

UNIVERSITÉ JEAN MONNET DE SAINT-ÉTIENNE

## THÈSE DE DOCTORAT

Présentée en vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université,  
spécialité Motricité Humaine et Handicap

par

**Caroline DIVERT**

### **INFLUENCE DU CHAUSSAGE SUR LES CARACTÉRISTIQUES MÉCANIQUES ET LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED**

Soutenue publiquement le 12 Décembre 2005

#### JURY

Pr. Alain **BELLI** Directeur de thèse (PU, Université Jean Monnet Saint-Étienne)  
Pr. Albert **GOLLHOFER** Co-Directeur de thèse (Prof. Université de Freiburg, Allemagne)  
Dr. Muriel **BOURDIN** Rapporteur externe (IR, Université Claude Bernard Lyon 1)  
Dr. Wilfried **ALT** Rapporteur externe (Prof. Dr. Med., Université de Stuttgart)  
Pr. Frank **MAYER** (Prof. Dr. Med. Universitätsklinikum Freiburg)  
Dr. Laurent **BALY** (Ingénieur R&D, Société Décathlon Création)

## REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier en premier lieu le Professeur **André Geyssant** qui m'a accueillie dans son unité de recherche de Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et du Handicap. C'est avec beaucoup de plaisir et de chance que j'ai pu réaliser ce travail de doctorat au sein de votre laboratoire de qualité et travailler avec de grands Professeurs.

Je tiens aussi à remercier le Professeur **Alain Belli**, qui m'a donné l'envie et permis de poursuivre mes études dans la recherche et l'entraînement sportif pour finalement réaliser ce travail de thèse sur la biomécanique de la course à pied.

Je remercie également le Professeur **Albert Gollhofer** pour avoir accepté de co-diriger ce travail de thèse. Cette collaboration avec l'étranger aura été riche et m'aura permis d'aborder des visions ainsi que des méthodologies de recherche différentes qui ont sans nul doute valorisé ce travail de doctorat.

Je tiens à exprimer toute ma gratitude au Docteur **Muriel Bourdin** qui a accepté de juger ce travail. Ma première expérience de recherche en laboratoire s'est déroulée à ses côtés au sein de l'hôpital de Saint Jean Bonnefonds, à Saint-Étienne, c'est avec plaisir que je termine cette première "grosse" étape avec son approbation.

Je tiens également à exprimer toute ma gratitude au Docteur **Wilfried Alt** qui a accepté de juger ce travail et de siéger à ce jury.

Je tiens tout particulièrement à remercier le Professeur **Frank Mayer** qui en plus d'accepter de juger ce travail m'a accueillie au sein de son équipe de recherche durant ces années de doctorat. Travailler auprès de lui et de ses étudiants m'a apporté beaucoup et permis d'appréhender d'autres dimensions telles que l'orthopédie et la podologie. Je le remercie pour ses conseils, ses critiques et son investissement.

Je tiens également à remercier le Docteur **Laurent Baly** qui a accepté de siéger à ce jury.

Enfin, un très grand merci au Docteur **Heiner Baur** qui, avec la modestie qui le caractérise, m'a fait profiter de sa grande expérience de la course à pied et dernièrement de ses « talents de traducteur ».

Bien entendu, merci à tous ceux que j'ai rencontrés durant ces années de thèse et qui m'ont aidé, chacun à leur manière : mes collègues de « galère » (Mich, Vincent, JP, Luc, Olivier, Habib, Juju (pour ton aide et tes petits secrets à jamais gardés), Christelle, Elodie, Patrick, François, Vince, Wolfram), les « piliers » de ce laboratoire (Michelle, Houria, Monique, Huguette), et les techniciennes et infirmières (Dominique et Yamina). Et à tous ceux que j'oublie forcément...entre autres mes collègues de la fac' de Saint-Étienne. Voilà presque 10 ans que le STAPS de Saint-Étienne a ouvert ses portes, je suis heureuse d'avoir été une des premières à y mettre les pieds.

Un merci tout particulier aux personnes suivantes pour leur soutien et leur compagnie : Djam (ton aide incomparable), Josi (ta disponibilité et nos pauses clopes), Thierry (tes cours d'Initiation à la Recherche en Licence, ta disponibilité et tes compétences), Régis (ta disponibilité et tes compétences), Guillaume Millet (ta présence et ton aide), Roger (tes conseils et tes compétences)... Vous ne pouvez mesurer l'aide que vous m'avez apporté...

Enfin et surtout : MERCI GUILLAUME

Nous avons commencé, continué et nous finissons ensemble. merci de m'avoir « tirée vers le haut »

MERCI à mes Parents, mes Ami(e)s d'avoir été là sans toujours comprendre ce après quoi je courrais, même pieds nus !

