



HAL
open science

Influence d'un temps limite à l'épuisement en course à pied sur la mécanique de la foulée et le comportement masse-ressort de triathlètes élites : effets sur le coût énergétique

Giuseppe Rabita, Christophe Hausswirth, Jean Slawinski, Olivier Girard, Frank Bignet, Gérard Honnorat

► To cite this version:

Giuseppe Rabita, Christophe Hausswirth, Jean Slawinski, Olivier Girard, Frank Bignet, et al.. Influence d'un temps limite à l'épuisement en course à pied sur la mécanique de la foulée et le comportement masse-ressort de triathlètes élites : effets sur le coût énergétique. [Rapport de recherche] N° 06-025, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP). 2011. hal-01969451

HAL Id: hal-01969451

<https://insep.hal.science//hal-01969451>

Submitted on 4 Jan 2019

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

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

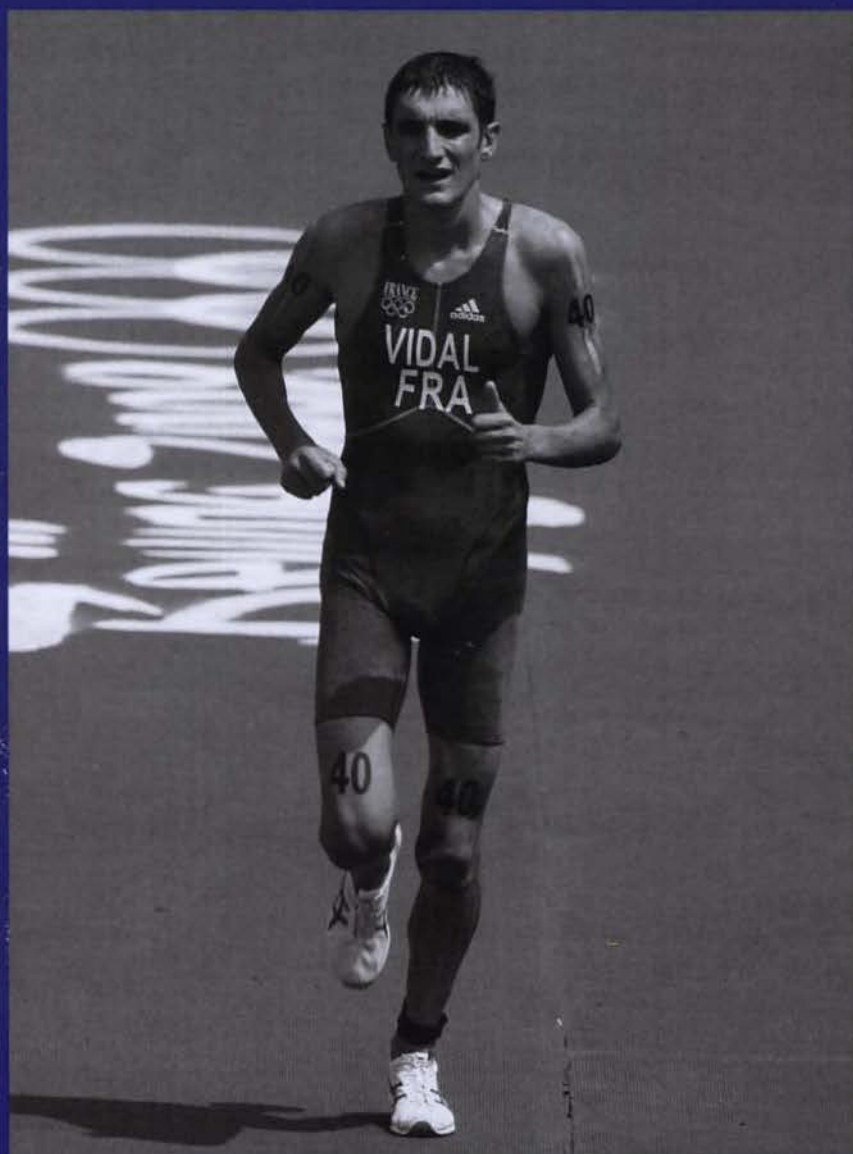
**SERVICE RECHERCHE
MISSION DU SPORT DE HAUT NIVEAU**

INSEP

**RAPPORT DE RECHERCHE
MAI 2011 - N° 06-025**

INFLUENCE D'UN TEMPS LIMITE À L'ÉPUISEMENT EN COURSE À PIED SUR LA MÉCANIQUE DE LA FOULÉE ET LE COMPORTEMENT MASSE-RESSORT DE TRIATHLETES ÉLITES : EFFETS SUR LE COÛT ÉNERGÉTIQUE.

G. RABITA¹, C. HAUSSWIRTH¹



COLLABORATEURS SCIENTIFIQUES

J. SLAWINSKI²,
O. GIRARD³

COLLABORATEURS FÉDÉRAUX

F. BIGNET⁴,
G. HONNORAT⁴

TRAVAIL EFFECTUÉ PAR

1. Le Service Recherche
de l'INSEP

EN COLLABORATION AVEC

1 Service Recherche, Mission
du Sport de Haut Niveau,
Institut National du Sport,
de l'Expertise et de la
Performance, INSEP, Paris,
FRANCE

2 Team Lagardère, Stade Paris
Jean-Bouin, Paris, FRANCE

3 ASPETAR, Centre de
Recherche et d'Éducation,
Doha, QATAR

4 Fédération Française de
Triathlon, La Plaine Saint-Denis,
FRANCE

INTRODUCTION GENERALE

De nombreux auteurs ont tenté d'identifier les facteurs impliqués dans la performance de triathlètes élite en analysant les paramètres biomécaniques lors d'un triathlon de longue durée (Bentley et al., 2002; Hausswirth et al., 2008).

Chez des triathlètes de haut niveau, bien que les épreuves de natation et de cyclisme aient une influence à la fois énergétique (Laursen et al. 2000; Delextrat et al. 2003) et biomécanique (Chapman et al., 2008; Delextrat et al. 2005) sur le(s) mode(s) de locomotion subséquent(s), respectivement le cyclisme et la course à pied, la performance lors de cette dernière épreuve est corrélée avec le classement final (Vleck et al., 2008). Ainsi, une meilleure compréhension de la détérioration mécanique de la foulée et de son lien sur les facteurs énergétiques continue d'être un défi en vue de l'amélioration des programmes d'entraînement dans cette discipline.

Plusieurs études ont porté plus spécifiquement sur l'identification des facteurs biomécaniques de la performance en course à pied (Belli et al., 1995; Kyröläinen et al., 2000). Parmi les paramètres mécaniques évalués, ceux permettant de quantifier le comportement du modèle masse-ressort sont de plus en plus explorés dans la littérature (Morin et al., 2011a; 2011b). Ce modèle est utilisé depuis le début des années 1990 (Blickhan et al. 1989; McMahon et Cheng 1990) pour décrire les caractéristiques de la foulée, son évolution avec la vitesse et ses liens avec la dépense énergétique. C'est en particulier le cas pour les paramètres de raideur. Celle-ci est définie par le rapport entre la variation de la force de réaction verticale et, selon le paramètre k_{leg} ou k_{vert} , la compression de la jambe d'appui ou la variation du déplacement vertical du centre de masse, respectivement. Le comportement mécanique de ce système apporte un point de vue complémentaire aux analyses temporelles (temps de contact, durée de la phase aérienne, fréquence de la foulée) ou cinématiques (angles articulaires, amplitude du pas). Son utilisation est largement employée, notamment par le fait de sa simplicité en ce sens que ce modèle à deux éléments permet d'expliquer le comportement mécanique du très complexe système musculo-squelettique.

Au regard des études ayant évalué l'effet de la fatigue sur ces deux types de raideur, il apparaît que leur régulation soit dépendante de l'intensité/durée de la course à pied. Pour les courses à allure constante et modérée (au-dessous du seuil lactique), Dutto et al. (2002) ont montré que k_{leg} et k_{vert} diminuent avec la fatigue alors que ces paramètres ne se modifient pas dans l'étude d'Hunter et Smith (2007). Les deux études, cependant, montrent que la fréquence

de la foulée est fortement corrélée à k_{leg} et k_{vert} . Pour les courses d'intensité élevée (au dessus du seuil lactique), Slawinski et al. (2008) ne détectent aucune variation de ces paramètres avant et après un test de course maximale de 2000m. En revanche, Girard et al. (2010) montrent une diminution de k_{leg} lors d'un 5000m à allure libre, alors que k_{vert} demeure constant. Enfin, pour les allures de sprint, les modifications de la raideur sont principalement dues aux variations du déplacement vertical du centre de masse plutôt qu'à des variations de la force maximale; de plus, il apparaît que k_{vert} est davantage affecté par l'état de fatigue que le paramètre k_{leg} (Morin et al. 2006; Hobara et al., 2010).

Néanmoins, en ce qui concerne ces dernières études, pour lesquelles la course à pied est réalisée à intensité élevée ou en sprint, l'allure n'est pas toujours imposée et, par conséquent, varie au cours du test. Or, la plupart des paramètres temporels, cinématiques et cinétiques associés à la raideur du système masse-ressort sont directement liés à la vitesse de course (Arampatzis et al., 1999; Brughelli et al., 2008; McMahon et Cheng 1990).

Par ailleurs, à notre connaissance, les relations entre le comportement masse-ressort et le coût énergétique de la course n'ont été investiguées que pour des allures de course modérées (Heise et Martin, 1998). Ces auteurs ne montrent pas de relation entre le coût énergétique et les changements de la fréquence ou de la raideur. Cependant, d'autres résultats montrent que k_{leg} et k_{vert} font partie des paramètres biomécaniques les plus étroitement liés au coût énergétique (Candau et al. 1998; Dalleau et al. 1998; Millet et al., 2000; Kerdok et al., 2002; Slawinski et al., 2008).

L'objet de cette étude était donc i) de caractériser les modifications du comportement du système masse-ressort chez des triathlètes élités lors d'une course à vitesse constante menée jusqu'à épuisement ; ii) d'évaluer l'effet de ces modifications sur le coût énergétique. Sur la base des éléments de la littérature, nous émettons les hypothèses suivantes : i) les paramètres de raideur k_{leg} et k_{vert} diminuent avec la fatigue, ii) cette diminution est inversement liée au changement de coût énergétique.

Etude Bibliographique

.1 - Le modèle masse-ressort

Lors des activités de course à pied ou de sauts verticaux, les différents éléments du corps humain (squelette, muscle, tendon, ligaments, etc.) sont intégrés par le système nerveux central de manière à ce que le système musculo-squelettique global se comporte tel un système masse-ressort. Ce modèle consiste en un ressort linéaire simple, attaché à un point massique qui représente l'ensemble de la masse corporelle (Fig. 1.1). L'intérêt mécanique est de considérer le ou les membre(s) inférieur(s), suivant la nature de l'exercice concerné, comme un ressort permettant la compréhension des deux phases lors de l'appui au sol : la flexion représentée par la compression du ressort et l'extension symbolisée par son retour à la position initiale.

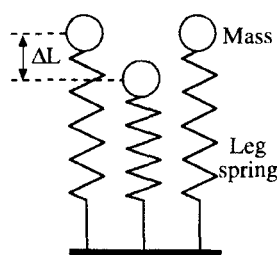


Fig. 1.1 : Représentation du modèle masse-ressort utilisé pour décrire le comportement musculo-squelettique lors de sauts verticaux. *Mass* : masse ; ΔL : Compression du ressort (équivalent à l'abaissement du centre de masse dans ces conditions); *Leg spring* : Ressort du système (D'après Farley et Morgenroth, 1999).

McMahon et Cheng (1990) utilisent ce modèle (Fig. 1.2) en prenant en considération les spécificités d'un mouvement de course à pied.

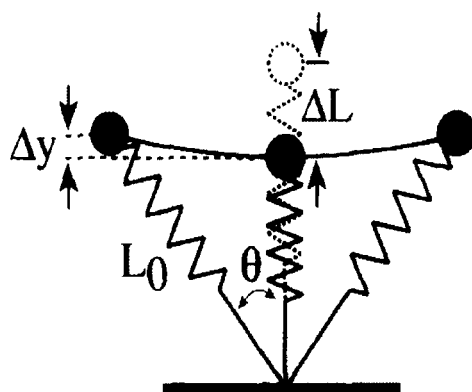


Fig. 1.2 : Représentation du modèle masse-ressort utilisé pour décrire le comportement du système musculo-squelettique lors de la course à pied. m : masse ; L_0 : longueur du ressort au moment du contact ; θ : angle du ressort au moment du contact au sol ; ΔL : compression maximale du ressort ; Δy : variation verticale maximale du centre de masse (D'après Farley et Gonzales, 1996).

L'utilisation du modèle pour la course à pied repose sur les principes suivants:

- le système oscille, lors de la phase d'appui, de façon symétrique dans les dimensions verticales et horizontales par rapport à la verticale du point de contact. Si ce point de contact du système masse ressort restait fixe lors des premières descriptions, le modèle a évolué afin de prendre en compte le déplacement du point d'application de la force lors de la pose du pied (Bullimore et Burn, 2006).
- la force de compression maximale du ressort est atteinte au milieu de la phase de contact, lorsque le point de masse est à la verticale du point de contact.
- en milieu de phase de contact, la vitesse verticale est nulle, la longueur du ressort minimale, le déplacement vertical du point de masse maximal.
- dans le plan vertical, les évolutions au cours du temps de la force de réaction au sol, de la vitesse et du déplacement du point de masse reflète le comportement d'un système masse-ressort (allure sinusoïdale de la force pendant le contact, valeur moyenne égale au poids du système, période d'oscillation égale à la somme du temps de contact et du temps de vol suivant).

Ce modèle masse-ressort fournit une base théorique bien acceptée à partir de laquelle deux expressions de la raideur peuvent être calculées : k_{leg} et k_{vert} (Blickhan, 1989; McMahon et Cheng 1990; Brughelli and Cronin 2008).

.2 - Raideur musculo-squelettique et course à pied.

.1 - Influence de la vitesse de course

Arampatzis et al. (1999) montrent que les raideurs k_{leg} et k_{vert} augmentent avec la vitesse (Fig. 1.3). L'augmentation de ces deux expressions de la raideur est principalement due aux augmentations de la composante verticale de la force de réaction (F_{zmax}). On peut noter que k_{vert} est plus sensible à la vitesse que k_{leg} . En effet, Δy diminue alors que la compression de la jambe augmente ou reste stable (suivant le mode de calcul utilisé). A partir de ces résultats, il ressort clairement que des comparaisons de raideur ne peuvent être effectuées que pour des vitesses similaires.

