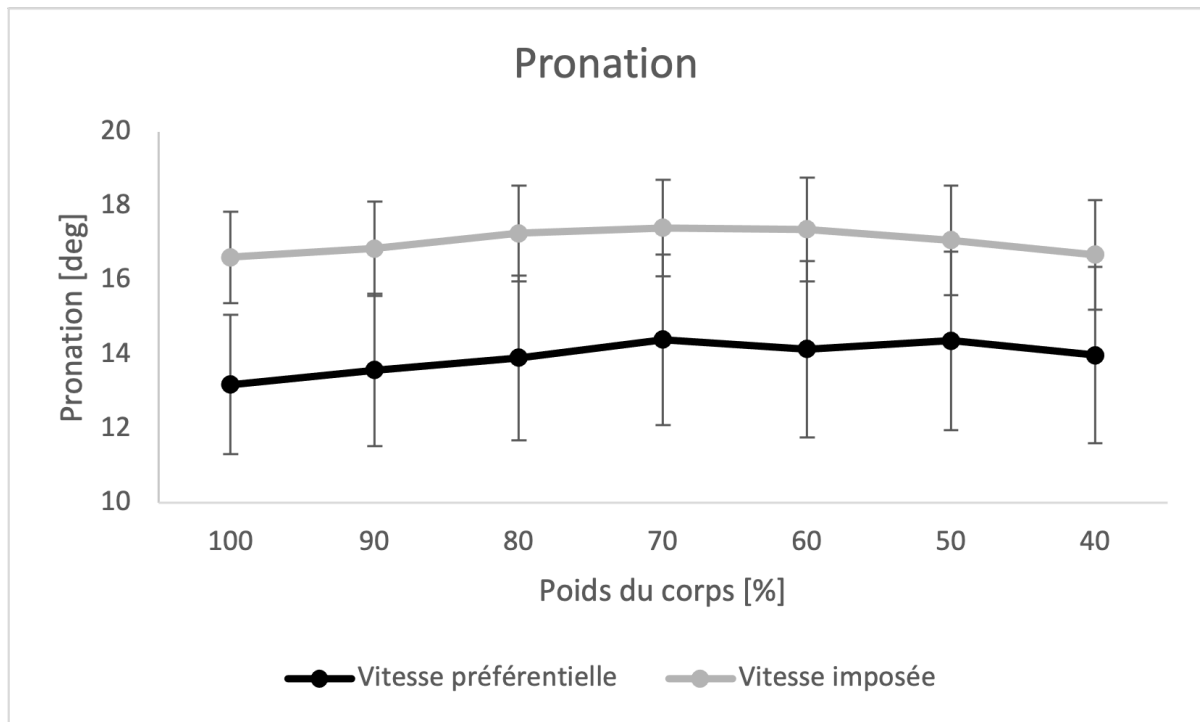


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de la vitesse maximale de pronation pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée.

L'analyse de variance de l'angle de pronation n'a pas révélé de différences significatives pour le facteur poids du corps  $\chi^2(6) = 11.77, p = 0.067$  comme le montre la figure 22. L'analyse a par contre montré des résultats significatifs pour le facteur vitesse  $\chi^2(1) = 12.39, p < 0.001$  avec un angle de pronation plus élevé à vitesse imposée.

**Figure 22**

*Évolution de l'angle de pronation en fonction du poids du corps*

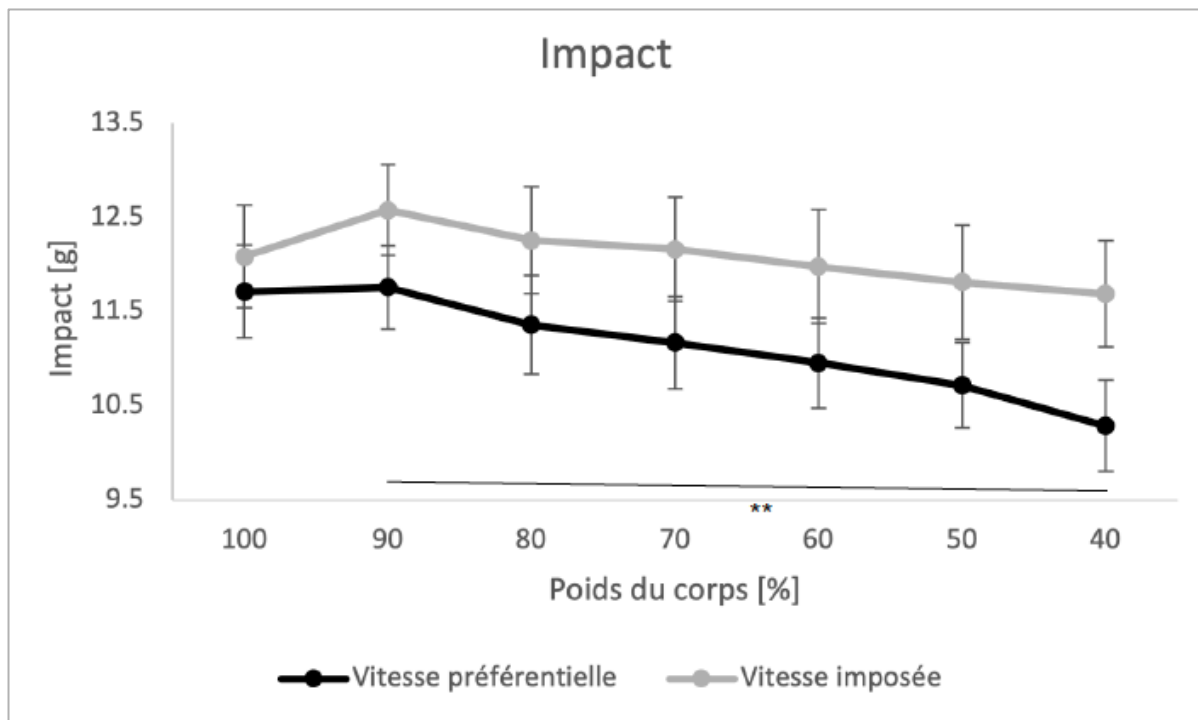


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de l'angle de pronation pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée.

L'analyse de l'impact a révélé des résultats significatifs pour le facteur poids du corps  $F(2.46, 39.44) = 3.78, p = 0.024, \eta^2_G = 0.03$  avec une diminution significative uniquement à 40% PC à vitesse préférentielle et pour le facteur vitesse  $F(1, 16) = 7.99, p = 0.012, \eta^2_G = 0.048$  avec un impact plus élevé à vitesse imposée (figure 23). L'interaction poids du corps \* vitesse  $F(2.16, 1.94) = 1.67, p = 0.2, \eta^2_G = 0.005$  n'a montré aucun résultat significatif.

**Figure 23**

*Évolution de l'impact en fonction du poids du corps*

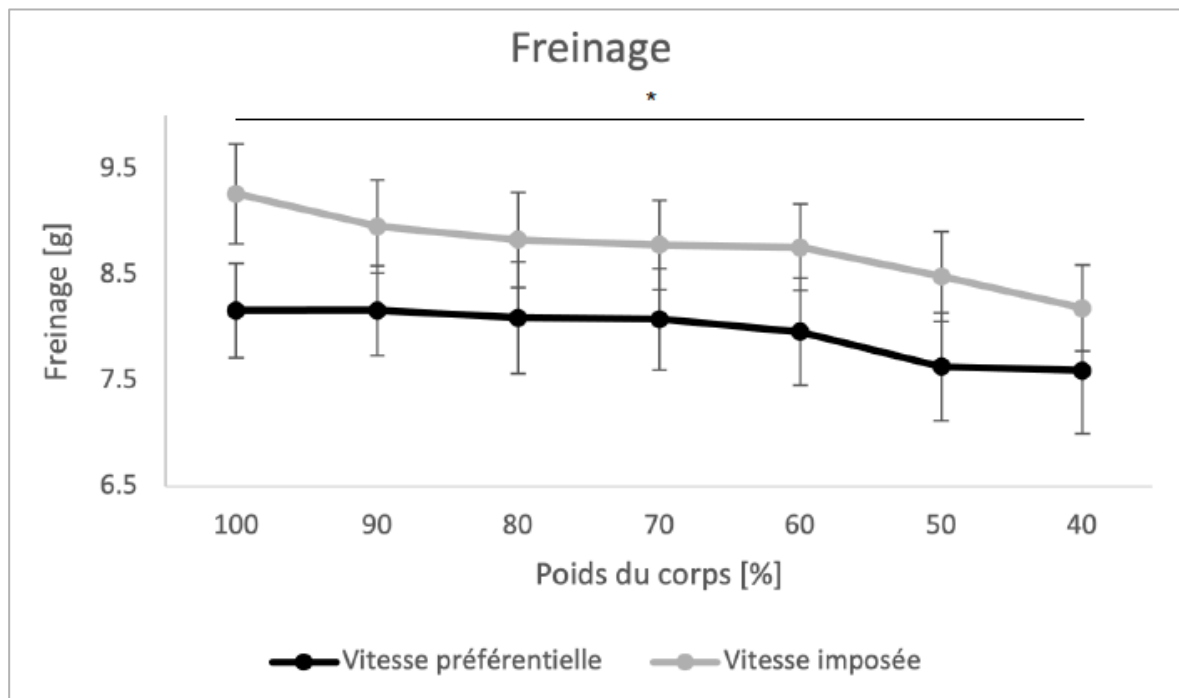


*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de l'impact pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. La barre statistique en bas de la figure correspond à la vitesse préférentielle,  $**p < 0.01$ .

Quant au freinage, l'analyse de la variance a mis en avant des résultats significatifs pour le facteur poids du corps  $F(9.44, 2.59) = 3.65$ ,  $p = 0.043$ ,  $\eta^2_G = 0.02$  ainsi que pour le facteur vitesse  $F(1, 16) = 7.08$ ,  $p = 0.017$ ,  $\eta^2_G = 0.044$ . Comme l'illustre la figure 24, le freinage a diminué significativement uniquement à 40% PC pour la vitesse imposée. De plus, il est plus élevé à vitesse imposée. L'interaction poids du corps \* vitesse  $(2.22, 35.48) = 0.69$ ,  $p = 0.52$ ,  $\eta^2_G = 0.002$  n'a rapporté aucun résultat significatif.

**Figure 24**

*Évolution du freinage en fonction du poids du corps*



*Note.* Moyenne et erreur standard de la moyenne de freinage pour chaque poids du corps à vitesse préférentielle et imposée. La barre statistique en haut de la figure correspond à la vitesse imposée,  $*p < 0.05$ .

Les figures suivantes illustrent les taux de variation. Elles représentent l'évolution des paramètres en pourcentage entre chaque palier de 10% de poids du corps sur la figure 25 et entre la condition de poids du corps et le poids du corps initial de 100% sur la figure 26.

**Figure 25**

*Taux de variation entre chaque palier de poids du corps à vitesse préférentielle et vitesse imposée*

Vitesse Préférentielle						
Paramètres   Paliers PC [%]	100-90	90-80	80-70	70-60	60-50	50-40
Cadence	-0.67	-1.53	-1.83	-1.76	-2.10	-2.14
Longueur de pas	4.02	3.47	1.83	2.09	1.75	1.32
Temps de contact	-2.88	-3.29	-1.47	-2.70	-0.03	-3.06
Temps de vol	12.09	15.42	9.91	11.60	6.66	11.15
Pronation	2.99	2.47	3.47	-1.74	1.55	-2.73
Vitesse maximale de pronation	3.07	0.22	-0.47	0.03	-2.25	-4.62
Impact	0.38	-3.39	-1.64	-1.94	-2.16	-4.00
Freinage	0.02	-0.86	-0.16	-1.47	-4.14	-0.49

Vitesse imposée						
Paramètres   Paliers PC [%]	100-90	90-80	80-70	70-60	60-50	50-40
Cadence	-0.67	-1.87	-1.82	-1.47	-1.84	-2.45
Longueur de pas	1.15	2.73	2.40	1.46	2.77	1.66
Temps de contact	-0.01	-1.96	-1.78	-1.70	-3.02	-1.64
Temps de vol	2.41	10.66	9.37	7.36	9.93	8.85
Pronation	1.43	2.40	0.87	-0.23	-1.71	-2.28
Vitesse maximale de pronation	0.39	1.80	-0.66	-3.23	2.62	-3.20
Impact	4.06	-2.54	-0.76	-1.51	-1.38	-1.04
Freinage	-3.31	-1.41	-0.54	-0.26	-3.15	-3.53

*Note.* Évolution des paramètres en pourcentage entre chaque palier de poids du corps à vitesse préférentielle (allure modérée) et à vitesse imposée (allure intensive). Les paliers sont exprimés en pourcentage de poids du corps (PC). Les cases rouges représentent les différences les plus fortes, les oranges les différences moyennes et les vertes les différences les plus faibles. Les valeurs positives signifient une augmentation alors que les valeurs négatives une diminution.

**Figure 26**

*Taux de variation entre la condition de poids du corps et le poids du corps initial de 100% à vitesse préférentielle et à vitesse imposée*

Vitesse préférentielle						
Paramètres   PC [%]	90	80	70	60	50	40
Cadence	-0.67	-2.18*	-3.97	-5.65	-7.63	-9.61
Longueur de pas	4.02	7.64**	9.60	11.90	13.85	15.36
Temps de contact	-2.88	-6.08***	-7.46	-9.95	-9.98	-12.73
Temps de vol	12.09	29.38***	42.20	58.70	69.26	88.13
Pronation	2.99	5.53	9.20	7.29	8.95	5.98
Vitesse maximale de pronation	3.07	3.29	2.81	2.84	0.53	-4.12
Impact	0.38	-3.03	-4.61	-6.46	-8.48	-12.14**
Freinage	0.02	-0.84	-1.00	-2.45	-6.49	-6.95

Vitesse imposée						
Paramètres   PC [%]	90	80	70	60	50	40
Cadence	-0.67	-2.52**	-4.30	-5.70	-7.44	-9.71
Longueur de pas	1.15	3.91	6.41***	7.97	10.96	12.80
Temps de contact	-0.01	-1.97	-3.71**	-5.35	-8.21	-9.72
Temps de vol	2.41	13.32***	23.93	33.06	46.26	59.21
Pronation	1.43	3.87	4.78	4.54	2.75	0.41
Vitesse maximale de pronation	0.39	2.19	1.52	-1.75	0.82	-2.41
Impact	4.06	1.41	0.64	-0.88	-2.25	-3.27
Freinage	-3.31	-4.67	-5.19	-5.43	-8.42	-11.65*

*Note.* Évolution des paramètres en pourcentage entre la condition de poids du corps et le poids du corps initial de 100%, à vitesse préférentielle (allure modérée) et à vitesse imposée (allure intensive). Les conditions de poids du corps (PC) sont exprimées en pourcentage. Les cases rouges représentent les différences les plus fortes, les oranges les différences moyennes et les vertes les différences les plus faibles. Les valeurs positives signifient une augmentation alors que les valeurs négatives une diminution. \* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.001$  quand la variation est significativement différente de la condition initiale de 100% PC.

## 4 Discussion

Le but de ce travail était dans un premier temps, de comparer les capteurs RunScribe™ et Physilog® dans des conditions de course sur tapis, à poids du corps total, à vitesse préférentielle et imposée. Dans un second temps, l'objectif était de comparer l'évolution des paramètres RunScribe™ lors des protocoles d'allègement et de rechargement pour les deux vitesses. Puis finalement, le but était d'évaluer si l'évolution des paramètres RunScribe™ était linéaire avec l'allègement du poids du corps pour les protocoles d'allègement à vitesse préférentielle comme à vitesse imposée et si un ou plusieurs points d'inflexion ressortaient et pouvaient être liés aux protocoles thérapeutiques.