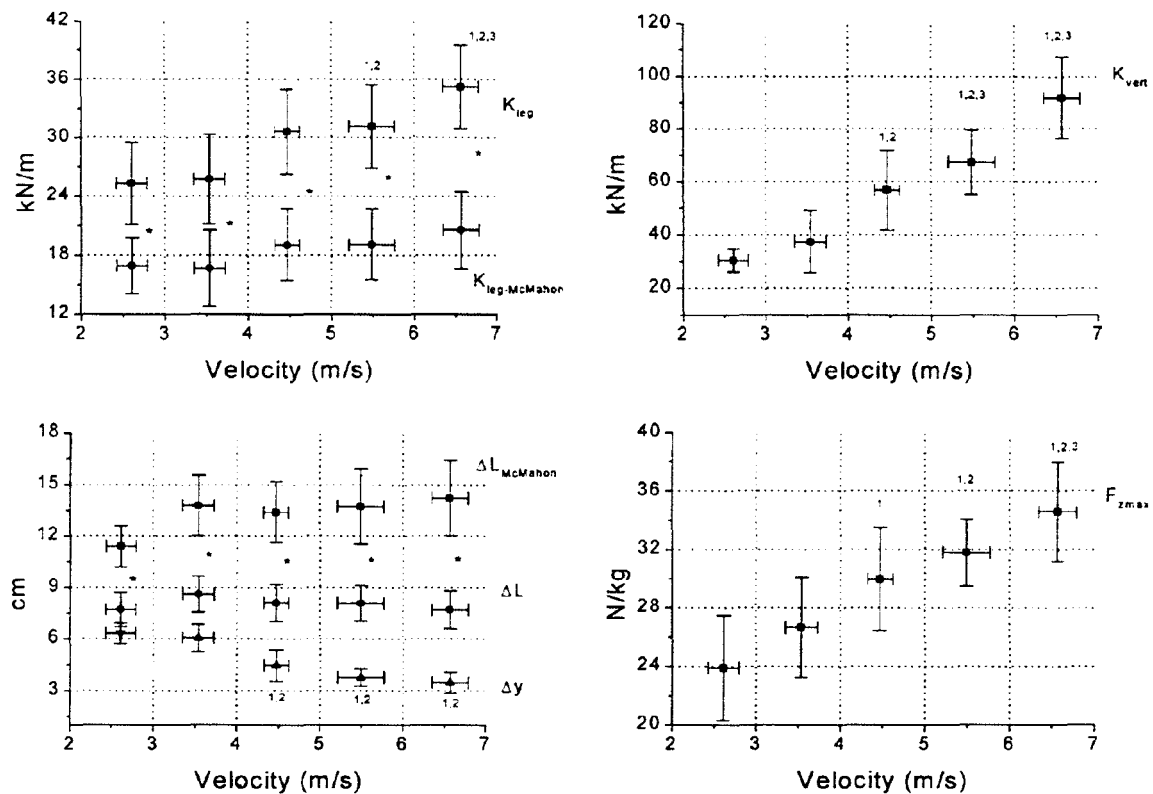


Fig. 1.3 : Relation entre la raideur de la jambe (k_{leg}), la raideur verticale (k_{vert}) et leur paramètres associés en fonction de la vitesse (velocity) (D'après Arampatzis et al. 1999).

.2 - Influence de la fréquence de pas et du temps de contact

En modifiant la fréquence de pas lors d'une course à vitesse constante (2,5 m.s⁻¹), Farley et Gonzales (1996) montrent que ce paramètre est très étroitement lié à la raideur (Fig. 1.4).

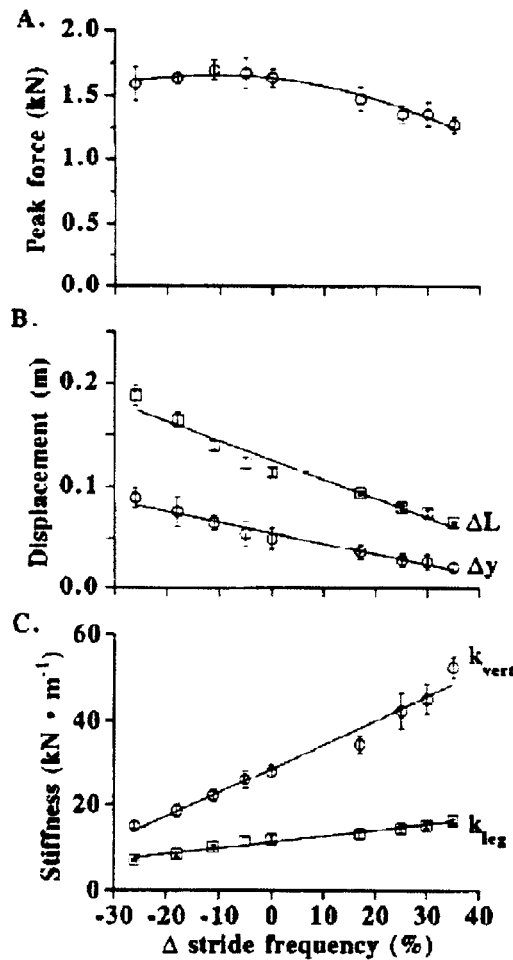


Fig. 1.4 : Relation entre A) le pic de force (peak force) B) la variation verticale du centre de gravité (Δy), la compression de la jambe (ΔL) C) la raideur de la jambe (k_{leg}), la raideur verticale (k_{vert}), et la variation de fréquence pour une vitesse constante (2,5m.s⁻¹) (D'après Farley et Gonzales, 1996).

Les auteurs soulignent ainsi que la raideur peut être simplement régulée par l'intermédiaire de ce paramètre. L'augmentation de k_{vert} ou k_{leg} se réalise alors par l'intermédiaire d'une diminution de la variation verticale du centre de gravité (Δy) ou de la

compression de la jambe (ΔL) pendant le contact, respectivement, et ce davantage que par l'augmentation de la variation du pic de force (F_{zmax}).

Morin et al. (2007), plus récemment, ont montré que le temps de contact influence davantage la raideur par rapport à la fréquence, celle-ci n'étant qu'un facteur de variation indirecte de la raideur musculo-squelettique.

.3 - Evolution de la raideur musculo-squelettique avec la fatigue.

.1 - Evolution lors de sprints

a) Répétitions de 100 m

Morin et al. (2006) ont évalué le comportement mécanique du SMM avec la fatigue induite par la répétition de sprint. Le protocole consistait à répéter de manière maximale des sprints de 100m. Ces auteurs montrent des évolutions différentes de k_{vert} et de k_{leg} avec la fatigue (Tableau 1.1). Ainsi k_{leg} ne subit pas de changement significatif avec l'apparition de la fatigue alors que k_{vert} diminue significativement de 20,6 ($\pm 7,9$)%. Ces différences sont expliquées par le fait que F_{zmax} reste constante, tout comme ΔL alors que Δy augmente significativement de 21,2 ($\pm 9,4$)%.

Parameter	1st 100 m	2nd 100 m	3rd 100 m	4th 100 m	ANOVA	% change
$k_{leg} (kN \cdot m^{-1})$	19.5 (4.3)	17.1 (3.4)	17.9 (5.3)	18.3 (5.5)	ns	-
$k_{vert} (kN \cdot m^{-1})$	93.9 (12.4)	81.4 (10.0)	78.4 (13.5) ^a	74.9 (14.2) ^a	*	-20.6 (7.9)
$F_{max} (kN)$	2.60 (0.22)	2.52 (0.26)	2.51 (0.31)	2.53 (0.27)	ns	-
$\Delta y_c (cm)$	2.84 (0.32)	3.15 (0.26)	3.30 (0.39) ^a	3.51 (0.41) ^a	*	21.2 (9.4)
$\Delta L (cm)$	14.2 (2.4)	15.5 (2.25)	15.2 (2.77)	15.3 (3.57)	ns	-
SF (Hz)	4.00 (0.21)	3.89 (0.13)	3.74 (0.17) ^a	3.64 (0.16) ^a	*	-8.03 (3.34)

Tableau 1.1 : Evolution de la raideur de la jambe (K_{leg}), la raideur verticale (K_{vert}), la force maximale lors du contact (F_{max}), la variation verticale du centre de gravité (Δy_c), la compression de la jambe (ΔL) au cours de 4 sprints de 100m réalisés à la suite (D'après Morin et al. 2006).

Cette étude montre que bien que les propriétés de raideur des membres inférieurs n'expliquent pas la performance en sprint, leur détérioration est étroitement liée aux effets de la fatigue sur la performance lors de 100 m répétés.

b) Epreuve de 400 m

Hobara et al. (2010a), ont étudié l'évolution des mêmes paramètres au cours d'un sprint long (400m) mené dans les conditions de compétition. La raideur verticale chute significativement lors des derniers 250m alors que la raideur de jambe chute uniquement lors des 50 premiers mètres avant de se stabiliser.

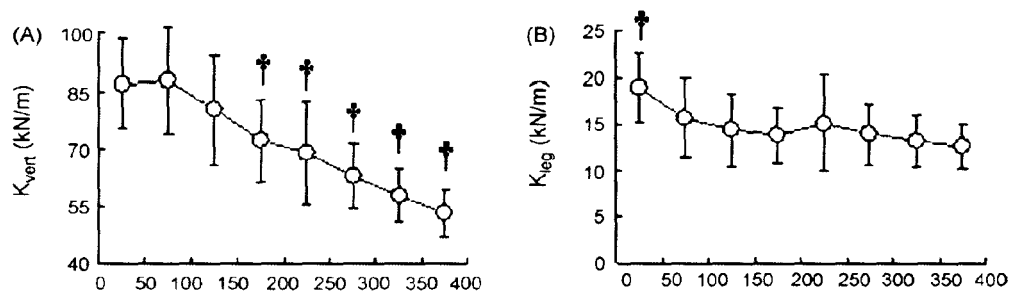


Fig. 1.5 : Evolution (A) de la raideur verticale (k_{vert}) et (B) de la raideur de jambe (k_{leg}) lors d'une course de 400m. (D'après Hobara et al. 2010a).

Les corrélations entre d'une part, les paramètres de raideur et d'autre part, la vitesse de course, la fréquence et l'amplitude de la foulée ont été analysés (Tableau 2.2).

	K_{vert}	K_{leg}
$V_{forward}$	0.6771 [†]	0.091
f_{stride}	0.6411 [†]	0.144
L_{stride}	0.281	-0.001

Tableau 1.2 : Coefficients de corrélations entre i) la vitesse de course ($V_{forward}$), la fréquence (f_{stride}) et l'amplitude (L_{stride}) de foulée et ii) les paramètres de raideur (k_{vert} et k_{leg}). [†]Différence significative à $P < 0.05$.

Les résultats suggèrent que pour garder une vitesse la plus élevée possible lors de la dernière phase du sprint de 400m, il est nécessaire de maintenir une fréquence élevée afin de contrer la chute de la raideur verticale.

En ce qui concerne ces 2 études (Morin et al. 2006; Hobara et al. 2010a), les modifications de la raideur musculo-squelettique sont mesurées alors que l'allure de sprints n'est pas constante. A ce jour, dans des conditions de vitesse imposée et constante, la détérioration de ces propriétés mécaniques n'est explorée que lors d'épreuves d'intensité "modérée".

.2 - Evolution de la raideur musculo-squelettique lors de courses à allures intermédiaires

Girard et al. (2009) ont étudié l'évolution de k_{vert} et k_{leg} pendant une épreuve de course de 5000m. Cette étude confirme le fait que, en fonction des contraintes musculaires et nerveuses, l'intensité et le séquence temporelle des contractions musculaires seraient continuellement ajustées lors de la course (Nummela et al., 2008). Ceci affecte la régulation de la raideur musculo-squelettique globale et donc modifie les paramètres de la foulée.

Les résultats obtenus sont illustrés sur la figure 1.10. Une modification significative de k_{vert} est observée avec l'apparition de la fatigue lors des 2000 derniers mètres. La raideur k_{leg} ne subit quant à elle pas de changement significatif.

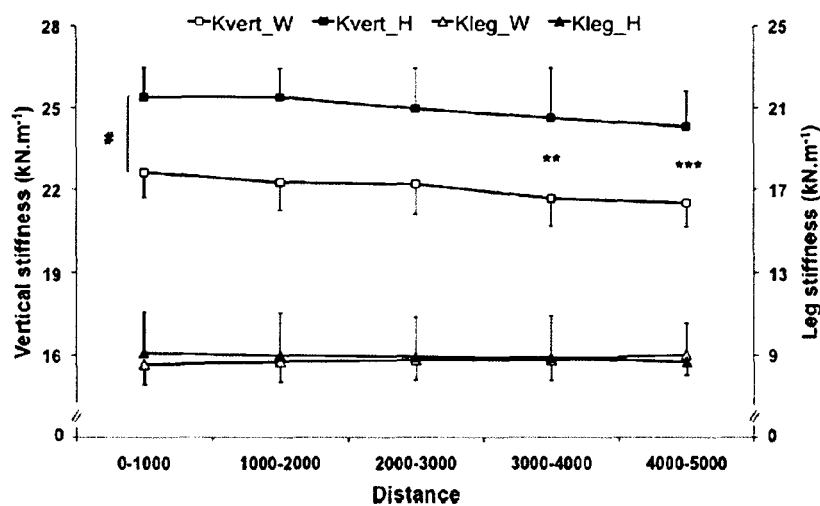


Fig. 1.10 : Evolution de la raideur verticale (vertical stiffness, k_{vert}) et de la raideur de jambe (leg stiffness, k_{leg}) chez des triathlètes élités (H) et non-élites (W) (D'après Girard et al. 2010).

Ces résultats sont expliqués par une diminution de la force de réaction verticale. Lors de cette épreuve, le déplacement vertical du centre de gravité ne varie pas. Par ailleurs, k_{leg} ne varie pas car la diminution de la force est compensée par la réduction (non significative) de la compression de la jambe-ressort, probablement due à l'angle du système masse ressort au moment du contact (Butler et al., 2003).

Par ailleurs, Slawinski et al. (2008) mesurent la raideur verticale et de jambe avant, après un 2000m réalisé de manière maximale. Les résultats présentent une augmentation significative de k_{vert} alors que k_{leg} ne varient pas. Cependant dans cette étude, les raideurs ne sont pas mesurées pendant la course mais avant et après.

.1 - Evolution lors de courses à allure modérée et relation avec le coût énergétique

Dutto et Smith (2002) présentent des modifications de k_{vert} et k_{leg} au cours d'une épreuve de course à 80% de $v\text{VO}_{2\text{max}}$. Ils montrent une diminution significative ces deux paramètres au cours du test exhaustif. Cette diminution est davantage expliquée par la modification des paramètres de déplacement du centre de masse, respectivement Δy et ΔL , que par la variation de $F_{z\text{max}}$. Un exemple de relation est présenté sur la figure 1.6 pour le paramètre k_{vert} .

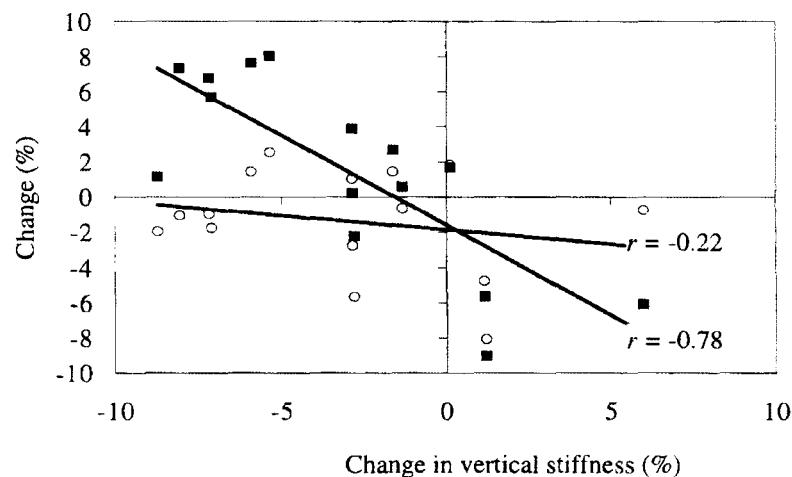


Fig. 1.6 : Relation entre i) le changement du déplacement maximal du centre de masse (■) et de la force verticale maximale (○) et ii) celui de la raideur verticale au cours d'une épreuve de course pied à allure constante imposées à 80% de la vitesse associée à la consommation maximale d'oxygène (D'après Dutto et Smith, 2002).

Les résultats de cette étude montrent que les paramètres du modèle masse-ressort, bien que mesurés à une allure constante, se modifient avec l'installation de la fatigue. Comme précédemment détaillé pour les études de sprint, les modifications de raideur sont associées aux changements de la fréquence de la foulée (Fig. 1.7).