### 4.1 Reproductibilité des capteurs

Les résultats de la comparaison intra-capteurs des mesures répétées à 100% du poids du corps ont montré que les RunScribe™ et les Physilog® produisaient des valeurs reproductibles pour l'analyse de la course à poids du corps total lorsque la vitesse est modérée. Tout d'abord concernant les RunScribe™, à vitesse préférentielle, correspondant à une allure modérée pour les participants, ils n'ont révélé aucune différence significative entre les mesures et cela pour tous les paramètres retenus pour la comparaison, soit la cadence, la longueur de pas, le temps de contact, le temps de vol, l'angle de pronation, la vitesse maximale de pronation, la raideur de jambe, la raideur verticale, l'impact et le freinage. Le coefficient de corrélation a confirmé cette observation avec des fortes relations pour tous les paramètres, excepté pour l'impact qui a montré une relation modérée et pour la longueur de pas dont la corrélation n'était pas significative. À vitesse imposée, correspondant à une allure intense, les résultats se sont révélés plus variables avec des moyennes significativement différentes pour le temps de contact et la raideur verticale. Toutefois, la corrélation a relevé une forte relation pour tous les paramètres, excepté pour la longueur de pas, qui comme à vitesse préférentielle, n'était pas significative. Ces résultats sont en accord avec les études de Koldenhoven et Hertel (2018) et de Garcia-Pinillos et al. (2019) qui ont validé ces capteurs en les comparant à des gold standards, respectivement à un système de capture de mouvement 3D et à un système d'analyse vidéo à haute vitesse. Ces auteurs ont démontré, en utilisant le coefficient de corrélation intra-classe, que les RunScribe™ avaient une bonne voire une excellente fiabilité pour le temps de contact, le temps de vol, la fréquence de pas, la longueur de pas et la vitesse maximale de pronation et une fiabilité acceptable pour la pronation. Il est toutefois important de relever que Koldenhoven et Hertel (2018) ont noté une différence moyenne supérieure pour le temps de contact avec une surestimation de près de 10%



et qu'au contraire García-Pinillos et al. (2019) ont noté une sous-estimation de 2.3% par rapport à leur gold standard respectif. Cette différence de fiabilité du temps de contact pourrait expliquer la différence significative observée à vitesse imposée dans ce travail. Hollis et al. (2019) ont souligné dans leur étude que les RunScribe™ avaient identifié les changements attendus de la mécanique de course à différentes vitesses et sur différentes surfaces (piste et terrain) pour les mesures de longueur de foulée, temps de cycle, temps de contact, de vitesse maximale de pronation, d'angle de pronation, d'impact et de freinage. Ils n'ont pas comparé les mesures avec un gold standard mais ils ont rapporté que les RunScribe™ permettaient de détecter les changements biomécaniques dus à des changements de vitesses et de surfaces. Ils ont relevé que les changements spatio-temporels, cinématiques et cinétiques correspondaient aux changements observés dans d'autres études en fonction de la vitesse et de la surface. Par exemple, la longueur de foulée, l'angle de pronation, la vitesse maximale de pronation, l'impact, le freinage augmentent et le temps de contact diminue lorsque la vitesse augmente. Des résultats similaires entre la vitesse préférentielle et la vitesse imposée ont également été relevés dans le présent travail. Concernant la raideur de jambe et la raideur verticale, les mesures semblent fiables à vitesse préférentielle mais ne le sont pas lorsque la vitesse est plus élevée. Aucune étude attestant de la fiabilité de la mesure de la raideur n'a été trouvée. De fait, il est difficile de confirmer la fiabilité de cette mesure et cela d'autant plus que ces paramètres sont des mesures dérivées, basées sur des modèles, le modèle de Morin et al. (2005) pour les RunScribe™.

A propos des Physilog®, les résultats des T-Tests sont plus variables avec une différence significative du freinage à vitesse préférentielle et du temps de contact, de la raideur de jambe et de la raideur verticale à vitesse imposée. Néanmoins, le coefficient de corrélation a tout de même révélé des fortes relations entre les mesures pour tous les paramètres, à l'exception de la pronation dont les résultats n'étaient pas significatifs et du freinage à vitesse imposée dont la relation était modérée. Il semble que comme pour les RunScribe™ la fiabilité des mesures diminue lorsque la vitesse est plus élevée. Falbriard et al. (2018) ont comparé la performance de différents algorithmes, pour détecter les événements temporels de la marche ou de la course (contact initial et contact final) pour estimer les phases internes de la foulée, à des systèmes de référence gold standard. En utilisant le contact initial et final, ils ont montré que le temps de contact, le temps de vol, le temps de pas et de vol pouvaient être estimés avec un biais médian inférieur à  $15 \pm 12$  ms et une précision médiane inférieure à  $\pm 3$  ms. Ils ont cependant relevé que la vitesse pouvait avoir un impact significatif sur l'estimation. Le biais lié à la vitesse de course pourrait expliquer la moins bonne fiabilité des mesures à vitesse imposée. Concernant la raideur de

jambe, la raideur verticale, l'impact et le freinage aucune étude cherchant à valider ces paramètres cinétiques n'a été trouvée.

L'analyse exposée ci-dessus suggère que les capteurs RunScribe™ et Physilog® sont chacun reproductibles pour une grande partie des paramètres étudiés, avec une meilleure fiabilité pour la vitesse modérée.

## 4.2 Comparaison entre les capteurs

La comparaison inter-capteurs des moyennes obtenues à 100% du poids du corps dans les mêmes conditions de vitesses et de protocoles a montré les mêmes résultats pour la vitesse préférentielle et pour la vitesse imposée. À 100% du poids du corps au début du protocole d'allègement, seule la raideur verticale n'a pas montré de différence significative alors que la cadence, la longueur de pas, le temps de contact, le temps de vol, la raideur verticale, l'impact et le freinage ont montré des différences significatives entre les deux capteurs. Pour le 100% du poids du corps à la fin du protocole de rechargement, la cadence, la raideur de jambe et la raideur verticale n'ont pas montré de différence significative alors que la longueur de pas, le temps de contact, le temps de vol, l'impact et le freinage ont présenté des résultats significativement différents. En se basant sur les RunScribe™, les Physilog® mesurent en moyenne une longueur de pas inférieure de  $23.1 \pm 3.27\%$ , temps de contact inférieur de  $13.3 \pm 1.4 \%$ , un temps de vol supérieur de  $69.8 \pm 12 \%$ , un impact inférieur de  $48.2 \pm 2.5\%$  et un freinage inférieur de  $21.2 \pm 3.43 \%$ . La pronation n'a pas été comparée entre les deux capteurs car l'angle est mesuré au contact initial par les Physilog® et du contact initial à la pronation maximale par les RunScribe™. Ces fortes différences dans les mesures pourraient s'expliquer par le fait que les données sont dérivées des propres algorithmes de RunScribe™ et Gait Up SA. Par conséquent, ne connaissant pas précisément la manière dont chacune des entreprises calcule les paramètres, ni comment elle les définit exactement, les données des deux capteurs pourraient ne pas être identiques. Ainsi, la première hypothèse nulle ( $H_0$  : Les capteurs RunScribe™ et Physilog® ne présentent pas de différences dans les mesures dans le cadre de l'analyse de la course sur tapis) est rejetée. Ceci permet d'accepter l'hypothèse alternative selon laquelle les capteurs RunScribe™ et Physilog® ne rapportent pas les mêmes résultats pour les paramètres de course. En dépit de cette constatation, les résultats de l'analyse de la corrélation ont rapporté des relations majoritairement fortes et quelques relations modérées entre les deux capteurs. Ces résultats sont semblable à ceux de García-Pinillos et al. (2019) et Koldenhoven et Hertel (2018). En effet, malgré la validation des RunScribe™ par García-Pinillos et al. (2019) et Koldenhoven et Hertel (2018) et bien que les mesures spatio-temporelles et cinématiques étaient fortement

corrélées entre les RunScribe™, un autre capteur IMU et le système gold standard, les valeurs absolues des mesures entre les plateformes n'étaient pas identiques. Les auteurs suggèrent que les résultats des capteurs IMU doivent être interprétés avec précaution et que des comparaisons directes des mesures biomécaniques ne devraient pas être effectuées entre les systèmes de mesures.

Pour conclure, les données recueillies ne permettent pas d'attester lequel des capteurs RunScribe™ ou Physilog® a rapporté des données les plus proches de la réalité. L'analyse de course devrait alors toujours être faite avec les mêmes capteurs afin d'éviter les divergences observées dans cette étude et ainsi pouvoir suivre objectivement l'évolution du coureur. La validation des techniques de mesures est primordiale dans les domaines de la performance et de la thérapie. Les cliniciens et entraîneurs doivent pouvoir se fier aux appareils qu'ils utilisent afin de mobiliser pleinement le potentiel de ces outils. Les paramètres spatio-temporels ayant été largement étudiés, de futures recherches devraient être menées dans l'intention de valider les paramètres cinématiques et cinétiques.

Dans cette étude, les RunScribe™ offrant un plus large choix de paramètres et ayant été validés par plus d'auteurs différents pour un plus grand nombre de paramètres, ils ont été retenus, à défaut des Physilog® pour la suite de l'analyse.

#### **4.3 Reproductibilité des protocoles d'allègement et de rechargement**

La comparaison entre les protocoles d'allègement et de rechargement, des vitesses préférentielle et imposée des mesures RunScribe™, a démontré qu'il n'y avait pas de différences significatives pour la cadence, la longueur de pas, le temps de vol, l'impact et le freinage au même poids du corps pendant l'allègement ou le rechargement. Les paramètres évoluent de manière opposée mais les valeurs sont identiques aux mêmes conditions de poids du corps. Toutefois, des différences significatives ont été constatées pour le temps de contact et la vitesse maximale de pronation. A vitesse préférentielle, le temps de contact à 40% PC avait une moyenne de  $242.58 \pm 21.87$  ms lors de l'allègement et une moyenne de  $238.78 \pm 81.73$  ms lors du rechargement. A vitesse imposée, à 90% PC, le temps de contact avait une moyenne de  $248.08 \pm 21.76$  ms lors de l'allègement et une moyenne de  $253 \pm 21.3$  ms lors du rechargement. À 100% PC, la moyenne était de  $248.1 \pm 26.11$  ms lors de l'allègement et de  $257.35 \pm 25.56$  ms lors du rechargement. Comme pour le temps de contact un manque de fiabilité a été relevé, les observations de la présente étude ne permettent pas de préciser si les différences du temps de contact proviennent effectivement d'un manque de fiabilité des RunScribe™ ou s'il existe bel et bien des différences entre l'allègement et le rechargement. La vitesse maximale de pronation a

montré des différences significatives à vitesse préférentielle à 50% PC avec une moyenne de  $727.19 \pm 277.22$  deg/s lors de l'allègement et une moyenne de  $663.65 \pm 341.18$  deg/s lors du rechargement. À vitesse imposée, la différence a été observée à 50% PC avec une moyenne de  $937.54 \pm 327.1$  deg/s lors de l'allègement et une moyenne de  $875.17 \pm 278.47$  deg/s lors du rechargement. N'ayant pas relevé de problèmes de fiabilité pour la vitesse maximale de pronation, ces résultats peuvent supposer qu'alléger ou recharger le poids du corps a une influence sur ce paramètre. Il est par ailleurs important d'ajouter que l'analyse de variance n'a révélé aucune différence significative entre les paliers du protocole d'allègement à vitesse préférentielle et imposée. La seule différence se situait entre les deux vitesses. Ces résultats indiquent que la vitesse maximale de pronation n'est pas influencée par la course sur AlterG®. Les résultats présentés ci-dessus indiquent que la seconde hypothèse nulle ( $H_20$  : Les paramètres évoluent de manière linéaire avec l'allègement et le rechargement du poids du corps. Le rechargement est associé à des changements opposés à ceux induits par l'allègement) est acceptée. Ainsi, le fait d'alléger ou de recharger le poids du corps n'a pas d'influence sur la majorité des paramètres de course. Sainton et al. en 2015 sont les seuls auteurs à avoir examiné l'influence immédiate d'un allègement et d'un rechargement de courte durée sur les ajustements mécaniques et de l'activité musculaire sur le schéma de course. Pour chaque série à 60% PC et 80% PC, le rechargement jusqu'à 100% PC était généralement associé à des changements significativement opposés à ceux induits par l'allègement. En 2016, ces mêmes auteurs ont montré que les changements provoqués par l'allègement du PC mesurés après 3 minutes étaient les mêmes que ceux mesurés après 30 secondes pour la plupart des paramètres temporels, cinématiques et cinétiques. Ces résultats suggèrent qu'après 30 secondes, le corps a déjà adapté son schéma de course. Ceci explique pourquoi aucune différence n'a été relevée entre les protocoles d'allègement et de rechargement. Dans les domaines de la réhabilitation ou de la performance, cela signifie qu'en pratique, il n'est pas nécessaire de choisir un protocole d'allègement ou de rechargement pour atteindre la condition de PC souhaitée, les temps de transitions suffisent pour adapter la plupart des paramètres mécaniques.

#### **4.4 Évolution de la mécanique de course avec l'allègement du poids du corps**

##### ***4.4.1 Paramètres spatio-temporels***

Les résultats des ANOVA obtenus pour les paramètres spatio-temporels correspondent à la littérature actuelle reportée dans le tableau 1 de l'introduction, excepté pour le temps de contact rapporté par Grabowski et Kram (2008). Effectivement, l'allègement du poids du corps

provoque une diminution de la cadence et du temps de contact et une augmentation de la longueur de pas et du temps de vol. Il existe une relation naturelle et réciproque entre la longueur de pas et la cadence. C'est pourquoi, il n'est pas surprenant de trouver une réduction de la cadence, considérant l'augmentation de la longueur de pas (Barnes & Janecke, 2017; Grabowski & Kram, 2008; Neal et al., 2016; Raffalt et al., 2013; Sainton et al., 2015). Les résultats de la présente étude ont montré pour la cadence une diminution significative tous les paliers de 20% PC. Dès 60% PC à vitesse préférentielle et dès 50% PC à vitesse imposée, la différence apparaît cependant tous les 10% d'allègement. Les valeurs entre les paliers de PC ont varié entre 0.67 – 2.45 %. Ces résultats sont légèrement inférieurs aux variations observées par Stockland et al. (2019) qui se situaient entre 1.5 – 3.5%. Stockland et al. (2019) et Roche Seruendo et al. (2017) ont également observé une diminution linéaire de la cadence mais avec une différence significative pour chaque palier de 10% du PC alors que Neal et al. (2016) ont remarqué une différence significative pour des paliers de 40% d'allègement hormis une différence de 20% entre 40% PC et 20% PC. Comme pour cette étude, il semblerait que plus le poids du corps est allégé, plus les changements augmentent significativement entre les conditions de PC. L'évolution de la longueur de pas a montré que le premier changement significatif se situait à 80% PC puis à 50% PC pour la vitesse préférentielle et à 70% PC puis entre 60% PC et 40% PC pour la vitesse imposée. Ces résultats supposent qu'une différence minimale de 20% à 30% d'allègement est nécessaire pour qu'une augmentation significative de longueur de pas soit observée. Ces résultats sont en contradiction avec Roche-Seruendo et al. (2017) et Barnes et Janecke (2017) qui ont trouvé une augmentation significative de la longueur de pas pour chaque palier de 10% d'allègement. Le temps de contact a diminué significativement une première fois à 80% PC et ensuite à 40% PC à vitesse préférentielle. À vitesse imposée, le premier changement significatif se trouvait à 70% PC puis entre 60% PC et 40% PC. Ces résultats ne sont pas en accord avec Roche Seruendo et al. (2017) qui ont observé un changement significatif du temps de contact à chaque palier de 10% d'allègement. Sainton et al. (2015) ont suggéré que l'augmentation du temps de contact était le résultat d'une plus grande extension du genou et d'une plus grande flexion plantaire de la cheville. L'augmentation des amplitudes de mouvement de ces articulations sont provoquées par l'augmentation des forces de portage de l'AlterG®. En outre, plus l'allègement du PC augmente, plus l'appui se déplace vers l'avant du pied provoquant ainsi un temps de contact inférieur (Neal et al., 2016; Smoliga et al., 2015). Dans cette étude ainsi que celle de Barnes et Janecke (2017), le temps de vol est le paramètre ayant subi la plus forte adaptation avec l'allègement du poids du corps. La variation varie entre 2.41 - 15.42 % selon les paliers. Le temps de vol augmente significativement à 80% PC pour