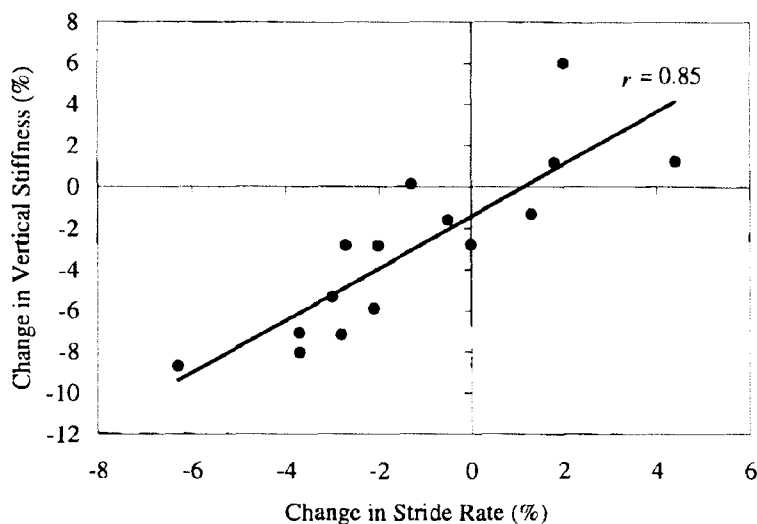


Fig. 1.7 : Relation entre le changement de fréquence de foulée (*Change in stride rate*) et celui de la raideur verticale (*Change in vertical stiffness*) au cours d'une épreuve de course pied à allure constante imposées à 80% de la vitesse associée à la consommation maximale d'oxygène (D'après Dutto et Smith, 2002).

Il a été montré que le coureur adopte une fréquence de foulée qui tend à minimiser son coût énergétique (Hogberg, 1952; Cavanagh et Williams, 1982; Hamill et al., 1995). Les modifications de la de la raideur, qui accompagnent les changements de fréquence pourraient éloigner le coureur de cette fréquence optimale initiale, en terme de coût métabolique. Or, il semble que cette fréquence optimale pour une vitesse donnée se modifie avec la fatigue (Dutto et Smith, 2002). Sur ces bases, Hunter and Smith (2007) ont émit l'hypothèse que les coureurs diminuent la raideur musculo-squelettique avec la fatigue afin d'optimiser le rendement énergétique. Pour un temps de course à pied d'une heure, leurs résultats ne montrent pas de différence entre la fréquence optimale et celle spontanément adoptée, que ce soit en début ou en fin de course. Ainsi, les coureurs optimisent la fréquence et la raideur. Cependant, les évolutions de ces paramètres sont spécifiques à chaque sujet (certains présentant des variations mineures ou ne présentant pas de variation). D'autre part, ils n'observent pas de relation entre les modifications de raideur et celle du cout énergétique.

Objectifs et hypothèses de travail

Objectifs :

- Caractériser les modifications du comportement du système masse-ressort chez des triathlètes élités lors d'une course à vitesse constante menée jusqu'à épuisement
- Evaluer l'effet de ces modifications sur le coût énergétique.

Hypothèses :

- Les paramètres de raideur k_{leg} et k_{vert} diminuent avec la fatigue en course à pied
- Cette diminution est inversement liée au changement de coût énergétique.

Méthodologie employée

Pop

taille

166

ont

d'er

de 5

la F

été

loca

Ca

Mo

cou

éta

Pro

jus

mn

ass

jus

95

ryt

dis

pr

m

su

re

Population

La population était composée de 9 triathlètes élités, 6 hommes [âge : 23,2 (\pm 3,2) ans; taille : 181,7 (\pm 2,4) cm; masse : 68,3 (\pm 5,4) kg] et 3 femmes [âge : 25,0 (\pm 4,4) ans; taille : 166,7 (\pm 4,2) cm; masse : 58,3 (\pm 3,2) kg]. Les triathlètes, tous membres de l'équipe de France, ont participé à des compétitions internationales durant l'année. Les distances hebdomadaires d'entraînement étaient en moyenne de 20 à 25 km en natation, 200 à 350 km en cyclisme et de 55 à 75 km en course à pied. La procédure, élaborée en collaboration avec les membres de la Fédération Française de Triathlon, a été présentée en détail à chaque triathlète. L'étude a été conduite en accord avec la déclaration d'Helsinki et approuvée par le comité d'éthique local préalablement à son initiation.

Cadre expérimental

Ce travail reposait sur une expérimentation réalisée au pôle France de triathlon de Montpellier. Les épreuves de course à pied ont eu lieu sur la piste de 200m de la halle couverte Veyrassi, équipée de plateformes de force disposées en série. Les virages de la halle étaient relevés de manière à minimiser les effets de la force centrifuge aux grandes vitesses.

Protocole

Deux tests de course à pied, l'un incrémenté, l'autre à charge constante étaient imposés jusqu'à épuisement. Les deux tests étaient séparés au minimum de 48 heures.

La première épreuve consistait en un exercice à charge croissante (incrément toutes les 3 mn) afin de déterminer la consommation maximale de d'oxygène ($\dot{V}O_{2max}$) et sa vitesse associée ($v\dot{V}O_{2max}$). La seconde épreuve consistait en une épreuve de course à pied menée jusqu'à épuisement. Cette deuxième épreuve était réalisée à une allure constante imposée à 95% de $v\dot{V}O_{2max}$. Lors de ces deux tests, les triathlètes adoptaient l'allure en suivant un rythme auditif. Le signal sonore était programmé de manière à ce que le coureur couvre la distance entre deux marqueurs visuels. Ceux-ci étaient placés tous les 20 m à la corde du premier couloir de la piste.

Les triathlètes étaient considérés comme "épuisés" lorsqu'ils ne pouvaient plus maintenir la vitesse imposée. L'épuisement était jugé par un expérimentateur qui arrêtait le sujet lorsque, sur 3 intervalles successifs, il accusait un retard de plus de deux mètres sur le repère visuel au moment du signal sonore.

Acquisition des données

Force de réaction au sol.

Durant le test exhaustif, une fois par tour, les composantes verticale et horizontale de la force de réaction étaient mesurées sur une distance de 5m à l'aide d'un système de plateformes de force (fréquence naturelle >500Hz). Ce système est constitué de 5 plateformes individuelles (1000 mm x 600 mm) connectées en série, couvertes de tartan et nivelées avec la piste du stade (Fig. 2.1). Il permet de mesurer la force de réaction de deux ou trois appuis par tour (selon la longueur du pas et l'emplacement du premier appui dans l'aire de mesure). Chaque plateforme est équipée de capteurs piézo-électrique (KI 9067; Kistler, Wintertur, Suisse). Les signaux de force étaient échantillonnés à 500 Hz.



Fig. 2.1 : Cinq plateformes de type Kistler, connectées en série, couvertes de tartan et nivelées avec la piste du stade ont été utilisées pour mesurer les forces de réaction au sol.

Consommation d'oxygène

Les valeurs de consommation d'O₂ étaient enregistrées lors des deux tests à l'aide d'un analyseur d'échange gazeux en cycle-à-cycle (Cosmed K4_b; Roma, Italy). Ce dispositif comprend deux unités portables et un masque placé sur le visage du sujet. Une unité de 800 g mesure les différents paramètres ventilatoires et gazeux et une unité réceptrice traite et enregistre par télémétrie les signaux recueillis par l'unité portable.

Le masque est muni d'un débitmètre comprenant une turbine digitale bidirectionnelle de 28 mm de diamètre. La vitesse de rotation de la turbine (exprimée en tours.min⁻¹), détectée par un système opto-électronique, est proportionnelle à la quantité d'air qui la traverse. Le débitmètre est calibré avant chaque utilisation à partir d'une seringue de 3 litres (Hans Rudolph Inc., Dallas, USA). L'air expiré est véhiculé à travers un tube capillaire flexible

(Permapure) jusqu'à une microchambre dynamique de prélèvement et de mélange des gaz (située à l'intérieur de l'unité portable).

L'analyseur de gaz était calibré avant chaque test à l'aide de l'air ambiant (O_2 : 20.93% and CO_2 : 0.03%) et d'un gaz étalon de composition connue (O_2 : 16.0% and CO_2 : 5.0%). La fraction d'oxygène contenue dans l'air expiré (FEO_2) était mesurée par une sonde polarographique tandis qu'une sonde infrarouge permet d'analyser la fraction de gaz carbonique ($FECO_2$). Pendant la calibration, les valeurs de pressions barométriques et de degrés hygrométriques étaient enregistrées. Les paramètres gazeux mesurés et analysés par ce système étaient ensuite moyennés sur un intervalle de temps fixé à 5 s à partir des valeurs brutes en cycle à cycle.

Analyse des données

Paramètres spatio-temporels

Les temps de contact (t_c) et aériens (t_a) étaient définis à partir d'un seuil de force verticale de 50 N. La fréquence (f) et la longueur du pas (L_p) étaient déterminées à l'aide des formules suivantes

$$f = (t_a + t_c)^{-1} \text{ en Hz}$$

et

$$L_p = V_c \cdot f^{-1}$$

où V_c est la vitesse de course

Forces verticales et antéropostérieures

Un exemple représentatif des changements des composantes verticales (F_z) et horizontale (F_y) de la force de réaction au sol sont représentés sur la figure 2.2. Les forces antéropostérieures ont permis de déterminer les phases de freinage ($F_y < 0N$) et de propulsion ($F_y > 0N$) lors du contact au sol. Les valeurs du pic de force verticale (F_{zmax}) ainsi que des forces minimales (F_{ymin}) et maximales (F_{ymax}) ont été mesurées. Par ailleurs, l'impulsion a été calculée par le produit de la force horizontale et du temps de contact. Ainsi, les impulsions de freinage (I_F) et de propulsion (I_P) correspondent à ce produit lorsque la force antéropostérieure était respectivement négative ou positive. L'ensemble de ces paramètres dynamiques a été utilisés pour mesurer les variables relatives au système masse-ressort.

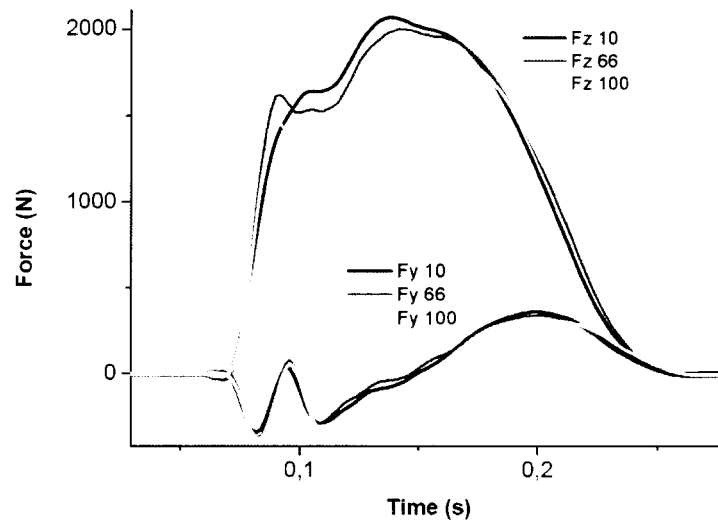


Fig. 2.2: Exemple représentatif des changements de la force de réaction verticale (F_z) et horizontale (F_y) mesurée au début (10%), à la fin du second tiers (66%) et à la fin (100%) du temps limite.

Système masse-ressort.

La raideur de la jambe (k_{leg}) et la raideur verticale (k_{vert}) ont été calculées à l'aide d'une méthode classique (Farley et Gonzales, 1996; Mc Mahon et Cheng 1990):

$$k_{leg} = F_{zmax} / \Delta L$$

où F_{zmax} représente la force de réaction verticale maximale et ΔL la compression de la jambe d'appui entre le début et la moitié de la phase du contact au sol (c'est-à-dire lorsque F_z est maximale). Comme décrit dans l'équation ci-dessous, ΔL est calculée à partir de i) Δy , déplacement vertical du centre de masse, ii) L_0 , longueur initiale de la jambe (distance grand trochanter - sol) et iii) θ , moitié de l'angle balayé par le système masse-ressort durant la phase d'appui.

$$\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos\theta)$$

Le déplacement vertical Δy est calculé par double intégration de l'accélération (les constantes d'intégration sont elles mêmes calculées selon la méthodologie proposée par Cavagna, 1975).

θ est obtenu à partir du temps de contact, t_c , la vitesse de course, V_c , et L_0 , suivant la formule suivante :

$$\theta = \sin^{-1}(V_{ctc}/2L_0)$$

où V_{ctc} représente la distance horizontale (en m) parcourue par le centre de masse pendant la phase de contact (en s).

La raideur verticale (k_{vert} , en $kN.m^{-1}$) est définie par l'équation suivante:

$$k_{vert} = F_{zmax} / \Delta y$$

L'angle du vecteur vitesse (α , en degrés) du centre de masse à la fin de la phase d'appui est calculé comme suit :

$$\tan(\alpha) = V_z/V_y$$

où V_z and V_y représentent les vitesses verticale et horizontale du centre de masse au décollage du pied. Ces deux vitesses sont calculées par intégration par rapport au temps des accélérations verticale and horizontale du centre de masse (Cavagna, 1975).

Normalisation

Pour chaque paramètre, la moyenne des valeurs mesurées lors des deux tours (représentant de 4 à 6 pas) encadrant le 1/10, 1/3 et 2/3 du temps limite étaient calculées et moyennées.

Les valeurs correspondant à la fin de la course sont calculées à partir des valeurs des deux derniers tours. L'ensemble des valeurs ainsi recueillies sont normalisées par rapport à celles obtenues au début (10%) du temps limite, c'est-à-dire en condition de non-fatigue.

Coût énergétique de la course à pied

Les données de $\dot{V}O_2$ ont été ajustées à une fonction exponentielle simple (Slawinski et Billat, 2005). Selon Gaesser et Poole (1996), un premier état stable de la consommation d'oxygène est atteint après 3 minutes d'exercice lors d'exercices rectangulaire tels qu'imposé dans la présente étude. Ainsi, les valeurs de $\dot{V}O_2$ ont été normalisées par rapport à celle obtenues à 33% du temps limite. Le coût énergétique, CE ($J.kg^{-1}.m^{-1}$) a été calculé comme suit :

$$CE = \dot{V}O_2 \cdot EO_2 \cdot Vc^{-1} \cdot M^{-1}$$

Où $\dot{V}O_2$ représente la consommation d'oxygène ($\text{mlO}_2 \cdot \text{min}^{-1}$), EO_2 ($21.3 \text{ J} \cdot \text{ml O}_2^{-1}$) est l'équivalent énergétique d'1 mlO_2 pour un quotient respiratoire de 1, V_c la vitesse de course moyenne ($\text{m} \cdot \text{min}^{-1}$) imposée lors du test exhaustif et M la masse corporelle (kg).

Analyse statistique

Pour chaque paramètre, l'effet de la fatigue a été déterminé par une analyse de variance (ANOVA) à mesure répétées (33%, 66% and 100% du temps limite). Lorsqu'un effet significatif global était observé, un test post-hoc de Sheffé a été réalisé. Le coefficient de corrélation de Pearson a été utilisé pour l'analyse des corrélations entre la raideur du système masse ressort (k_{leg} et k_{vert}), CE et les paramètres dynamique et spatio-temporels. Les valeurs moyennes sont présentées avec les écart-types (\pm ET). Toutes les analyses sont calculées avec un seuil de probabilité fixé à $P < 0.05$.

Résultats obtenus

Lors du test incrémental, les valeurs moyennes de $\dot{V}O_{2\max}$ et $v\dot{V}O_{2\max}$ sont de $71,5 \pm 6,5$ $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$ et de $5,1 (\pm 0,3)$ m.s^{-1} , respectivement. Pendant le second test, le temps-limite moyen est de $10,7 (\pm 2,6)$ min ce qui correspond à une distance de $3258 (\pm 819)$ m ou $16,3 (\pm 4,1)$ tours. Entre l'intervalle de 33 à 100% du temps limite, les valeurs de $\dot{V}O_2$, qui vont de $65,1 (\pm 3,9)$ à $63,6 (\pm 4,1)$ $\text{ml.kg}^{-1}.\text{min}^{-1}$, ne changent pas significativement ($P > 0,05$).