les deux vitesses puis à 60% PC et finalement entre 50% PC et 40% PC à vitesse préférentielle. À vitesse imposée, il augmente ensuite à 70%, à 50% et à 40% PC. Le temps de vol est déterminé par les forces verticales propulsant le coureur du sol et par la gravité le ramenant au sol. Les résultats ci-dessus soulignent que l'augmentation de l'allègement a entraîné l'augmentation de la portance verticale et donc la diminution des effets de la gravité qui tirent le coureur au sol. Par conséquent, le temps de vol augmente (Neal et al., 2016).

Concernant la vitesse, selon Raffalt et al. et Barnes et Janecke (2017), de manière générale, les effets de l'allègement du poids du corps sur la cadence, la longueur de pas et le temps de vol seraient moins importants lorsque la vitesse est plus élevée. Dans cette étude, cette tendance a uniquement été constatée pour le temps de vol. L'évolution des paramètres spatio-temporels suggère que le schéma de course est maintenu jusqu'à minimum 80% PC. À partir de ce seuil, des adaptations significatives à intervalles non réguliers entre les paramètres sont observées.

#### ***4.4.2 Paramètres cinématiques***

Les paramètres cinématiques retenus pour l'analyse des effets de l'allègement du poids du corps sont la vitesse maximale de pronation et l'angle de pronation. Les résultats ont montré que l'allègement du poids du corps n'a aucune influence sur ces paramètres. Étant donné qu'aucune étude portant sur l'angle de pronation ou la vitesse maximale de pronation n'a été trouvée, aucune comparaison n'est possible. Néanmoins, les recherches actuelles se sont focalisées sur les amplitudes de mouvement de la cheville, du genou ou de la hanche. Neal et al. (2016) ont reporté au niveau de l'articulation de la cheville, une plus grande flexion plantaire au contact initial et pas de retour à une flexion dorsale complète lors de la phase d'appui. Ces auteurs n'ont pas clairement établi si ces changements sont bénéfiques pour le coureur. Au niveau de l'articulation du genou, ils n'ont reporté aucun changement au contact initial. Cependant, durant la phase d'appui ils ont noté une diminution du pic de flexion du genou et de l'amplitude de mouvement de celui-ci, suggérant une diminution des besoins d'absorption due à la diminution des GRF avec l'allègement. Au contraire, Cutuk et al. (2006) n'ont relevé aucun changement d'amplitude de la cheville, ni du genou avec l'allègement du poids du corps. Il est difficile de mettre en relation les observations d'amplitudes de mouvement de la cheville et du genou avec les paramètres de pronation et de vitesse maximale de pronation. Toutefois, en fonction de la vitesse, la pronation permettant d'absorber les chocs et ceux-ci augmentant lorsque la vitesse augmente, l'angle de pronation est plus élevé à vitesse imposée qu'à vitesse préférentielle. De même pour la vitesse maximale de pronation, le temps de contact étant réduit lorsque la vitesse augmente, le pied doit partir en pronation plus rapidement. Néanmoins, malgré la diminution

du temps de contact avec l'allègement du poids du corps, la vitesse maximale de pronation n'augmente pas. L'hyperpronation étant liée à un risque de blessure accru, des futures recherches se focalisant sur la pronation et la vitesse maximale de pronation, notamment chez les hyper-pronateurs, seraient pertinentes afin d'éclaircir si l'AlterG® peut être bénéfique dans ce cas de figure.

#### ***4.4.3 Paramètres cinétiques***

Le principal effet de la course sur AlterG® sur les paramètres cinétiques de course est la diminution des forces de réaction au sol avec plus particulièrement une diminution du pic d'impact vertical GRF, du pic actif vertical GRF et du taux de charge (Cutuk et al., 2006; Grabowski & Kram, 2008; Neal et al., 2016; Raffalt et al., 2013; Sainton et al., 2015; Smoliga et al., 2015). Cette diminution des GRF est bénéfique en réhabilitation car elle permet notamment de restreindre les charges et les forces appliquées sur les membres inférieurs lésés ou en guérison. Dans ce travail, l'impact et le freinage ont été sélectionnés pour les paramètres cinétiques. D'après le RunScribe™ Web Dashboard, ils représentent la rapide décélération lors du contact avec le sol et sont respectivement corrélés au pic d'impact vGRF et au pic de freinage des GRF horizontales. Ces paramètres devraient selon toute attente être influencés et ainsi diminuer de façon identique aux pics GRF. Toutefois, les résultats ont montré que l'impact diminue significativement uniquement à vitesse préférentielle à 40% PC et le freinage diminue significativement uniquement à vitesse imposée, également à 40% PC. Il semblerait que ces paramètres ne reflètent pas exactement les pics GRF. Par conséquent, l'impact et le freinage ne peuvent pas être reliés à la diminution des pics GRF observé par la majorité des auteurs. Ce constat soulève la question de la pertinence du choix de ces paramètres pour l'analyse. Il met également en lumière les lacunes encore existantes quant à la fiabilité des capteurs IMU pour les paramètres cinétiques.

L'analyse de l'évolution des paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques a permis de rejeter la dernière hypothèse nulle ( $H_{30}$  : L'évolution des paramètres influencés par l'allègement du poids du corps ne présente aucun point d'inflexion) au profit de l'hypothèse alternative. En effet, un premier point d'inflexion est constaté à 80% PC pour la cadence et le temps de vol à vitesse préférentielle et imposée et pour la longueur de pas et le temps de contact à vitesse imposée. Ce premier point d'inflexion est retardé à 70% PC pour la longueur de pas et le temps de contact à vitesse imposée. Comme les précédents chapitres de la discussion en témoignent, d'autres points d'inflexion ont ensuite été observés, généralement à intervalle

de 20% d'allègement. Les résultats des paramètres cinématiques et cinétiques ne sont pas concluants, ils ne vont néanmoins pas à l'encontre de cette hypothèse alternative.

#### ***4.4.5 Applications pratiques***

L'utilisation des RunScribe™ dans cette étude a apporté des observations pertinentes uniquement pour les paramètres spatio-temporels. Les paramètres cinématiques et cinétiques n'ont pas révélé de résultats concluants ou alors, ils n'étaient pas comparables à la littérature actuelle. La manipulation de la cadence est généralement utilisée afin de modifier la cinématique et la cinétique de course dans le but d'améliorer l'efficacité de la course et de diminuer les impacts (Stockland et al., 2019). Heiderscheit et al. (2011) ont démontré qu'une augmentation de 5% de la cadence réduisait la charge sur les genoux et les hanches. Allen et al. (2016) ont trouvé qu'une augmentation de 10% de la cadence provoquait une transition de l'attaque talon vers une attaque plus vers l'avant du pied réduisant les GRF. Dans le même sens, une cadence élevée permettrait de diminuer les contraintes sur l'articulation fémoro-patellaire (Neal et al., 2016). L'AlterG® provoquant une diminution de la cadence va, de ce point de vue, à l'encontre des recommandations de prise en charge des blessures et de prévention de surutilisation. Malgré la diminution de la cadence, l'allègement du poids du corps conduit à une diminution des forces de réaction au sol (Cutuk et al., 2006; Grabowski & Kram, 2008; Neal et al., 2016; Raffalt et al., 2013; Smoliga et al., 2015) bénéfique, sachant que des pics verticaux GRF et des taux de charge élevés ont été associés à un risque plus élevé de blessures de surutilisation (Gerlach et al., 2005; Hreljac, 2004). Par conséquent, la diminution des GRF est observée avec l'allègement du poids du corps, malgré la diminution de la cadence. Afin d'éviter de diminuer ce dernier paramètre, Stockland et al. (2019) ont démontré qu'il était possible de maintenir une cadence naturelle, grâce à un métronome, et même de l'augmenter de 10% sur l'AlterG®, peu importe l'allègement. Il serait ainsi intéressant de maintenir, malgré l'allègement, une certaine cadence afin de se rapprocher au maximum de la course en condition naturelle. Ceci permettrait d'éviter une éventuelle modification à long terme de la cadence, provoquant des modifications sur les autres paramètres spatio-temporels, qui serait transférée hors de l'AlterG®.

Le type de foulée n'a pas été analysé dans ce travail, mais plusieurs auteurs (Hodges- Long et al., 2020; Neal et al., 2016; Smoliga et al., 2015) ont observé une évolution de la foulée vers l'avant du pied avec l'allègement du poids du corps. De plus en plus de preuves appuient les avantages de la course médio-pied et avant-pied. En effet, si des transferts de l'AlterG® à la course dans des conditions naturelles se font, l'allègement du poids du corps pourrait encourager l'attaque médio-pied et avant-pied dans le but de réduire les GRF et par conséquent les



risques de blessures de surcharge. Toutefois, la combinaison entre l'augmentation de la flexion plantaire et le déplacement de la foulée vers l'avant-pied suggèrent que la charge exercée sur l'avant du pied et les métatarsiens reste élevée, même avec un fort allègement du poids du corps. Dans un contexte de réhabilitation, cette observation doit être prise en considération par les cliniciens lorsque l'AlterG® est prescrit pour la rééducation, notamment après une blessure comme une fracture de fatigue des métatarsiens (Neal et al., 2016).

Dans la pratique, le résultat le plus pertinent de la présente étude était la stabilité des paramètres de course jusqu'à 80% PC. Ce qui signifierait qu'aucune altération du schéma de course se fait avant 20% d'allègement du poids du corps. Il est possible que ce seuil puisse être ajusté à 25%, cependant ce niveau n'a pas été évalué dans cette étude. Cette observation est en accord avec Farina et al. (2017) qui ont constaté que le degré de modification biomécaniques devenait plus important à partir de 70% PC. Ces auteurs encouragent les individus utilisant l'AlterG® pour bénéficier de l'allègement tout en minimisant les changements mécaniques de course, à rester au-dessus de ce seuil. Quelques études ont documenté l'utilisation de l'AlterG® lors de la rééducation de blessures liées à la course. Saxena et Granot (2011) ont rapporté que des patients avaient commencé à courir à 70% PC 14 semaines après une opération de réparation du tendon d'Achille. Dans leur étude de cas, Tenforde et al. (2012) ont reporté que la patiente avait pu courir à 50% PC sans gêne cinq semaines après une fracture de fatigue du bassin. En outre, ces auteurs ont reporté que dans leur institution, les athlètes en thérapie post fracture commencent généralement la course sur AlterG® à 50% - 60% PC et augmentent de 5 à 10% chaque semaine pour autant qu'il n'y ait pas de douleur. Une fois à 90% - 95% PC les athlètes passent à la course au sol. Les protocoles de réhabilitation d'AlterG Inc. après une opération de réparation du tendon d'Achille proposent de commencer la course à 75% PC, à 55% PC après la reconstruction du ligament croisé antérieur et à 65% pour la réparation d'une fracture de fatigue. Les études et protocoles cités ci-dessus suggèrent que les cliniciens prescrivent la course sur AlterG® à des conditions de poids du corps induisant des modifications significatives de la mécanique de course.

Le but de l'AlterG® est la mobilisation et la rééducation précoce du patient tout en diminuant la charge sur les membres inférieurs. Dans ce cadre, L'AlterG® est particulièrement intéressant pour la marche ou des exercices en chaîne fermée avec du soutien du poids du corps. Cependant, ne connaissant pas les effets de l'allègement du poids du corps à long terme, les thérapeutes doivent être attentifs au fait que dès le seuil de 80% PC, l'allègement induit des changements significatifs de la mécanique de course. Par conséquent, les tableaux de pourcentage de variation des figures 22 et 23 peuvent être utilisés comme des guides pour permettre aux cliniciens

de choisir objectivement le poids du corps et la vitesse en fonction de la modification de chacun des paramètres et du type de blessure traité.

#### **4.5 Limites et perspectives**

Contrairement à la plupart des études citées, ce travail a analysé les paramètres à la fois spatio-temporels, cinématiques et cinétiques et a permis d'avoir une vision plus élargie des effets de l'allègement du poids du corps sur la mécanique de course. Certaines limites sont néanmoins à relever. Une des limites de ce travail réside dans l'utilisation de capteurs IMU pour l'analyse de course dans des conditions non naturelles comme l'allègement du poids du corps. Les algorithmes des capteurs IMU se basant sur la course en condition naturelle, il se pourrait que les mesures soient biaisées. Toutefois, ce biais a été limité en utilisant le même capteur pour toutes les mesures. Une seconde limite consiste dans la forte variabilité de vitesse préférentielle entre les participants. Sachant que la majorité des paramètres de course est influencée par la vitesse, les résultats pourraient être plus précis avec moins de disparité entre les vitesses des participants. Finalement, la calibration de l'AlterG® n'ayant pas permis à la majorité des participants de courir jusqu'à 20% du poids du corps, les conditions à 30% PC et 20% PC ont dû être supprimées de l'analyse.

Ce travail s'est focalisé sur la mécanique de course. Cependant associer les changements mécaniques aux changements neuromusculaires permettrait d'approfondir les connaissances sur les effets à court et long terme de l'allègement du poids du corps.

## 5 Conclusion

Les analyses de course menées lors de ce travail avaient pour but d'étudier à l'aide de capteurs IMU, l'évolution de la mécanique de course avec l'allègement du poids du corps sur le tapis de course anti-gravité AlterG®. Tout d'abord, la reproductibilité des capteurs choisis a été testée. Les résultats obtenus ont attesté de la reproductibilité des RunScribe™ et des Physilog® pour la majorité des paramètres sélectionnés. Les données ont notamment été plus fiables pour la vitesse préférentielle que pour la vitesse imposée, comme l'avaient également suggéré Falbriard et al. (2018). Néanmoins, la comparaison inter-capteurs a révélé des fortes disparités. N'ayant pas utilisé de système de mesure gold standard, les données de cette étude ne permettent pas d'attester lequel des deux capteurs était le plus fiable. Néanmoins, les RunScribe™ ont été préféré aux Physilog® pour le reste de l'analyse car ils avaient été validés pour plus de paramètres et par un plus grand nombre d'études. Ensuite, comme quatre protocoles ; allègement et rechargement à vitesse préférentielle et imposée avaient été effectués par participants, un des objectifs était de comparer les protocoles d'allègement et de rechargement à chacune des deux vitesses. Les résultats, majoritairement identiques entre l'allègement et le rechargement, concordent avec les observations de Sainton et al. (2015). Ils ont permis de conclure que le temps de transition de l'AlterG® était suffisant pour adapter la course. En pratique, seul la condition de poids du corps est importante et non le protocole pour l'atteindre. Finalement, l'objectif était d'analyser les effets de l'allègement du poids du corps sur les paramètres spatio-temporels, cinématiques et cinétiques. Les résultats de cette étude ainsi que Farina et al. (2017) ont montré que la relation entre le pourcentage de poids du corps et les adaptations mécaniques n'étaient pas proportionnelles. En effet, cette étude a mis en avant la stabilité de la mécanique de course jusqu'à 80% PC. Les paramètres spatio-temporels ont ensuite globalement changé à intervalles de 20% puis de 10%, plus l'allègement augmentait. Au contraire, les paramètres cinématiques n'ont montré aucune adaptation avec l'allègement du poids du corps alors que les paramètres cinétiques ont révélé une diminution significative uniquement à 40% PC.