L'ensemble des valeurs dynamiques, cinématiques et spatio-temporelles, brutes et normalisées, est présentée sur le tableau 3.1. Le paramètre k_{leg} diminue de 13,1% avec la fatigue ($P = 0,01$; Fig. 3.1A). La force verticale maximale lors du temps de contact ($F_{z\max}$) diminue significativement avec la fatigue (-9,2%; Fig. 3.1E), alors que les changements de la compression de la jambe (ΔL) n'est pas significative (Fig. 3.1C).

De même, la raideur verticale k_{vert} ne montre pas de changement significatif ($P > 0,05$; Fig. 2B). En effet, Δy diminue de manière proportionnelle à $F_{z\max}$ (Fig. 3.1D).

VAL
 Para
 tc
 ta
 f
 L
 a
 Para
 F
 I
 F
 I
 Para
 V
 VAL
 Para
 F
 F
 F
 L
 L
 C
 Para
 t
 t
 f
 L
 c
 Para
 F
 I
 F
 I
 Para
 v
 C
 Tab
 celle
 à 10
 n.s.:

	10%	33%	67%	100%	P
VALEURS NORMALISEES (%)					
<i>Paramètres spatio-temporels</i>					
tc	-	102.6 (3.9)	102.8 (3.7)	104.3 (6.3) ^a	0.031
ta	-	97.6 (5.7)	94.5 (6.3) ^a	92.1 (7.7) ^{aa, b}	0.010
f	-	99.6 (1.9)	101.0 (2.4)	101.3 (2.2) ^{a, b}	0.048
L _p	-	99.4 (1.6)	99.1 (1.2)	97.7 (1.8) ^{aa, b}	0.001
α	-	93.3 (12.1)	88.9 (8.9) ^a	81.7 (11.2) ^{aaa, b}	<0.001
<i>Paramètres dynamiques antéropostérieurs</i>					
F _{ymin}	-	99.8 (11.3)	97.0 (9.2)	97.1 (8.0)	n.s.
I _F	-	102.6 (4.8)	100.0 (4.6)	98.9 (4.1)	n.s.
F _{ymax}	-	97.6 (4.0)	94.3 (4.2) ^{aa}	92.5 (2.1) ^{aaa, bb}	0.001
I _P	-	102.1 (4.8)	99.5 (4.6)	98.6 (5.0)	n.s.
<i>Paramètres énergétiques</i>					
VO ₂ ou CE	-	-	100.5 (4.2)	97.7 (4.4)	n.s.
VALEURS BRUTES					
<i>Paramètres de raideur</i>					
K _{leg} (kN.m ⁻¹)	11.7 (1.9)	10.9 (1.3)	10.8 (1.2)	10.4 (1.0) ^a	0.012
K _{vert} (kN.m ⁻¹)	44.4 (7.2)	43.6 (6.3)	44.5 (5.2)	45.0 (5.3)	n.s.
F _{zmax} (N)	1963 (262)	1893 (235)	1864 (192)	1772 (219) ^a	0.018
ΔL (m)	0.168 (0.016)	0.174 (0.010)	0.173 (0.010)	0.175 (0.015)	n.s.
Δyc (m)	0.045 (0.004)	0.044 (0.003)	0.042 (0.002)	0.040 (0.006) ^a	0.025
θ (deg)	29.8 (1.3)	30.6 (0.8)	30.7 (1.0)	31.2 (1.3) ^a	0.031
<i>Paramètres spatio-temporels</i>					
tc (s)	0.182 (0.009)	0.187 (0.006)	0.187 (0.007)	0.190 (0.007) ^a	0.031
ta (s)	0.144 (0.013)	0.140 (0.013)	0.135 (0.011) ^a	0.132 (0.010) ^{aa, b}	0.010
f (Hz)	3.07 (0.11)	3.06 (0.09)	3.10 (0.07)	3.11 (0.05) ^{a, b}	0.048
L _p (m)	1.65 (0.12)	1.64 (0.13)	1.63 (0.13)	1.61 (0.13) ^{aa, b}	0.001
α (deg)	7.0 (0.8)	6.5 (0.8)	6.2 (0.6) ^a	5.7 (0.8) ^{aaa, b}	<0.001
<i>Paramètres dynamiques antéropostérieurs</i>					
F _{ymin} (N)	-431 (125)	-432 (139)	-416 (111)	-413 (99)	n.s.
I _P (N.s)	-14.93 (2.09)	-15.37 (2.63)	-14.96 (2.39)	-14.77 (2.10)	n.s.
F _{ymax} (N)	283.9 (46.6)	277.5 (47.9)	267.8 (44.0) ^{aa}	261.9 (38.8) ^{aaa, bb}	0.001
I _P (N.s)	15.05 (2.03)	15.44 (2.61)	15.02 (2.38)	14.85 (2.12)	n.s.
<i>Paramètres énergétiques</i>					
VO ₂ (ml.kg ⁻¹ .min ⁻¹)	-	65.1 (3.9)	65.4 (4.6)	63.6 (4.1)	n.s.*
CE (J.kg ⁻¹ .m ⁻¹)	-	4.57 (0.28)	4.56 (0.25)	4.46 (0.33)	n.s.*

Tableau 3.1 : Valeurs brutes et normalisées des paramètres mesurés à 10, 33, 67 et 100% du temps limite. Les données sont exprimées en % celles obtenues à 10% du temps limite. ^{a, aa, aaa} différence significative à : P<0.05, P<0.01 et P<0.001, respectivement des valeurs obtenues à 10% du temps limite. ^{b, bb} différence significative à : P<0.05 et P<0.01, respectivement, des valeurs obtenues à 33% du temps limite. n.s.: non significatif.

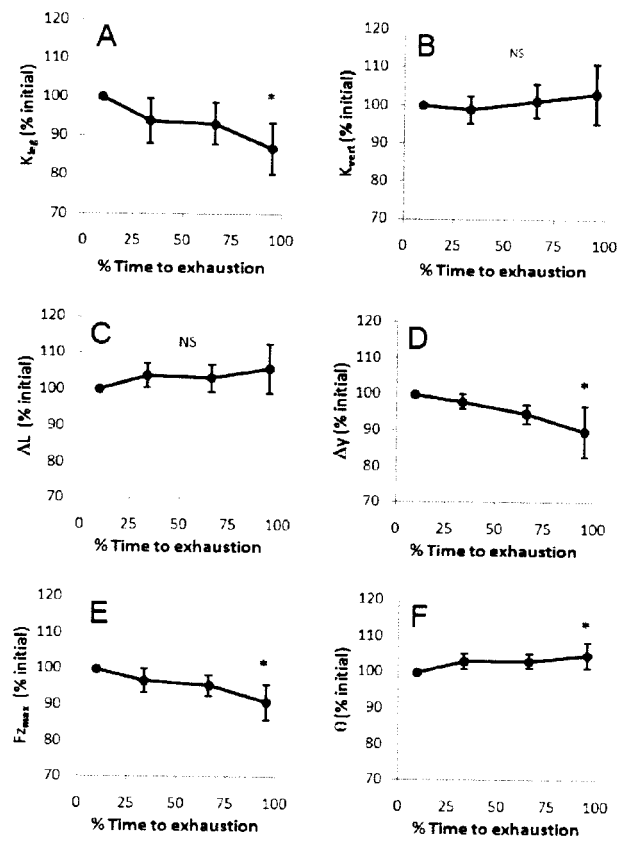


Fig. 3.1: Evolution des valeurs moyennes ($\pm ET$) de A) la raideur de la jambe (k_{leg}), B) la raideur verticale (k_{vert}), C) la compression du membre inférieur (ΔL), D) le déplacement vertical du centre de masse (Δy), E) la force verticale maximale (F_{zmax}) et F) l'angle de la jambe ressort à l'impact (θ). Les données sont normalisées par rapport à celles obtenues à 10% du temps limite (%time to exhaustion). * différence significative à $P < 0.05$.

En ce qui concerne les paramètres spatio-temporels, une augmentation de la fréquence de pas (f), faible (+1,3%) mais significative est observée ($P < 0,05$) malgré une augmentation significative du temps de contact (+4,3%; $P < 0,05$). Ce résultat s'explique par une variation plus importante de temps aérien (-7,9%; $P < 0,05$). La longueur du pas diminue de manière significative ($P < 0,05$) alors que la distance parcourue par le centre de masse durant la phase de contact augmente.

Les impulsions de freinage et de propulsion ne varient pas significativement. Contrairement aux valeurs de F_{ymin} (la force maximale de freinage), une diminution significative est observée pour le paramètre F_{ymax} (force maximale de propulsion; $P < 0,001$; Table 1). L'angle du vecteur vitesse diminue très significativement (-18,3%; $P < 0,01$).

Les relations entre k_{leg} , k_{vert} vs. les paramètres spatio-temporels, cinématiques et dynamiques sont présentés sur le tableau 3.2. Par ailleurs, les relations significatives sont représentées sur la figure 3A-E.

Les changements normalisés de k_{leg} and k_{vert} ne sont pas corrélés au temps limite ($R=0,02$ and $P=0,96$; $R=0,17$ and $P=0,68$; respectivement). Les changements normalisés de l'impulsion horizontale sont significativement corrélés à θ ($R=0,54$; $P=0,021$ pour I_F and $R=0,53$; $P=0,022$ pour I_P) et ne sont pas corrélés avec les variations des forces antéropostérieures maximales ou minimales (F_{min} or F_{ymax}).

	K_{leg}			K_{vert}			F_{zmax}		
	R	R ²	P	R	R ²	P	R	R ²	P
<i>Spatio-temporal parameters</i>									
t_c	-0.84	0.71	**0.003	-0.86	0.74	**0.001	-0.079	0.01	n.s.
t_a	0.81	0.66	**0.005	0.85	0.72	**0.001	-0.135	0.02	n.s.
f_{step}	-0.56	0.31	n.s.	-0.52	0.27	n.s.	-0.114	0.02	n.s.
L_{step}	-0.29	0.08	n.s.	-0.192	0.04	n.s.	-0.488	0.24	n.s.
α	0.05	0.00	n.s.	0.154	0.02	n.s.	0.857	0.74	**0.002
<i>Horizontal dynamic parameters</i>									
F_{ymin}	-0.03	0.00	n.s.	0.07	0.01	n.s.	-0.08	0.01	n.s.
B_{imp}	-0.55	0.30	n.s.	-0.46	0.21	n.s.	-0.43	0.18	n.s.
F_{ymax}	0.69	0.47	*0.038	0.67	0.45	*0.048	0.06	0.00	n.s.
P_{imp}	-0.60	0.36	n.s.	-0.48	0.23	n.s.	-0.12	0.01	n.s.

Tableau 3.2 : Corrélations entre d'une part, les changements normalisés (en %) i) des paramètres spatio-temporels [temps de contact (t_c), temps aérien (t_a), fréquence de pas (f_p), longueur de pas (L_p) et angle du vecteur vitesse au décollage (α)] ou ii) des paramètres dynamiques horizontaux [pic minimum de la force antéropostérieure (F_{ymin}), impulsion de freinage (I_F), pic maximum de la force antéropostérieure (F_{ymax}) et impulsion de propulsion (I_P)] et d'autre part, les changements normalisés (en %) de la raideur de la jambe (k_{leg}), de la raideur verticale (K_{vert}) et du pic de force vertical (F_{zmax}). Pour chaque paramètre, les changements sont calculés entre 10 and 100% du temps-limite. *, ** significatif à $P<0.05$ et $P<0.01$, respectivement.

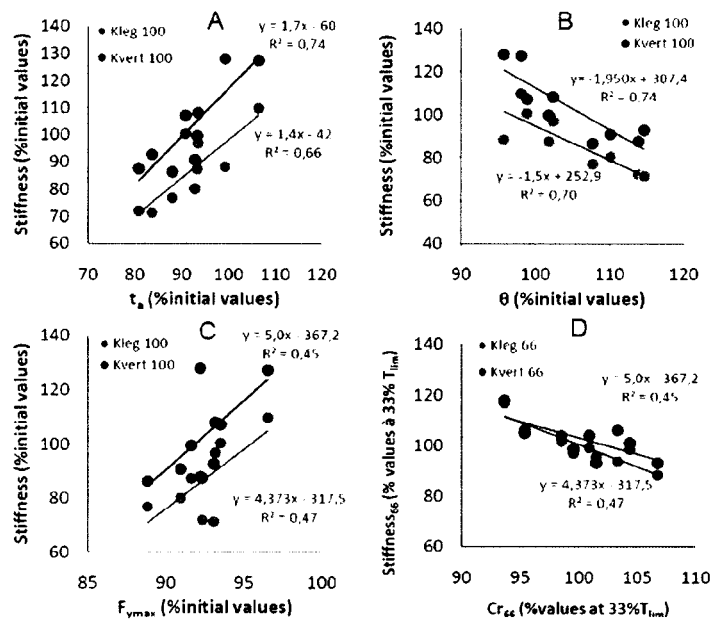


Figure 3.2: Corrélation entre les changements normalisés de la raideur k_{leg} et k_{vert} et les variations normalisées A) du temps aérien (t_a), B) de l'angle de la jambe ressort lors de l'impact (θ), C) la force de réaction horizontale maximale ($F_{y_{max}}$) et D) du coût énergétique (CE). Les changements sont calculés entre 10 et 100% du temps limite, excepté pour CE qui est calculé entre 33 and 66% du temps limite.

En ce qui concerne les données énergétiques, les valeurs brutes et normalisées sont présentées dans le Tableau 3.1.

Lorsque les valeurs sont normalisées par rapport aux données obtenues à 33% du temps limite, CE n'est pas relié significativement à la raideur. Cependant, les changements normalisés de k_{leg} and k_{vert} entre le premier et le deuxième tiers du temps-limite sont négativement et significativement corrélés aux variations de CE ($R=-0,91$, $P<0,001$; $R=-0,71$, $P<0,05$; respectivement ; Fig. 3D). De plus, les variations normalisées de CE entre 33 et 67% du temps limite sont négativement corrélées avec les changements de $F_{z_{max}}$ ($R=-0,86$; $P=0,001$) et positivement avec les changements de ΔL ($R=0,67$, $P<0,05$).

Discussion

Le premier objectif de cette étude était de caractériser, chez des triathlètes élités, les effets de la fatigue sur le comportement mécanique de la foulée et en particulier les modifications de raideur du membre inférieur lors d'un exercice de course à pied exhaustif. Au vu des relations étroites entre la vitesse de course et la raideur du système masse-ressort (Arampatzis et al. 1999; Mc Mahon et Cheng, 1990), la course est réalisée à une allure constante (95% de $v\dot{V}O_{2max}$).

L'un des principaux résultats de cette étude est que la raideur du membre inférieur (k_{leg}) diminue avec la fatigue. Ce changement de comportement mécanique est en accord avec les études antérieures relatives à des exercices de sprint (Hobara et al., 2010a) ou de longue distance (Dutto et Smith, 2002). Néanmoins, les résultats de ces investigations ont montré que la diminution de k_{leg} était principalement reliée à la compression du membre inférieur. En revanche, la présente étude révèle que c'est la force verticale qui est davantage associée aux adaptations de la raideur musculo-squelettique, la compression du membre inférieur restant constante au cours du test de course exhaustive.

En ce qui concerne la raideur verticale, aucun changement significatif n'est observé. Ce résultat diffère des études précédemment citées qui montrent une diminution de ce paramètre avec l'installation de la fatigue (Dutto et Smith, 2002; Girard et al., 2010; Hobara et al., 2010a; Morin et al., 2006). Ce changement de k_{vert} est cependant expliqué ici par la diminution similaire entre Δy and F_{zmax} (~ 10%). Ce résultat est en cohérence avec l'étude de Millet *et al.* (2000) qui suggèrent que les triathlètes élités compensent partiellement les effets de la fatigue en diminuant déplacement vertical maximal du centre de masse pendant des phases d'appui.

Les altérations du fonctionnement neuromusculaire résultant de la fatigue induite par une course d'intensité élevée peuvent directement influencer le comportement mécanique du système masse-ressort. En effet, parmi les caractéristiques mécaniques décrites, la force verticale est la plus affectée par l'adaptation de la raideur. Premièrement, cette supposition est renforcée par les études électromyographiques (EMG) qui étudient l'effet de la fatigue lors de courses à pied (Nummela et al., 2006) ou d'exercices de sauts (Bonnard et al. 1994; Padua et al., 2006; Kuitunen et al., 2007). Par exemple, Nummela et al. (2006) ont testé des coureurs de haut niveau lors d'une course maximale de 5 km. Ils ont montré que les meilleures performances étaient observées chez les coureurs dont le niveau de recrutement musculaire

était le plus stable durant les 5 km. De même, dans des conditions de saut, Kuitunen et al. (2007) ont montré que la raideur de la jambe était fortement liée aux changements EMG. Bien que nous n'ayons pas réalisé de telles mesures, il est logique de supposer que la diminution de la force de réaction verticale est liée aux altérations du système neuromusculaire des membres inférieurs.

Cette supposition est renforcée par la relation positive entre les changements normalisés de la force verticale (F_{zmax}) et ceux de l'angle du vecteur vitesse au décollage (α). Il est notable en effet d'observer que les sujets qui montrent la plus grande difficulté à soutenir des niveaux de force verticale élevés soient également ceux qui aplatissent le plus la trajectoire du centre de masse.

L'analyse des paramètres spatio-temporels permet de mieux appréhender les mécanismes décrits ci-dessus et qui permettent aux triathlètes de maintenir une vitesse constante durant la fatigue. A vitesse constante, le temps de contact reflète l'angle de la jambe-ressort au moment du contact. Augmenter cet angle du membre inférieur permet au triathlète d'augmenter la distance parcourue par le CM durant la phase d'appui. De plus, c'est un moyen pour ne pas modifier l'impulsion horizontale en dépit de l'altération des capacités neuromusculaires. En effet, les changements des paramètres d'impulsion de freinage et de propulsion sont positivement corrélés aux modifications de θ ; en d'autres mots, les sujets qui maintiennent le mieux leur impulsion horizontale sont ceux qui augmentent le plus l'angle de la jambe-ressort au moment de l'impact. Par ailleurs, des relations négatives sont observées entre k_{vert} or k_{leg} et θ . Analysés de manière globale, ces résultats impliquent que les changements de raideur, via une augmentation de l'angle à l'impact, permet de maintenir les forces horizontales malgré l'installation de la fatigue. Cependant, il est à noter que ces conclusions ne tiennent pas compte des variations d'angle de la cheville, du genou et de la hanche avec la fatigue. Dans les conditions de course à pied comme de saut verticaux, il a été montré que les modifications de la cinématique des membre inférieurs ont des effets substantiels sur la raideur musculo-squelettique globale (Arampatzis et al., 2001; Hobara et al., 2010b; McMahon et Cheng, 1990). Des études supplémentaires sont requises afin d'analyser la contribution de ces adaptations spécifiques avec la fatigue en course à pied.

En dehors de tout phénomène de fatigue, la raideur est étroitement liée à la fréquence de pas (f). Toutefois, les résultats de la présente étude montrent que k_{leg} diminue lorsque f augmente. Comme précisé dans les résultats, l'augmentation significative de la fréquence de pas, malgré une augmentation concomitante du temps de contact au sol est principalement due

à l'importante baisse du temps aérien. Ces résultats peuvent expliquer les changements opposés entre k_{leg} et f . Morin et al. (2007) ont également rapporté que k_{leg} est davantage associé au temps de contact qu'à la fréquence de la foulée. Comme décrit précédemment, l'augmentation de t_c est le fait de l'altération des capacités neuromusculaires pour générer de la force rapidement ou pour tolérer des niveaux élevés de force d'impact (Golhoffer et al., 1987). Par ailleurs, Paavolainen et al. (1999) concluent à une détérioration de la raideur musculaire sur la base i) des relations entre la diminution des pré-activations musculaires et de la force de réaction horizontale et ii) des temps de contact plus élevés lors de phases de freinage.

En réponse à l'installation de la fatigue, les modifications de la raideur affectent globalement les caractéristiques de la foulée. Les résultats ont en effet montré que les changements de raideur (k_{leg} et k_{vert}), sont étroitement corrélés non seulement aux augmentations du temps de contact mais aussi aux diminutions des temps aériens.

Les phénomènes physiologiques explicatifs restent cependant peu clairs. En effet, la contribution respective d'une part, de la détérioration neuromusculaire et d'autre part, des processus de régulation centrale sur l'adaptation de la raideur musculo-squelettique globale restent incertains dans des conditions de fatigue. Des investigations complémentaires sont à envisager afin d'identifier ces influences respectives.

La figure 4.1 schématise les modifications du comportement du SMM avec la fatigue.

Cette figure présente les modifications moyennes mais ne prend pas en compte la variabilité interindividuelle. Cette variabilité assez importante est expliquée en partie par les différentes cinétiques d'évolution des modifications de raideur en fonction du temps d'un triathlète à l'autre. Par exemple, alors que 4 triathlètes présentent une diminution de k_{leg} supérieure à 10% après le premier tiers du test exhaustif, 3 d'entre eux présentent une diminution inférieure à 10% après le deuxième tiers et 2 ne présentent pas de modifications. Pour le paramètre k_{vert} , ces cinétiques individuelles sont plus progressives. Alors que pour 7 sujets, k_{vert} fluctue entre $\pm 5\%$ après le premier tiers du temps limite, seul 1 sujet reste dans cette fourchette de valeur à la fin de la course exhaustive. Quatre sujets présentent une augmentation alors que 4 autres présentent une diminution de ce paramètre. Une telle différence interindividuelle de la cinétique a été montrée pour des vitesses de course plus modérées (Dutto et al., 2002; Hunter et Smith, 2007). Nos observations montrent que c'est également le cas pour des vitesses élevées (voir Table 1/Figure 2).

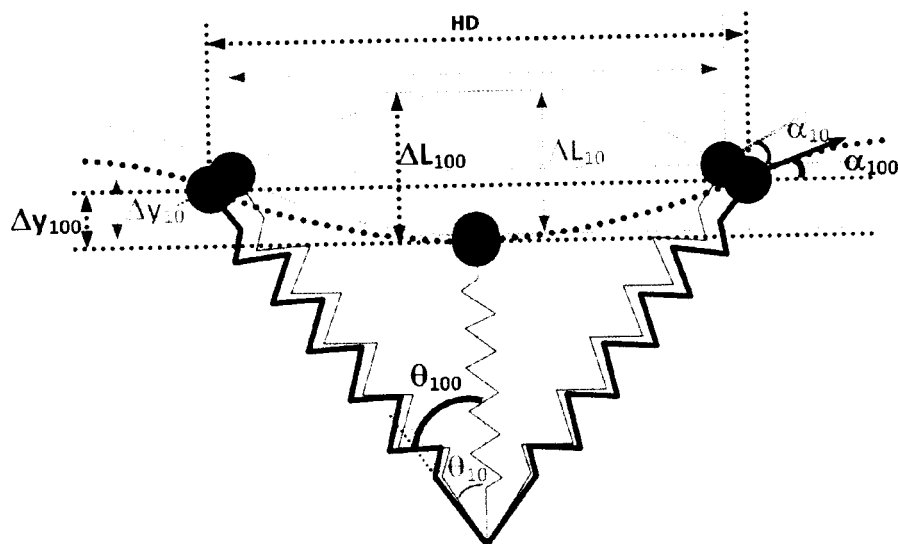


Fig. 4.1: Représentation schématique de l'évolution du système masse-ressort entre le début (10% du temps limite, en gris) et la fin (100% du temps limite, en noir). α : angle du vecteur vitesse au décollage; ΔL : compression de la jambe; Δy : déplacement vertical du CM; θ : angle de la jambe-ressort au moment du contact; HD: Distance horizontale pendant la phase de contact.

Le deuxième objet de l'étude était de caractériser les relations entre les changements de la raideur SMM et le coût énergétique de la course à pied. Les résultats ont montré que lors du tiers central du temps-limite, les triathlètes qui modifient le plus leur raideur sont ceux qui présentent les plus fortes augmentations de CE. Ce résultat est en accord avec les résultats obtenus par de nombreuses études (Dalleau et al. 1998; Heise et Martin. 1998; Slawinski et Billat. 2008) qui montrent que plus la compliance est importante chez le coureur, plus le coût énergétique est élevé. De plus, des corrélations négatives sont également observées entre les changements normalisés de F_{zmax} et la consommation d'oxygène. L'ensemble de ces résultats suggèrent que l'adaptation du comportement SMM mène à des caractéristiques de la foulée moins économique d'un point de vue énergétique. Cependant, les relations significatives entre k_{leg} , k_{vert} et CE à la moitié du test exhaustif (entre 33 et 66%) n'influencent pas le temps limite des triathlètes.

Conclusion et application pratique

En conclusion, la diminution de la raideur musculo-squelettique lors d'une course à pied d'intensité élevée affecte en premier lieu la force verticale. La diminution de l'angle du vecteur vitesse au décollage permet aux triathlètes d'aplanir la trajectoire de leur centre de masse. L'augmentation de l'angle du membre inférieur au moment de l'impact permet aux triathlètes de maintenir une impulsion horizontale constante qui contribue à maintenir une vitesse constante en fin de test exhaustif. Cependant, d'un point de vue énergétique, les coureurs qui augmentent le plus leur coût énergétique sont ceux qui modifient le plus grandement leur raideur musculo-squelettique au cours de l'installation de la fatigue.

De manière pratique, afin de conserver les caractéristiques de raideur musculo-squelettique initiales au cours du temps-limite, il est recommandé de renforcer le système musculaire. A l'instar de ce qui est entrepris depuis quelques années chez les triathlètes de haut niveau, cette étude suggère que le renforcement musculaire doit faire partie intégrante de l'entraînement du triathlète. Renforcer les qualités musculaires tant des groupes musculaires extenseurs des membres inférieurs que des groupes musculaires participant au gainage corporel est susceptible d'améliorer le maintien de la raideur initiale et, en conséquence, d'éviter l'augmentation du coût énergétique de la course à pied. Ces conclusions doivent cependant être validées par de nouvelles investigations. En effet, comme il est décrit ci-dessus, la contribution respective de la détérioration neuromusculaire et des processus de régulation centrale sur l'adaptation de la raideur musculo-squelettique globale restent incertains à ce jour dans le cadre d'un exercice exhaustif.

Références bibliographiques

- Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech.* 1999;32(12):1349-53.
- Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR. Specific aspects of contemporary triathlon: implications for physiological analysis and performance. *Sports Med.* 2002;32(6):345-59.
- Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol.* 1995;70(6):510-7.
- Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech.* 1989;22(11-12):1217-27.
- Bonnard M, Sirin AV, Oddsson L, Thorstensson A. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neurosci Lett.* 1994;166(1):101-5.
- Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Med.* 2008;38(8):647-57.
- Bullimore SR, Burn JF. Consequences of forward translation of the point of force application for the mechanics of running. *J Theor Biol.* 2006 Jan 7;238:211-9.
- Butler RJ, Crowell HP, Davis IM. Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech* 2003;18:511-7.
- Candau R, Belli A, Millet GY, Georges D, Barbier B, Rouillon JD. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77:479-85.
- Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol.* 1975;39(1):174-9.
- Cavanagh PR, Williams KR. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc.* 1982;14:30-35.
- Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Dowlan S, Hodges PW. Does cycling effect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? *J Sci Med Sport.* 2008;11(4):371-80.
- Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77(3):257-63.
- Delextrat A, Tricot V, Bernard T, Vercruyssen F, Hausswirth C, Brisswalter J. Drafting during swimming improves efficiency during subsequent cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(9):1612-9.

- Delextrat A, Tricot V, Bernard T, Vercruyssen F, Hausswirth C, Brisswalter J. Modification of cycling biomechanics during a swim-to-cycle trial. *J Appl Biomech.* 2005;21(3):297-308.
- Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(8):1324-31.
- Farley CT, Morgenroth DC. Leg stiffness primarily depends on ankle stiffness during human hopping. *J Biomech* 1999; 32: 267-273.
- Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech.* 1996;29(2):181-6.
- Gaesser GA, Poole DC. The slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *Exerc Sport Sci Rev.* 1996;24:35-71.
- Girard O, Millet G, Slawinski J, Racinais S, Micallef P. Changes in leg-spring behavior during a 5000m self-paced run in differently trained athletes. *Sciences & Sports.* (In press; doi:10.1016/j.scispo.2009.10.001).
- Gollhofer A, Komi PV, Miyashita M, Aura O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med.* 1987(2);8:71-8.
- Hamill JT, Derrick TR, Holt KG. Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci.* 1995;14:45-60.
- Hausswirth C, Brisswalter J. Strategies for improving performance in long duration events: Olympic distance triathlon. *Sports Med.* 2008;38(11):881-91.
- Heise GD, Martin PE. Leg-spring characteristics and the aerobic demand of running. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(5):750-4.
- Hobara H, Inoue K, Gomi K, Sakamoto M, Muraoka T, Iso S, Kanosue K. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400m sprint. *J Sci Med Sport.* 2010;13(2):256-61.
- Hobara H, Inoue K, Muraoka T, Omuro K, Sakamoto M, Kanosue K. Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *J Biomech.* 2010b;43(3):506-11.
- Hogberg P. How do stride length and stride frequency influence the energy-output during running? *Arbeitsphysiologie.* 1952;14(6):437-41.
- Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(6):653-61.

- Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol.* 2002;92(2):469-78.
- Kuitunen S, Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(1):67-75.
- Kyröläinen H, Pullinen T, Candau R, Avela J, Huttunen P, Komi PV. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol.* 2000;82(4):297-304.
- Laursen PB, Rhodes EC, Langill RH. The effects of 3000-m swimming on subsequent 3-h cycling performance: implications for ultraendurance triathletes. *Eur J Appl Physiol.* 2000;83(1):28-33.
- McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 1990;1(1):65-78.
- Millet GP, Millet GY, Hofmann MD, Candau RB. Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: influence of performance level. *Int J Sports Med.* 2000;21(2):127-32.
- Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *Int J Sports Med.* 2006;27(2):158-65.
- Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech.* 2007;40(15):3341-8.
- Morin JB, Tomazin K, Edouard P, Millet GY. Changes in running mechanics and spring-mass behavior induced by a mountain ultra-marathon race. *J Biomech.* 2011b;44:1104-7.
- Morin JB, Samozino P, Millet GY. Changes in Running Kinematics, Kinetics, and Spring-Mass Behavior over a 24-H Run. *Med Sci Sports Exerc.* 2011a. In Press.
- Nummela AT, Paavolainen LM, Sharwood KA, Lambert MI, Noakes TD, Rusko HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97(1):1-8.
- Nummela AT, Heath KA, Paavolainen LM, Lambert MI, St Clair Gibson A, Rusko HK, Noakes TD. Fatigue during a 5-km running time trial. *Int J Sports Med.* 2008;29(9):738-45.
- Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Häkkinen K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *Int J Sports Med.* 1999;20(8):516-21.

- Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train.* 2006;41(3):294-304.
- Slawinski J, Billat V. Changes in internal mechanical cost during overground running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(7):1180-6.
- Slawinski J, Heubert R, Quievre J, Billat V, Hanon C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):930-6.
- Vleck VE, Bentley DJ, Millet GP, Bürgi A. Pacing during an elite Olympic distance triathlon: comparison between male and female competitors. *J Sci Med Sport.* 2008;11(4):424-32.

Article scientifique associé

RABITA, G., J. SLAWINSKI, O. GIRARD, F. BIGNET, and C. HAUSSWIRTH.
Spring–Mass Behavior during Exhaustive Run at Constant Velocity in Elite Triathletes.
Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 43, No. 4, pp. 685–692, 2011.

Spring–Mass Behavior during Exhaustive Run at Constant Velocity in Elite Triathletes

GIUSEPPE RABITA¹, JEAN SLAWINSKI^{1,2}, OLIVIER GIRARD³, FRANK BIGNET⁴,
and CHRISTOPHE HAUSSWIRTH¹

¹Research Department, National Institute of Sport, Expertise and Performance, INSEP, Paris, FRANCE;

²Team Lagardère, Stade Paris Jean-Bouin, Paris, FRANCE; ³ASPETAR, Research and Education Center, Doha, QATAR;
and ⁴French Federation of Triathlon, La Plaine Saint-Denis, FRANCE

ABSTRACT

RABITA, G., J. SLAWINSKI, O. GIRARD, F. BIGNET, and C. HAUSSWIRTH. Spring–Mass Behavior during Exhaustive Run at Constant Velocity in Elite Triathletes. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 43, No. 4, pp. 685–692, 2011. **Purpose:** The aims of this study were i) to evaluate changes in leg-spring behavior during an exhaustive run in elite triathletes and ii) to determine whether these modifications were related to an increase in the energy cost of running (C_r). **Methods:** Nine elite triathletes ran to exhaustion on an indoor track at a constant velocity corresponding to 95% of the velocity associated with the maximal oxygen uptake (mean \pm SD = 5.1 ± 0.3 m·s⁻¹, time to exhaustion = 10.7 ± 2.6 min). Vertical and horizontal ground reaction forces were measured every lap (200 m) by a 5-m-long force platform system. C_r was measured from pulmonary gas exchange using a breath-by-breath portable gas analyzer. **Results:** Leg stiffness (-13.1% , $P < 0.05$) and peak vertical (-9.2% , $P < 0.05$) and propulsive (-7.5% , $P < 0.001$) forces decreased significantly with fatigue, whereas vertical stiffness did not change significantly. Leg and vertical stiffness changes were positively related with modifications of aerial time ($R^2 = 0.66$, $P < 0.01$ and $R^2 = 0.72$, $P < 0.01$, respectively) and negatively with contact time ($R^2 = 0.71$, $P < 0.01$ and $R^2 = 0.74$, $P < 0.01$, respectively). Alterations of vertical forces were related with the decrease of the angle of velocity vector at toe off ($R^2 = 0.73$, $P < 0.01$). When considering mean values of oxygen uptake, no change was observed from 33% to 100% of the time to exhaustion. However, between one-third and two-thirds of the fatiguing run, negative correlations were observed between oxygen consumption and leg stiffness ($R^2 = 0.83$, $P < 0.001$) or vertical stiffness ($R^2 = 0.50$, $P < 0.03$). **Conclusions:** During a constant run to exhaustion, the fatigue induces a stiffness adaptation that modifies the stride mechanical parameters and especially decreases the maximal vertical force. This response to fatigue involves greater energy consumption. **Key Words:** MUSCULOSKELETAL STIFFNESS, RUNNING, FATIGUE, ENERGY COST, TRIATHLON

Many studies have attempted to identify factors involved in performance of elite triathletes by analyzing biomechanical parameters with exercise duration during triathlon (3,18). Although swimming and cycling have both energetic (11,26) and mechanical (9,12) influences on the subsequent mode(s) of locomotion, triathlon overall finishing position is strongly determined by running performance (38). Consequently, a better understanding of the effects of running fatigue as it influences mechanical modification and metabolic energy costs in triathletes continues to be a challenge to improve training programs.

In humans, many studies have been carried out to characterize running using the spring–mass model (SMM) (4,6,27). This model consists of a point mass bouncing on

a massless spring. SMM provides a well-accepted theoretical basis from which leg stiffness (k_{leg} , ratio of the vertical ground reaction force to the leg-spring compression at middle of the stance phase) and vertical stiffness (k_{vert} , ratio of the maximal force to the vertical downward maximal displacement of the center of mass (COM)) can be determined. These types of mechanical stiffness have been frequently used for characterization of running mechanics because they influence the regulation of temporal and kinematic variables (14,30).

Numerous studies specifically analyzed the changes in biomechanical parameters during running in fatigue conditions (2,7,25,35), although only few explored the evolution of leg stiffness and its relationships with step temporal variables. Furthermore, the results have been quite contradictory. For constant and moderate running intensities (under the lactic threshold), Dutto and Smith (13) showed that k_{leg} and k_{vert} both decreased with fatigue, whereas Hunter and Smith (22) reported no significant change. Both studies, however, reported that stride frequency was more strongly related to k_{vert} than k_{leg} . For severe running intensities (above the lactic threshold), Slawinski et al. (35) did not detect any variation of k_{leg} or k_{vert} before or after a 2000-m maximal run. In contrast, Girard et al. (16) found a decrease of k_{vert} while k_{leg} remained constant during a self-paced 5000-m run. For sprint running intensities, the

Address for correspondence: Giuseppe Rabita, Ph.D., Research Department, National Institute of Sport, Expertise and Performance, 11 Avenue du Tremblay, 75012, Paris, France; E-mail: giuseppe.rabita@insep.fr.

Submitted for publication March 2010.

Accepted for publication September 2010.

0195-9131/11/4304-0685/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2011 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181fb3793

fatigue-induced changes in mechanical stiffness were concluded to be mainly due to modifications in the COM vertical displacement rather than changes in the maximal force; furthermore, it appeared that k_{vert} was more affected by the fatigue state than k_{leg} (20,29). Nevertheless, neither severe nor sprint studies imposed a constant pace for the run, although temporal, kinematic, and kinetic parameters associated with the spring-mass stiffness had been shown to be directly dependent on the running speed (1,6,27).

To our knowledge, changes in spring-mass behavior on the energy cost of running (C_r) at constant velocity have only been investigated for moderate intensities (19). The authors did not find a clear relationship between energy cost of running and changes in frequency or stiffness. However, other studies showed that k_{leg} and/or k_{vert} are among those biomechanical parameters that exhibit the strongest association to the C_r (7,10,19,23,28,35).

The aims of this study were, therefore, to characterize changes in leg-spring behavior in elite triathletes during a constant velocity exhaustive run and to verify whether these modifications were related to the increase in the energy cost of running. On the basis of consideration of the literature, we hypothesized that i) k_{leg} and k_{vert} would decrease during the run, and ii) these decreases would be inversely related with the changes in maximal oxygen uptake.

METHODS

Subjects

Nine elite triathletes belonging to the French National Team, including six men (mean \pm SD: age = 23.2 \pm 3.2 yr, height = 181.7 \pm 2.4 cm, weight = 68.3 \pm 5.4 kg) and three women (age = 25.0 \pm 4.4 yr, height = 166.7 \pm 4.2 cm, weight = 58.3 \pm 3.2 kg), were recruited to participate in the study. All of these athletes had competed at international level during the year. Throughout this year, the range of training distances per week was approximately 20–25 km in swimming, 200–350 km in cycling, and 55–75 km in running. Procedures were explained to each subject before participation. Written informed consent was obtained from each of the subjects, and the study was conducted according to the Declaration of Helsinki. This study was approved by the local ethics committee before its initiation.

Procedures

Two runs on an indoor 200-m synthetic track were required of each subject. The first run was carried out as a graded exercise test (3-min stages) to determine maximal oxygen uptake ($\dot{V}O_{2\text{max}}$) and its associated velocity ($v\dot{V}O_{2\text{max}}$). The second run, performed 2 d later, was a constant velocity run performed until exhaustion at a speed corresponding to 95% of $v\dot{V}O_{2\text{max}}$. Throughout the tests, the subjects adopted the required velocity by using an audio rhythm that gave the time allotted to cover 20 m; visual marks had been set at 20-m intervals along the track.

Data Collection

Ground reaction force. Once per lap during the constant run to exhaustion, the vertical and horizontal components of the ground reaction forces were measured by a 5-m-long force platform system (natural frequency \geq 500 Hz). The system consisted of five individual force plates (1.00 \times 1.00 m) connected in series, covered with a tartan mat, and leveled with the stadium track. It allowed recording ground reaction force of two or three steps per lap (according to the step length and the separated distance of the first foot contact from the entrance of the force plate area). Each force platform was equipped with Kistler piezoelectric sensors (KI 9067; Kistler, Winterthur, Switzerland). The force signals were sampled at 500 Hz.

$\dot{V}O_2$ response. Values of oxygen uptake were determined breath by breath during both the incremental test and the constant run to exhaustion (Cosmed K4b², Rome, Italy). Gas analyzer was calibrated before each test using ambient air ($O_2 = 20.93\%$ and $CO_2 = 0.03\%$) and a gas mixture of known composition ($O_2 = 16.0\%$ and $CO_2 = 5.0\%$). An O_2 analyzer with a polarographic electrode and a CO_2 analyzer with an infrared electrode sampled orally expired gases. The facemask, presenting a low dead space (70 mL), was equipped with a low-resistance, bidirectional digital turbine (28-mm diameter). This turbine was calibrated before each test with a 3-L syringe (Hans Rudolph Inc., Dallas, TX).

Data Analyses

Spatiotemporal parameters. A typical example of changes in vertical (F_z) and horizontal (F_y) components of ground reaction force are presented in Figure 1. Contact and aerial phases (i.e., contact time, t_c (s), and aerial time, t_a (s)) were defined when the vertical force was more than and less than 50 N, respectively. Active peak amplitude of vertical force ($F_{z\text{max}}$), peak braking ($F_{y\text{min}}$) and push-off ($F_{y\text{max}}$) forces, step frequency ($f = (t_a + t_c)^{-1}$, in hertz), and step length ($SL = V_{\text{forward}} f^{-1}$, in meters) were also determined. Anteroposterior forces were used to determine

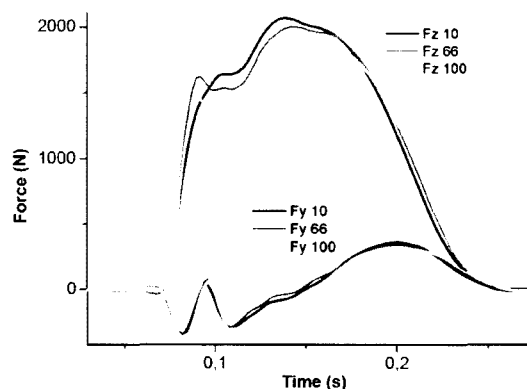


FIGURE 1—Typical example of changes in vertical (F_z) and horizontal (F_y) reaction force components measured at the beginning (10%), at the second-third (66%), and at the end (100%) of the exhaustive run.

the braking and push-off phases during ground contact when the anteroposterior force was negative and positive, respectively. Braking and push-off impulse (B_{imp} and P_{imp} , respectively) values were determined from the product of the effective force applied to the running surface and foot-ground contact times of these respective phases. Force data were then used for calculating leg-spring behavior parameters.

SMM characteristics. Leg and vertical stiffness during running was calculated using a classical method (14,27). Leg stiffness (k_{leg} , $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$) was defined as follows:

$$k_{leg} = F_{zmax} / \Delta L \quad [1]$$

where F_{zmax} was the maximal vertical ground reaction force and ΔL was the leg compression at the middle of the stance phase, that is, when F was maximal and the leg was maximally compressed. ΔL was calculated from the maximal vertical displacement of the COM, Δy , the initial length of the leg spring, L_0 (vertical distance from the ground to the greater trochanter during standing), and half of the angle swept by the leg spring during the contact phase, θ :

$$\Delta L = \Delta y + L_0(1 - \cos \theta) \quad [2]$$

The vertical displacement Δy was calculated by integrating the vertical acceleration twice (constants of integration were calculated according to the methodology proposed by Cavagna (8)). θ was calculated from the contact time (t_c), the forward speed (u), and the L_0 , according to the following formula:

$$\theta = \sin^{-1}(ut_c / 2L_0) \quad [3]$$

where ut_c represented the horizontal distance traveled by the COM (in meters) during the contact phase.

The vertical stiffness (k_{vert} , $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$) was defined by the following equation:

$$k_{vert} = F_{zmax} / \Delta y \quad [4]$$

The angle (α , in degrees) of the velocity vector of the COM at toe off was calculated as:

$$\tan(\alpha) = V_z / V_x \quad [5]$$

where V_z and V_x represented the vertical and the horizontal velocities of the COM at toe off. Both were calculated using integration against time of the vertical and horizontal acceleration of the COM (8).

For every parameter, the average of two laps (i.e., four to six steps) around one-tenth, one-third, and two-thirds of the time to exhaustion were calculated and averaged. The values corresponding to the end of the run were calculated from the data of the two last laps. Then, the measures were effectively recorded at $9.4\% \pm 0.8\%$, $33.4\% \pm 1.0\%$, $66.1\% \pm 1.1\%$, and $95.3\% \pm 0.9\%$ of the time to exhaustion. To simplify, these times were noted 10%, 33%, 67%, and 100%. The values were normalized with respect to those obtained at the beginning (one-tenth) of the run to exhaustion.

Energy cost of running. The breath-by-breath $\dot{V}O_2$ data were fitted to a single-exponential function (36).

According to Gaesser and Poole (15), a first steady state of oxygen uptake could be reached after 3 min of exercise during a constant velocity run performed at a severe intensity. Thus, $\dot{V}O_2$ changes were normalized with respect to the values obtained at 33% of the time to exhaustion. Then, the C_r ($\text{J}\cdot\text{kg}^{-1}\cdot\text{m}^{-1}$) was calculated as

$$C_r = \dot{V}O_2 E_{O_2} V_{95}^{-1} M^{-1} \quad [6]$$

where $\dot{V}O_2$ was the oxygen uptake ($\text{mL O}_2\cdot\text{min}^{-1}$), E_{O_2} ($21.3 \text{ J}\cdot\text{mL O}_2^{-1}$) was the energy equivalent of 1 mL O_2 for a respiratory exchange ratio of 1, V_{95} was the velocity ($\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$) during the run to exhaustion, and M was the body mass (kg).