Pour conclure, l'AlterG® est certes un outil intéressant pour la réhabilitation grâce à la réduction de la charge sur les membres inférieurs. Toutefois les résultats de cette étude ouvrent le débat sur la pertinence de l'utiliser pour la course avec un poids du corps inférieur à 80%, sachant qu'au-delà, le schéma de course est modifié. Des futures recherches sur les effets de l'allègement du poids du corps, sur des paramètres plus larges ainsi que sur les effets à long terme de la course sur AlterG®, permettraient d'approfondir cette question.

## Bibliographie

- Almeida, M. O., Davis, I. S., & Lopes, A. D. (2015). Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running : A Systematic Review With Meta-analysis. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(10), 738-755. <https://doi.org/10.2519/jospt.2015.6019>
- Barnes, K. R., & Janecke, J. N. (2017). Physiological and Biomechanical Responses of Highly Trained Distance Runners to Lower-Body Positive Pressure Treadmill Running. *Sports Medicine - Open*, 3(1), 41-41. PubMed. <https://doi.org/10.1186/s40798-017-0108-x>
- Bazuelo-Ruiz, B., Durá-Gil, J. V., Palomares, N., Medina, E., & Llana-Belloch, S. (2018). Effect of fatigue and gender on kinematics and ground reaction forces variables in recreational runners. *PeerJ*, 6, e4489. <https://doi.org/10.7717/peerj.4489>
- Benson, L. C., Clermont, C. A., Bošnjak, E., & Ferber, R. (2018). The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab : A systematic review. *Gait & Posture*, 63, 124-138. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.04.047>
- Brazier, J., Maloney, S., Bishop, C., Read, P. J., & Turner, A. N. (2019). Lower Extremity Stiffness : Considerations for Testing, Performance Enhancement, and Injury Risk. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 33(4), 1156-1166. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002283>
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2008). Influence of Running Velocity on Vertical, Leg and Joint Stiffness. *Sports Medicine*, 38(8), 647-657. <https://doi.org/10.2165/00007256-200838080-00003>
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90033-0](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90033-0)
- Cutuk, A., Groppo, E. R., Quigley, E. J., White, K. W., Pedowitz, R. A., & Hargens, A. R. (2006). Ambulation in simulated fractional gravity using lower body positive pressure : Cardiovascular safety and gait analyses. *J Appl Physiol (1985)*, 101(3), 771-777. <https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00644.2005>
- DeJong, A. F., & Hertel, J. (2020). Validation of Foot-Strike Assessment Using Wearable Sensors During Running. *Journal of Athletic Training*, 55(12), 1307-1310. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-0520.19>
- Dicharry, J. (2010). Kinematics and Kinetics of Gait : From Lab to Clinic. *Clinics in Sports Medicine*, 29(3), 347-364. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2010.03.013>

- Dugan, S. A., & Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and analysis of running gait. *Phys Med Rehabil Clin N Am*, 16(3), 603-621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G., & Aminian, K. (2017). *Contact time and foot strike angles estimation using foot worn inertial sensors in running*.
- Falbriard, M., Meyer, F., Mariani, B., Millet, G. P., & Aminian, K. (2018). Accurate Estimation of Running Temporal Parameters Using Foot-Worn Inertial Sensors. *Frontiers in Physiology*, 9. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.00610>
- Farina, K. A., Wright, A. A., Ford, K. R., Wirfel, L. A., & Smoliga, J. M. (2017). Physiological and Biomechanical Responses to Running on Lower Body Positive Pressure Treadmills in Healthy Populations. *Sports Med*, 47(2), 261-275. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0581-2>
- Fields, K. B., Sykes, J. C., Walker, K. M., & Jackson, J. C. (2010). Prevention of Running Injuries. *Current Sports Medicine Reports*, 9(3), 176-182. <https://doi.org/10.1249/JSR.0b013e3181de7ec5>
- García-Pinillos, F., Latorre-Román, P. Á., Soto-Hermoso, V. M., Párraga-Montilla, J. A., Pantoja-Vallejo, A., Ramírez-Campillo, R., & Roche-Seruendo, L. E. (2019). Agreement between the spatiotemporal gait parameters from two different wearable devices and high-speed video analysis. *PLOS ONE*, 14(9), e0222872. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0222872>
- Gerlach, K. E., White, S. C., Burton, H. W., Dorn, J. M., Leddy, J. J., & Horvath, P. J. (2005). Kinetic Changes with Fatigue and Relationship to Injury in Female Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 37(4), 657-663. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000158994.29358.71>
- Grabowski, A. M., & Kram, R. (2008). Effects of Velocity and Weight Support on Ground Reaction Forces and Metabolic Power during Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(3), 288-297. <https://doi.org/10.1123/jab.24.3.288>
- Granot, A. (s. d.). *Rehabilitation Protocol Achilles Tendon Repair*. AlterG® Anti-Gravity Treadmill™. Consulté 16 novembre 2020, à l'adresse <https://www.alterg.com/wp-content/themes/alterg-child/PDFs/Clinical-Protocols/Achilles-Tendon-Repair.pdf>
- Grimshaw, P., Crétual, A., & Burden, A. (2010). *Biomécanique du sport et de l'exercice*. De Boeck.
- Guillet, M. (s. d.). *Rehabilitation Protocol Anterior Cruciate Reconstruction*. Consulté 16 novembre 2020, à l'adresse <https://www.alterg.com/wp-content/themes/alterg-child/PDFs/Clinical-Protocols/Anterior-Cruciate-Reconstruction.pdf>

- Hamill, J., Bates, B. T., Knutzen, K. M., & Sawhill, J. A. (1983). Variations in ground reaction force parameters at different running speeds. *Human Movement Science*, 2(1), 47-56. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(83\)90005-2](https://doi.org/10.1016/0167-9457(83)90005-2)
- Hashimoto, J. K. (s. d.). *Rehabilitation Protocol Lower Extremity stress Fracture*. Consulté 16 novembre 2020, à l'adresse <https://www.alterg.com/wp-content/themes/alterg-child/PDFs/Clinical-Protocols/Lower-Extremity-Stress-Fracture.pdf>
- Hess, G. W. (2010). Achilles Tendon Rupture : A Review of Etiology, Population, Anatomy, Risk Factors, and Injury Prevention. *Foot & Ankle Specialist*, 3(1), 29-32. <https://doi.org/10.1177/1938640009355191>
- Hodges- Long, L., Cross, K., Magrum, E., Feger, M., & Hertel, J. (2020). The effect of body weight reduction using a lower body positive pressure treadmill on plantar pressure measures while running. *Physical Therapy in Sport*, 43, 100-107. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2020.02.011>
- Hollis, C. R., Koldenhoven, R. M., Resch, J. E., & Hertel, J. (2019). Running biomechanics as measured by wearable sensors : Effects of speed and surface. *Sports Biomechanics*, 0(0), 1-11. <https://doi.org/10.1080/14763141.2019.1579366>
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 845-849. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD>
- Jeker, D., Falbriard, M., Vernillo, G., Meyer, F., Savoldelli, A., Degache, F., Schena, F., Aminian, K., & Millet, G. P. (2020). Changes in spatio-temporal gait parameters and vertical speed during an extreme mountain ultra-marathon. *European Journal of Sport Science*, 20(10), 1339-1345. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1712480>
- Koldenhoven, R. M., & Hertel, J. (2018). Validation of a Wearable Sensor for Measuring Running Biomechanics. *Digital Biomarkers*, 2(2), 74-78. <https://doi.org/10.1159/000491645>
- Koska, D., Gaudel, J., Hein, T., & Maiwald, C. (2018). Validation of an inertial measurement unit for the quantification of rearfoot kinematics during running. *Gait & Posture*, 64, 135-140. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.06.007>
- Lefebvre, N., Degelaen, M., Truysers, C., Safin, I., & Beckwée, D. (2019). Validity and Reproducibility of Inertial Physilog Sensors for Spatiotemporal Gait Analysis in Patients With Stroke. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 27(9), 1865-1874. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2019.2930751>
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., & Bates, B. T. (2003). Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running. *Medicine & Science in*

- Sports & Exercise*, 35(2), 307-313.  
<https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048837.81430.E7>
- Morin, J.-B., Dalleau, G., Kyröläinen, H., Jeannin, T., & Belli, A. (2005). A Simple Method for Measuring Stiffness during Running. *Journal of applied biomechanics*, 21, 167-180.  
<https://doi.org/10.1123/jab.21.2.167>
- Neal, M., Fleming, N., Eberman, L., Games, K., & Vaughan, J. (2016). Effect of Body-Weight-Support Running on Lower-Limb Biomechanics. *J Orthop Sports Phys Ther*, 46(9), 784-793. <https://doi.org/10.2519/jospt.2016.6503>
- Nicola, T. L., & Jewison, D. J. (2012). The Anatomy and Biomechanics of Running. *Clinics in Sports Medicine*, 31(2), 187-201. <https://doi.org/10.1016/j.csm.2011.10.001>
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.  
<https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08655.x>
- Novacheck, T. F. (1998). The biomechanics of running. *Gait & Posture*, 7(1), 77-95.  
[https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(97\)00038-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)00038-6)
- Pairot de Fontenay, B., Roy, J.-S., Dubois, B., Bouyer, L., & Esculier, J.-F. (2020). Validating Commercial Wearable Sensors for Running Gait Parameters Estimation. *IEEE Sensors Journal*, PP, 1-1. <https://doi.org/10.1109/JSEN.2020.2982568>
- Raffalt, P. C., Hovgaard-Hansen, L., & Jensen, B. R. (2013). Running on a Lower-Body Positive Pressure Treadmill : VO<sub>2</sub>max, Respiratory Response, and Vertical Ground Reaction Force. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 84(2), 213-222.  
<https://doi.org/10.1080/02701367.2013.784721>
- Roche Seruendo, L. E., Pinillos, F., Auria-Martin, I., Bataller, V., Latorre Román, P., & Soto Hermoso, V. M. (2017). Effects of different percentages of body weight support on spatiotemporal step characteristics during running. *Journal of Sports Sciences*, 36, 1-6.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1394584>
- Sainton, P., Nicol, C., Cabri, J., Barthelemy-Montfort, J., Berton, E., & Chavet, P. (2015). Influence of short-term unweighing and reloading on running kinetics and muscle activity. *European Journal of Applied Physiology*, 115(5), 1135-1145.  
<https://doi.org/10.1007/s00421-014-3095-3>
- Sainton, P., Nicol, C., Cabri, J., Barthèlemy-Montfort, J., & Chavet, P. (2016). Kinetics and Muscle Activity Patterns during Unweighing and Reloading Transition Phases in Running. *PloS One*, 11(12), e0168545-e0168545. PubMed. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0168545>

- Saxena, A., & Granot, A. (2011). Use of an Anti-gravity Treadmill in the Rehabilitation of the Operated Achilles Tendon : A Pilot Study. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 50(5), 558-561. <https://doi.org/10.1053/j.jfas.2011.04.045>
- Seeley, M. K., Evans-Pickett, A., Collins, G. Q., Tracy, J. B., Tuttle, N. J., Rosquist, P. G., Merrell, A. J., Christensen, W. F., Fullwood, D. T., & Bowden, A. E. (2020). Predicting vertical ground reaction force during running using novel piezoresponsive sensors and accelerometry. *Journal of Sports Sciences*, 38(16), 1844-1858. <https://doi.org/10.1080/02640414.2020.1757361>
- Shih, Y., Teng, H.-L., & Powers, C. M. (2019). Lower Extremity Stiffness Predicts Ground Reaction Force Loading Rate in Heel Strike Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 51(8), 1692-1697. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000001963>
- Smoliga, J. M., Wirfel, L. A., Paul, D., Doornberger, M., & Ford, K. R. (2015). Effects of unweighting and speed on in-shoe regional loading during running on a lower body positive pressure treadmill. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 1950-1956. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.04.009>
- Stockland, J., Russell Giveans, M., & Ames, P. (2019). The effect of an anti-gravity treadmill on running cadence. *Int J Sports Phys Ther*, 14(6), 860-865.
- Summary of Clinical Research AlterG® Anti-Gravity Treadmill™ Technology*. (2019). <https://alterg.my.salesforce.com/sfc/p/#40000000N0Ut/a/1W000000g13o/GkjFCa4hgbyX.di8Gt1c1zhAoFOLbTrdKJEhqeicT0w>
- Tenforde, A. S., Watanabe, L. M., Moreno, T. J., & Fredericson, M. (2012). Use of an antigravity treadmill for rehabilitation of a pelvic stress injury. *PM r*, 4(8), 629-631. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2012.02.003>
- Tenforde, A. S., Hayano, T., Jamison, S. T., Outerleys, J., & Davis, I. S. (2020). Tibial Acceleration Measured from Wearable Sensors Is Associated with Loading Rates in Injured Runners. *PM&R*, 12(7), 679-684. <https://doi.org/10.1002/pmrj.12275>
- Thomson, A., Einarsson, E., Witvrouw, E., & Whiteley, R. (2017). Running speed increases plantar load more than per cent body weight on an AlterG® treadmill. *J Sports Sci*, 35(3), 277-282. <https://doi.org/10.1080/02640414.2016.1163401>
- van Gent, R. N., Siem, D., van Middelkoop, M., van Os, A. G., Bierma-Zeinstra, S. M. A., & Koes, B. W. (2007). Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners : A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, 41(8), 469-480; discussion 480. <https://doi.org/10.1136/bjsm.2006.033548>



- Wilk, K. E., Macrina, L. C., Cain, E. L., Dugas, J. R., & Andrews, J. R. (2012). Recent Advances in the Rehabilitation of Anterior Cruciate Ligament Injuries. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2012.3741>
- Yin, L., Hu, X., Lai, Z., Liu, K., & Wang, L. (2020). Leg Stiffness and Vertical Stiffness of Habitual Forefoot and Rearfoot Strikers during Running. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/8866340>
- Zadpoor, A. A., & Nikooyan, A. A. (2011). The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force : A systematic review. *Clinical Biomechanics*, 26(1), 23-28. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005>

## **Remerciements**

Mes vifs remerciements vont particulièrement à Francis Degache pour sa grande disponibilité, ses conseils et son soutien tout au long de mon travail. Je remercie infiniment MotionLab de m'avoir ouvert ses portes ainsi que son équipe pour sa disponibilité notamment lors de la prise des mesures.

Un grand merci à tous les participants pour leur motivation et leur temps pour la prise de mesures.

J'adresse également mes remerciements à Filomena Vuille et Franziska Peier pour la relecture ainsi qu'à toutes les personnes qui m'ont soutenue pendant ce travail.