Statistical Analysis

For all tested parameters, the effect of fatigue was determined by a single factor ANOVA for repeated measures (33%, 66%, and 100% of the time to exhaustion). When a significant main effect was observed, the *post hoc* Sheffé test was performed. Pearson's correlation coefficients were used to examine the relationships between leg-spring stiffness

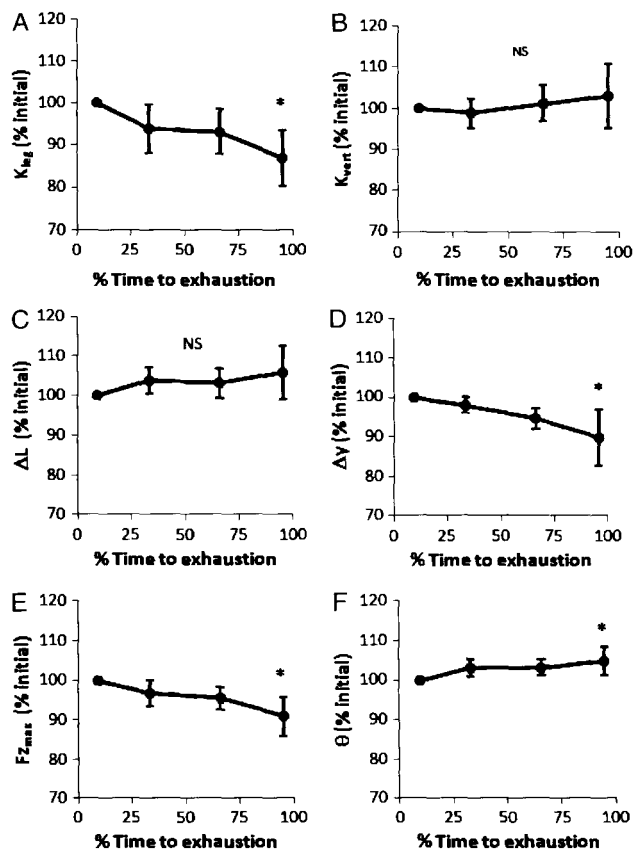


FIGURE 2—Evolution of the mean normalized values \pm SD in (A) leg stiffness (k_{leg}), (B) vertical stiffness (k_{vert}), (C) leg compression (ΔL), (D) vertical displacement of the COM (Δy), (E) vertical component of reaction force (F_{zmax}), and (F) angle of the spring leg at touchdown (θ). Data were normalized and expressed as the percentage of the values obtained at 10% of the time to exhaustion. *Significant difference at $P < 0.05$.

APPLIED SCIENCES

(k_{leg} and k_{vert}), C_r , and spatiotemporal parameters. Values have been presented as mean \pm SD. All statistical analyzes were conducted at $P < 0.05$.

RESULTS

During the incremental test, $\dot{V}O_{2\ max}$ and $v\dot{V}O_{2\ max}$ mean values were equal to 71.5 ± 6.5 mL \cdot kg $^{-1}\cdot$ min $^{-1}$ and 5.1 ± 0.3 m \cdot s $^{-1}$, respectively. During the second test, the mean time to exhaustion was 10.7 ± 2.6 min, which corresponded to a mean distance of 3258 ± 819 m or 16.3 ± 4.1 laps. During the interval 33%–100% of the time to exhaustion, $\dot{V}O_2$ values, from 65.1 ± 3.9 to 63.6 ± 4.1 mL \cdot kg $^{-1}\cdot$ min $^{-1}$, did not change significantly ($P > 0.05$).

Leg stiffness decreased by 13.1% with exhaustion ($P = 0.01$; Fig. 2A). The maximal vertical force during contact (F_{zmax}) decreased significantly with fatigue (-9.2% ; Fig. 2E), whereas the change in leg-spring compression (ΔL) was not significant (Fig. 2C). The vertical stiffness did not show any significant change ($P > 0.05$; Fig. 2B). Indeed, Δy decreased proportionally with F_{zmax} (Fig. 2D). All absolute mean values are presented in Table 1.

The normalized changes and raw mean values of the temporal and kinematic parameters are presented in Table 1. A slight but significant increase in the step frequency ($P < 0.05$) was observed despite a significant increase in the contact time ($+4.3\%$, $P < 0.05$). This result was explained by a greater decrease in the aerial time. The step length decreased significantly ($P < 0.05$). The horizontal distance traveled by the COM during the contact phases increased. Braking and propulsive impulse did not change significantly ($P > 0.05$). Contrary to the normalized values of F_{ymin} (i.e., the maximal braking anteroposterior force), a significant decrease was observed for F_{ymax} ($P < 0.001$; Table 1). The angle of the velocity vector at takeoff significantly decreased (-18.3%).

The relationships between k_{leg} , k_{vert} , and F_{zmax} versus selected temporal, kinematic, and dynamic parameters are presented in Table 2, whereas the significant relationships have been included in Figures 3A–E. The relationships between normalized changes in horizontal impulses were found to be significantly related with θ ($R = 0.54$, $P = 0.021$ for B_{imp} and $R = 0.53$, $P = 0.022$ for P_{imp}) but not with minimal or maximal F_{ymin} or F_{ymax} changes.

TABLE 1. Evolution of spatiotemporal and horizontal dynamic parameters.

	10%	33%	67%	100%	P
Normalized data (%)					
Normalized spatiotemporal parameters					
t_c	—	102.6 (3.9)	102.8 (3.7)	104.3 (6.3)*	0.031
t_a	—	97.6 (5.7)	94.5 (6.3)*	92.1 (7.7)**†	0.010
f_{step}	—	99.6 (1.9)	101.0 (2.4)	101.3 (2.2)*†	0.048
L_{step}	—	99.4 (1.6)	99.1 (1.2)	97.7 (1.8)**†	0.001
α	—	93.3 (12.1)	88.9 (8.9)*	81.7 (11.2)***†	<0.001
Normalized horizontal dynamic parameters					
F_{ymin}	—	99.8 (11.3)	97.0 (9.2)	97.1 (8.0)	ns
B_{imp}	—	102.6 (4.8)	100.0 (4.6)	98.9 (4.1)	ns
F_{ymax}	—	97.6 (4.0)	94.3 (4.2)**	92.5 (2.1)***††	0.001
P_{imp}	—	102.1 (4.8)	99.5 (4.6)	98.6 (5.0)	ns
Normalized energy parameters					
$\dot{V}O_2$	—	—	100.5 (4.2)	97.7 (4.4)	ns
C_r	—	—	100.5 (4.2)	97.7 (4.4)	ns
Raw data					
Stiffness parameters					
k_{leg} (kN \cdot m $^{-1}$)	11.7 (1.9)	10.9 (1.3)	10.8 (1.2)	10.4 (1.0)*	0.012
k_{vert} (kN \cdot m $^{-1}$)	44.4 (7.2)	43.6 (6.3)	44.5 (5.2)	45.0 (5.3)	ns
F_{zmax} (N)	1963 (262)	1893 (235)	1864 (192)	1772 (219)*	0.018
ΔL (m)	0.168 (0.016)	0.174 (0.010)	0.173 (0.010)	0.175 (0.015)	ns
Δy (m)	0.045 (0.004)	0.044 (0.003)	0.042 (0.002)	0.040 (0.006)*	0.025
θ (deg)	29.8 (1.3)	30.6 (0.8)	30.7 (1.0)	31.2 (1.3)*	0.031
Spatiotemporal parameters					
t_c (s)	0.182 (0.009)	0.187 (0.006)	0.187 (0.007)	0.190 (0.007)*	0.031
t_a (s)	0.144 (0.013)	0.140 (0.013)	0.135 (0.011)*	0.132 (0.010)**†	0.010
f_{step} (Hz)	3.07 (0.11)	3.06 (0.09)	3.10 (0.07)	3.11 (0.05)*†	0.048
L_{step} (m)	1.65 (0.12)	1.64 (0.13)	1.63 (0.13)	1.61 (0.13)**†	0.001
α (deg)	7.0 (0.8)	6.5 (0.8)	6.2 (0.6)*	5.7 (0.8)***†	<0.001
Horizontal dynamic parameters					
F_{ymin} (N)	-431 (125)	-432 (139)	-416 (111)	-413 (99)	ns
B_{imp} (N \cdot s)	-14.93 (2.09)	-15.37 (2.63)	-14.96 (2.39)	-14.77 (2.10)	ns
F_{ymax} (N)	283.9 (46.6)	277.5 (47.9)	267.8 (44.0)**	261.9 (38.8)***††	0.001
P_{imp} (N \cdot s)	15.05 (2.03)	15.44 (2.61)	15.02 (2.38)	14.85 (2.12)	ns
Energy parameters					
$\dot{V}O_2$ (mL \cdot kg $^{-1}\cdot$ min $^{-1}$)	—	65.1 (3.9)	65.4 (4.6)	63.6 (4.1)	ns
C_r (J \cdot kg $^{-1}\cdot$ m $^{-1}$)	—	4.57 (0.28)	4.56 (0.25)	4.46 (0.33)	ns

Evolution of spatiotemporal parameters (contact time (t_c), aerial time (t_a), step frequency (f_{step}), step length (L_{step}), and angle of velocity vector at toe off (α)) and horizontal dynamic parameters (minimal horizontal component of the reaction force (F_{ymin}), braking impulse (B_{imp}), maximal horizontal component of the reaction force (F_{ymax}), and propulsive impulse (P_{imp})) at one-third (33%), at two-thirds (67%), and at the end (100%) of the time to exhaustion. Data were normalized and expressed as percent of the values obtained at 10% of the time to exhaustion. ns, not significant.

* $P < 0.05$, ** $P < 0.01$, and *** $P < 0.001$, significantly different from the values obtained at 10% of the time to exhaustion.

† $P < 0.05$ and †† $P < 0.01$, significantly different from the values obtained at 33% of the time to exhaustion.

TABLE 2. Correlations between spatiotemporal or horizontal dynamic parameters and stiffness parameters.

	k_{leg}			k_{vert}			F_{zmax}		
	R	R ²	P	R	R ²	P	R	R ²	P
Spatiotemporal parameters									
t_c	-0.84	0.71	0.003**	-0.86	0.74	0.001**	-0.079	0.01	ns
t_a	0.81	0.66	0.005**	0.85	0.72	0.001**	-0.135	0.02	ns
f_{step}	-0.56	0.31	ns	-0.52	0.27	ns	-0.114	0.02	ns
L_{step}	-0.29	0.08	ns	-0.192	0.04	ns	-0.488	0.24	ns
α	0.05	0.00	ns	0.154	0.02	ns	0.857	0.74	0.002**
Horizontal dynamic parameters									
F_{ymin}	-0.03	0.00	ns	0.07	0.01	ns	-0.08	0.01	ns
B_{imp}	-0.55	0.30	ns	-0.46	0.21	ns	-0.43	0.18	ns
F_{ymax}	0.69	0.47	0.038*	0.67	0.45	0.048*	0.06	0.00	ns
P_{imp}	-0.60	0.36	ns	-0.48	0.23	ns	-0.12	0.01	ns

Correlations between normalized changes (%) of i) spatiotemporal parameters (contact time (t_c), aerial time (t_a), step frequency (f_{step}), step length (L_{step}), and angle of velocity vector at toe off (α)) or ii) horizontal dynamic parameters (minimal horizontal component of the reaction force (F_{ymin}), braking impulse (B_{imp}), maximal horizontal component of the reaction force (F_{ymax}), and propulsive impulse (P_{imp})) and normalized changes (%) of leg stiffness (k_{leg}), vertical stiffness (k_{vert}), and vertical component of reaction force (F_{zmax}). For every parameter, changes were calculated between 10% and 100% of the time to exhaustion. Values significantly related at * $P < 0.05$ and ** $P < 0.01$.

When the results were normalized with respect to the values measured at 33% of the time to exhaustion, no significant correlation was observed between either stiffness or C_r at the end of the constant velocity run (100% of the time to exhaustion). However, between the 33% and 66% interval of the time to exhaustion, normalized changes of both k_{leg} and k_{vert} were found to be correlated with the normalized changes of C_r ($R = -0.91$, $P < 0.001$ and $R = -0.71$, $P < 0.05$, respectively) (Fig. 3D). Normalized changes in both k_{leg} and k_{vert} were not correlated with the time to exhaustion ($R = 0.02$, $P = 0.96$ and $R = 0.17$, $P = 0.68$, respectively). Moreover, the normalized changes of C_r at the 33%–66% interval of the time to exhaustion were negatively correlated with the change in F_{zmax} ($R = -0.86$, $P = 0.001$) and positively correlated with the changes in ΔL ($R = 0.67$, $P < 0.05$). Absolute and normal-

ized values of oxygen uptake and cost of running are presented in Table 1.

DISCUSSION

The first purpose of this study was to characterize in elite triathletes the effect of fatigue in leg-spring behavior during an exhaustive run. Because of the close relationships between running velocity and leg stiffness (6,27), the run was imposed here at a constant pace (95% of $v\dot{V}O_{2max}$). One of the main results was that leg stiffness decreased with fatigue. This change in spring-mass behavior agrees with previous sprint (20) or long distance (13) investigations. However, in these studies, the reduced leg stiffness was primarily related with the leg compression increase. On the contrary, the present results reveal that the vertical force is the most associated with the adaptations of leg stiffness, leg compression remaining constant through the fatiguing run.

Regarding the vertical stiffness, no change was observed. This finding differs from the abovementioned studies in which this parameter was reported to decrease with time (13,16,20,29). The discrepancy between these results could be explained by the similar decrease in Δy and F_{zmax} observed in this study (~10%). These results are all the same consistent with those reported by Millet et al. (28), who suggested that elite triathletes partly compensate for the effects of fatigue by decreasing the maximal vertical displacement of the COM during foot contact.

It could be assumed that the alteration of the neuromuscular functioning as a result of the fatigue induced by a severe running exercise directly influences the leg-spring behavior. Among the stride mechanical characteristics, the vertical force is the most affected by this stiffness adaptation. This assumption is firstly supported by EMG studies investigating the effect of fatigue during running (31) or jumping exercises (5,24,34). For example, Nummela et al. (31) tested well-trained runners during a self-paced 5-km run. They showed that better performances were observed in runners whose level of muscle recruitment remains stable or just slightly decreases during the 5-km run. In jumping conditions, Kuitunen et al. (24) found that the leg stiffness

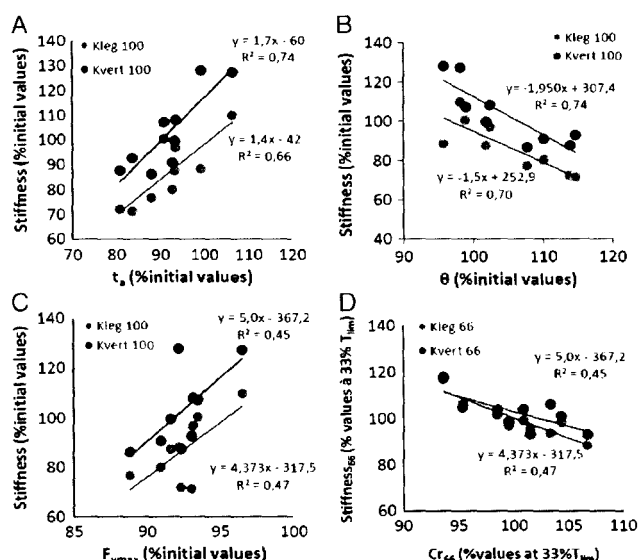


FIGURE 3—Scatterplots with correlations between normalized changes in k_{leg} and k_{vert} stiffness and normalized changes in (A) aerial time (t_a), (B) angle of the spring leg at touchdown (θ), (C) maximal horizontal reaction force (F_{ymax}), and (D) energy cost of running (C_r). Changes were calculated between 10% and 100% of the time to exhaustion, except for C_r , which was calculated between 33% and 66% of the time to exhaustion.

was strongly related to the EMG changes in the lower limb. Although we did not perform EMG analyses, it is consistent to assume that the observed decrease in vertical reaction force was related to the neuromuscular capacity of the lower limbs. Second, it is also supported by the positive relationship between the normalized changes in maximal vertical forces (F_{zmax}) and the angle of the velocity vector at toe off (α). Interestingly, the subjects who exhibited the highest difficulties in sustaining great vertical force were those who flattened their COM trajectories. Figure 4 provides a schematic of the above-cited modifications of the SMM behavior with fatigue. This figure presents the mean modification in several parameters but does not account for the interindividual variability.

This quite large interindividual variability is partly explained by the different time courses of stiffness changes from on subject to another. For example, although four triathletes presented a decrease in k_{leg} greater than 10% after the first third of the time to exhaustion, three subjects presented a decrease less than 10% after the middle third and two subjects did not show any decrease. Regarding k_{vert} values, the individual time course was more progressive. Although for seven subjects k_{vert} fluctuated between $\pm 5\%$ after the first third, only one subject remained in this range of variation at the end of the run. Indeed, four subjects presented an increase whereas four subjects presented a decrease in vertical stiffness, such as these eight subjects presented variations in this parameter higher than 10% at the end of the run. These great differences of the time course changes between subjects were previously observed for moderated-velocity/long-duration running (13,22). The abovementioned observations show that this is also true for a more severe intensity/shorter duration exhaustive run (Table 1 and Fig. 2).

The analysis of spatiotemporal parameters permits for greater insight into mechanisms described above that

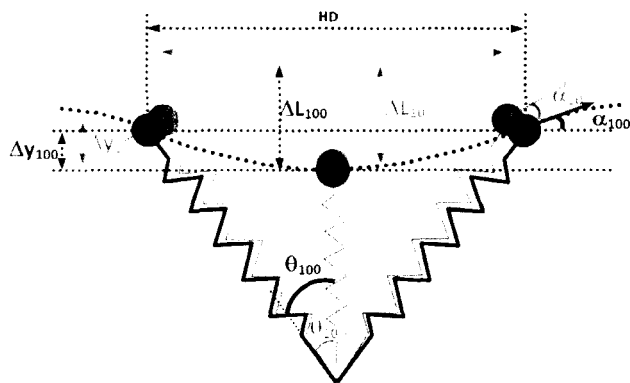


FIGURE 4—Schematic representation of the evolution of the SMM between the beginning (10% of the time to exhaustion, gray) and the end (100% of the time to exhaustion, black). α , angle of velocity vector at toe off; ΔL , leg compression; Δy , vertical displacement of the COM; Θ , angle of the spring leg at touchdown; HD, horizontal distance of the COM during the contact phase.

allowed subjects to maintain a constant velocity despite fatigue. At constant velocity, contact time reflects the leg-spring angle at the moment of impact. Increasing the angle of the lower limb allowed the subjects to increase their horizontal COM distance during the contact phase. Furthermore, it might have allowed for the subject to maintain a constant horizontal impulse despite the decrease in neuromuscular capacity as a result of fatigue. This conclusion is supported by the fact that normalized changes in braking and propulsive impulses were positively correlated with normalized Θ changes; in other words, the subjects who best maintained horizontal impulse were those who increased the most their leg-spring angle at the moment of impact. Moreover, negative relationships were observed between k_{vert} or k_{leg} and Θ . Taken together, these results imply that changes of vertical and leg stiffness, via the increase in the leg-spring angle at impact, allow for maintaining the horizontal forces concomitantly with the onset of fatigue. However, it must be noticed that these findings do not take into account the changes in ankle, knee, and hip angles with fatigue. In running as well as in hopping conditions, it was shown that changes in lower limbs kinematics have substantial effects on the global musculoskeletal stiffness (1,21,27). Further studies are required to specifically analyze the contributions of these adaptations with the fatigue induced at this running velocity.

In nonfatigue status, it was shown that leg stiffness is positively related to step frequency (14). However, the present results show that k_{leg} decreased while f increased. As seen in the Results section, a significant increase in step frequency despite an increase in contact time was due to a greater decrease in aerial time. This result can explain the opposite changes observed between k_{leg} and f . Morin et al. (30) also reported that k_{leg} was more strongly associated with contact time than with stride frequency. As mentioned earlier, this increase in t_c could be due to a reduced capacity of the neuromuscular system to generate force rapidly or to tolerate impact forces (17). By examining subjects on an exhaustive 10-km run, Paavolainen et al. (33) concluded a failure of the muscle stiffness on the basis of i) relationships between the decreased preactivation and horizontal ground reaction forces and ii) longer contact times in the braking phases. It could be noticed that in response to central and/or peripheral physiological failure, beyond the parameters of the stance phase, the stiffness adaptation affects globally the stride characteristics. The present results have indeed shown that normalized changes in stiffness (both k_{leg} and k_{vert}) were strongly correlated not only with increases in contact time but also with decreases in aerial times. This would contribute to maintain a constant velocity in the later stages of the severe intensity exhaustive run.

During nonfatiguing protocols, Farley and González (14) and Morin et al. (30) demonstrated that a leg stiffness adjustment is observed when different foot contact time (30) or stride frequency (14,30) is imposed. Nevertheless, the respective impact of a neuromuscular failure or of a central

regulatory process on the stiffness adaptation remained unclear under fatiguing conditions. Further investigations are required to identify whether the modifications in leg-spring stiffness are initially associated with deterioration in the neuromuscular functioning or with an anticipatory adjustment of the stride pattern with respect to the evolution of neuromuscular afferent feedbacks.

The second purpose of this study was to characterize how the changes in leg-spring behavior were related to the cost of running. From an energetic point of view, we observed that during the middle third of the time to exhaustion, the triathletes who presented highest decreases in stiffness values were also those who presented highest increases in C_r . This observation is in agreement with results obtained by numerous other studies (10,19,35) that showed that runners with greater leg compliance had greater cost of running. Furthermore, negative correlations were also observed between normalized changes in F_{zmax} and oxygen uptake. Our present study suggests that the adaptation of the leg stiffness as a result of fatigue leads to stride characteristics energetically less economical. However, the significant relationships

between k_{leg} , k_{vert} , and C_r between one-third and two-thirds of the run were found to not influence the subject's time to exhaustion.

In conclusion, the decrease in leg-spring stiffness during a severe intensity exhaustive run affects primarily the decrease in vertical force. The decrease in the velocity vector angle at takeoff allowed the subject to flatten the trajectory of the center of mass. The increase in the leg-spring angle at the moment of impact allowed the subject to maintain constant horizontal impulse, which contributed to the maintenance of constant velocity during later stages of the run. However, from an energetic point of view, runners with greatest increases of cost of running were those with greatest changes of stiffness as they fatigued during the run to exhaustion.

This study was financed by the French Ministry of Health and Sports.

The authors gratefully acknowledge the French Triathlon Federation. They thank Yann Le Meur for his reading and comments.

The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

REFERENCES

1. Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech.* 1999;32(12):1349–53.
2. Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol.* 1995;70(6):510–7.
3. Bentley DJ, Millet GP, Vleck VE, McNaughton LR. Specific aspects of contemporary triathlon: implications for physiological analysis and performance. *Sports Med.* 2002;32(6):345–59.
4. Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech.* 1989;22(11–12):1217–27.
5. Bonnard M, Sirin AV, Oddsson L, Thorstensson A. Different strategies to compensate for the effects of fatigue revealed by neuromuscular adaptation processes in humans. *Neurosci Lett.* 1994;166(1):101–5.
6. Brughelli M, Cronin J. Influence of running velocity on vertical, leg and joint stiffness: modelling and recommendations for future research. *Sports Med.* 2008;38(8):647–57.
7. Candau R, Belli A, Millet GY, Georges D, Barbier B, Rouillon JD. Energy cost and running mechanics during a treadmill run to voluntary exhaustion in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77(6):479–85.
8. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol.* 1975;39(1):174–9.
9. Chapman AR, Vicenzino B, Blanch P, Dowlan S, Hodges PW. Does cycling affect motor coordination of the leg during running in elite triathletes? *J Sci Med Sport.* 2008;11(4):371–80.
10. Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1998;77(3):257–63.
11. Delextrat A, Tricot V, Bernard T, Vercruyssen F, Hausswirth C, Brisswalter J. Drafting during swimming improves efficiency during subsequent cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(9):1612–9.
12. Delextrat A, Tricot V, Bernard T, Vercruyssen F, Hausswirth C, Brisswalter J. Modification of cycling biomechanics during a swim-to-cycle trial. *J Appl Biomech.* 2005;21(3):297–308.
13. Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(8):1324–31.
14. Farley CT, González O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech.* 1996;29(2):181–6.
15. Gaesser GA, Poole DC. The slow component of oxygen uptake kinetics in humans. *Exerc Sport Sci Rev.* 1996;24:35–71.
16. Girard O, Millet G, Slawinski J, Racinais S, Micallef P. Changes in leg-spring behavior during a 5000 m self-paced run in differently trained athletes. *Sci Sports.* 2010;25(2):99–102.
17. Gollhofer A, Komi PV, Miyashita M, Aura O. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in mechanical performance of human skeletal muscle. *Int J Sports Med.* 1987;8(2):71–8.
18. Hausswirth C, Brisswalter J. Strategies for improving performance in long duration events: Olympic distance triathlon. *Sports Med.* 2008;38(11):881–91.
19. Heise GD, Martin PE. Leg-spring characteristics and the aerobic demand of running. *Med Sci Sports Exerc.* 1998;30(5):750–4.
20. Hobara H, Inoue K, Gomi K, et al. Continuous change in spring-mass characteristics during a 400 m sprint. *J Sci Med Sport.* 2010;13(2):256–61.
21. Hobara H, Inoue K, Muraoka T, Omuro K, Sakamoto M, Kanosue K. Leg stiffness adjustment for a range of hopping frequencies in humans. *J Biomech.* 2010;43(3):506–11.
22. Hunter I, Smith GA. Preferred and optimal stride frequency, stiffness and economy: changes with fatigue during a 1-h high-intensity run. *Eur J Appl Physiol.* 2007;100(6):653–61.
23. Kerdok AE, Biewener AA, McMahon TA, Weyand PG, Herr HM. Energetics and mechanics of human running on surfaces of different stiffnesses. *J Appl Physiol.* 2002;92(2):469–78.
24. Kuitunen S, Kyröläinen H, Avela J, Komi PV. Leg stiffness modulation during exhaustive stretch-shortening cycle exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2007;17(1):67–75.
25. Kyröläinen H, Pullinen T, Candau R, Avela J, Huttunen P, Komi PV. Effects of marathon running on running economy and kinematics. *Eur J Appl Physiol.* 2000;82(4):297–304.
26. Laursen PB, Rhodes EC, Langill RH. The effects of 3000-m swimming on subsequent 3-h cycling performance: implications for ultraendurance triathletes. *Eur J Appl Physiol.* 2000;83(1):28–33.

27. McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 1990;1(1):65-78.
28. Millet GP, Millet GY, Hofmann MD, Candau RB. Alterations in running economy and mechanics after maximal cycling in triathletes: influence of performance level. *Int J Sports Med.* 2000;21(2):127-32.
29. Morin JB, Jeannin T, Chevallier B, Belli A. Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *Int J Sports Med.* 2006;27(2):158-65.
30. Morin JB, Samozino P, Zameziati K, Belli A. Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *J Biomech.* 2007;40(15):3341-8.
31. Nummela AT, Paavolainen LM, Sharwood KA, Lambert MI, Noakes TD, Rusko HK. Neuromuscular factors determining 5 km running performance and running economy in well-trained athletes. *Eur J Appl Physiol.* 2006;97(1):1-8.
32. Deleted in proof.
33. Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Häkkinen K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *Int J Sports Med.* 1999;20(8):516-21.
34. Padua DA, Arnold BL, Perrin DH, Gansneder BM, Carcia CR, Granata KP. Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train.* 2006;41(3):294-304.
35. Slawinski J, Billat V. Changes in internal mechanical cost during overground running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc.* 2005;37(7):1180-6.
36. Slawinski J, Heubert R, Quievre J, Billat V, Hanon C. Changes in spring-mass model parameters and energy cost during track running to exhaustion. *J Strength Cond Res.* 2008;22(3):930-6.
37. Deleted in proof.
38. Vleck VE, Bentley DJ, Millet GP, Bürgi A. Pacing during an elite Olympic distance triathlon: comparison between male and female competitors. *J Sci Med Sport.* 2008;11(4):424-32.

RÉSUMÉ

Objectif : L'objet de cette étude était d'une part, de quantifier chez des triathlètes élités les modifications de la foulée à l'aide du système masse-ressort pendant une course réalisée jusqu'à épuisement, et d'autre part, d'évaluer si les modifications observées étaient liées aux altérations du coût énergétique.

Méthode : Neufs triathlètes élités ont participé aux expérimentations qui consistaient en une course à pied à vitesse constante correspondant à 95% de la consommation maximale d'oxygène. Les composantes verticales et horizontales de la force de réaction au sol ont été mesurées à chaque tour (200m) à l'aide de plateformes de force placées en série sur une longueur de 5m. Le coût énergétique était calculé à partir des données de consommation d'O₂ recueillies par un système portable d'analyse d'échanges gazeux respiratoires.

Résultats : Les tests exhaustifs ont été réalisés en moyenne à la vitesse de 5.1 ± 0.3 m.s⁻¹. Le temps limite était en moyenne de 10 min 43 s \pm 2 min 37 s. La raideur de la jambe (-13,1% ; P<0.05), les pics de force verticale (-9,2% ; P<0.05) et horizontale (-7,5% ; P<0.001) diminuaient significativement avec la fatigue alors que la raideur verticale n'était pas modifiée. Les modifications de la raideur de la jambe et de la raideur verticale étaient positivement corrélées à la diminution des temps aériens ($R^2=0,66$, P<0,01; $R^2= 0,72$; P<0,01, respectivement) et négativement avec l'augmentation des temps de contacts ($R^2=0,71$, P<0,01; $R^2= 0,74$; P<0,01, respectivement). Les changements de la force verticale étaient reliés à la diminution de l'angle du vecteur vitesse au moment au début de la phase aérienne ($R^2= 0,73$; P<0,01). Lorsque l'on considère les valeurs moyennes de consommation d'oxygène, aucun changement n'est observé entre 33 et 100% du temps limite. Cependant, lors du deuxième tiers de la course, les relations interindividuelles présentent une corrélation négative entre la consommation d'oxygène et la raideur de la jambe ($R^2=0,83$; P<0,001) et la raideur verticale ($R^2=0,50$; P<0,03).

Conclusions : Lors d'une course constante menée jusqu'à l'épuisement, la fatigue induit une adaptation de la raideur qui modifie les paramètres mécaniques de la foulée et diminue en particulier la force de réaction maximale verticale. Cette réponse à la fatigue implique un plus grand coût énergétique.

Keywords : Raideur musculo-squelettique, Fatigue, Triathlon.

ABSTRACT

Purpose: The aim of this study was i) to evaluate changes in leg-spring behavior during an exhaustive run in elite triathletes and ii) to determine whether these modifications were related to an increase in the energy cost of running (Cr).

Methods: Nine elite triathletes ran to exhaustion on an indoor track at a constant velocity corresponding to 95% of the velocity associated with the maximal oxygen uptake (5.1 ± 0.3 m.s⁻¹; mean time to exhaustion: 10.7 \pm 2.6 min. Vertical and horizontal ground reaction forces were measured every lap (200 m) by a 5 m long force platform system. Cr was measured from pulmonary gas exchange using a breath-by-breath portable gas analyser.

Results: Leg stiffness (-13.1%; P<0.05) and peak vertical (-9.2%; P<0.05) and propulsive (-7.5%; P<0.001) forces decreased significantly with fatigue while vertical stiffness did not change significantly. Leg and vertical stiffness changes were positively related with modifications of aerial time ($R^2=0.66$, P<0.01; $R^2= 0.72$; P<0.01, respectively) and negatively with contact time ($R^2=0.71$, P<0.01; $R^2= 0.74$; P<0.01, respectively). Alterations of vertical forces were related with the decrease of the angle of velocity vector at toe-off ($R^2= 0.73$; P<0.01). When considering mean values of oxygen uptake, no change was observed from 33 to 100% of the time to exhaustion. However, between one and two-thirds of the fatiguing run, negative correlation were observed between oxygen consumption and leg stiffness ($R^2=0.83$; P<0.001) or vertical stiffness ($R^2=0.50$; P<0.03).

Conclusions: During a constant run to exhaustion, the fatigue induces a stiffness adaptation that modifies the stride mechanical parameters and especially decreases the maximal vertical force. This response to fatigue implies greater energy consumption.

Keywords : Musculoskeletal stiffness; Fatigue; Triathlon