## **TABLE DES MATIÈRES**

### **INTRODUCTION GÉNÉRALE**

<b>1. LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED.....</b>	<b>6</b>
1.1. DÉFINITION.....	6
1.2. FACTEURS DE VARIABILITÉ DU COÛT ÉNERGÉTIQUE.....	9
1.2.1. <u>INFLUENCE DE L'ÂGE, DU SEXE, DES DIMENSIONS CORPORELLES</u> .....	9
<u>L'âge</u> .....	9
<u>Le sexe</u> .....	10
<u>Les dimensions corporelles</u> .....	10
1.2.2. <u>INFLUENCE DE L'ENTRAÎNEMENT</u> .....	11
 <b>2. ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA COURSE À PIED.....</b>	<b>12</b>
2.1. CINÉMATIQUE DE LA COURSE À PIED.....	12
2.1.1. <u>L'ANALYSE VIDÉO</u> .....	12
2.1.2. <u>LE BRAS CINÉMATIQUE</u> .....	15
2.1.3. <u>LES ACCÉLÉROMÈTRES</u> .....	18
 2.2. DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED.....	19
2.2.1. <u>LES PLATES-FORMES DE FORCE</u> .....	20
2.2.2. <u>UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-</u> <u>DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED</u> .....	24
 2.3. ACTIVITÉ NEURO MUSCULAIRE EN COURSE À PIED.....	26
2.3.1. <u>ÉLECTROMYOGRAPHIE (EMG)</u> .....	27
2.3.2. <u>MUSCLES ACTIFS EN COURSE À PIED</u> .....	27
 2.4. ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED.....	29
2.4.1. <u>INFLUENCE DE LA VITESSE DE COURSE</u> .....	29
2.4.2. <u>INFLUENCE DE LA FRÉQUENCE ET DE LA LONGUEUR DE FOULÉE</u> .....	29
2.4.3. <u>INFLUENCE DU TEMPS D'APPLICATION DE LA FORCE</u> .....	30

2.4.4. <u>INFLUENCE DES FORCES VERTICALES ET HORIZONTALES</u> .....	31
2.4.5. <u>INFLUENCE DE LA PUISSANCE ET DU TRAVAIL MÉCANIQUE</u> .....	32
2.4.6. <u>INFLUENCE DE LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE</u> .....	36
<u>Définition physique de la raideur</u> .....	39
<u>Définition de la raideur en course à pied</u> .....	40
<u>Méthodes de mesure de la raideur en course à pied</u> .....	41
<u>Valeurs et facteurs de variations de la raideur en course à pied</u> .....	42
<b>3. INFLUENCE DU CHAUSSAGE SUR LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED</b> .....	43
<b>3.1. INFLUENCE DE L'AMORTI ET DE LA RAIDEUR</b> .....	44
3.1.1. <u>EFFET THÉORIQUE DE L'AMORTI</u> .....	44
3.1.2. <u>TESTS <i>IN-VITRO</i> DE L'AMORTI</u> .....	45
3.1.3. <u>LES FORCES DE RÉACTION AU SOL <i>IN-VIVO</i></u> .....	45
3.1.4. <u>LA RÉPARTITION DES PRESSIONS PLANTAIRES</u> .....	46
3.1.5. <u>AUTRES MESURES D'ÉVALUATION DE L'AMORTI</u> .....	46
3.1.6. <u>MESURE DES GRF REVISITÉE</u> .....	47
<b>3.2. INFLUENCE DE LA MASSE</b> .....	50
<b>3.3. INFLUENCE DE LA STABILISATION</b> .....	51
<b>3.4. LA COURSE PIEDS NUS</b> .....	51
<b>4. HYPOTHÈSES DE TRAVAIL ET BUTS DE L'ÉTUDE</b> .....	56
<b><u>ÉTUDE I : COMPARAISON MÉCANIQUE DE LA COURSE PIEDS NUS ET CHAUSSÉE</u></b>	
<b>5.1. INTRODUCTION</b> .....	63
<b>5.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES</b> .....	66
<b>5.3. RÉSULTATS</b> .....	69
<b>5.4. DISCUSSION</b> .....	72

**ÉTUDE II : ÉVOLUTION DES PARAMÈTRES MÉCANIQUES CHEZ LE SUJET ENTRAÎNÉ À LA COURSE SUR TAPIS ROULANT.**

<b>6.1. INTRODUCTION.....</b>	<b>80</b>
<b>6.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES.....</b>	<b>82</b>
<b>6.3. RÉSULTATS.....</b>	<b>85</b>
<b>6.4. DISCUSSION.....</b>	<b>88</b>

**ÉTUDE III : DIFFÉRENCE DE CONSOMMATION D'OXYGÈNE ENTRE LA COURSE PIEDS NUS ET CHAUSSÉE : EFFET CHAUSSURE OU EFFET MASSE ?**

<b>7.1. INTRODUCTION.....</b>	<b>98</b>
<b>7.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES.....</b>	<b>100</b>
<b>7.3. RÉSULTATS.....</b>	<b>104</b>
<b>7.4. DISCUSSION.....</b>	<b>107</b>

<b><u>CONCLUSION GÉNÉRALE.....</u></b>	<b>115</b>
--	------------

<b><u>RÉFÉRENCES.....</u></b>	<b>125</b>
-------------------------------	------------

<b><u>ANNEXES.....</u></b>	<b>138</b>
----------------------------	------------

# INTRODUCTION GÉNÉRALE

L'homme court depuis toujours. Sans doute courait-il alors qu'il ne savait pas encore marcher. Une théorie dit même que le redressement des hominidés sur les pattes arrière n'a laissé aucune autre possibilité que de courir droit devant pour se rattraper. Aujourd'hui, on observe véritablement la tendance inverse, en effet nous passons près de 80 % de notre temps assis ou même couchés. La course est devenue un moyen de locomotion exténuant.

A la fin des années 70, la vogue du jogging modifiait profondément les mœurs. Courir le marathon cessait d'être une pratique inhumaine et l'effort physique n'était plus une activité indécente. Le corps se libère peu à peu et les pieds eux commencent à souffrir de cet enthousiasme. Les sols sont maintenant recouverts d'asphalte ce qui provoque des douleurs que ne donnaient pas les chemins d'autrefois.

Cette vogue du jogging ainsi que l'objectif financier des fabricants de chaussures de sport voulant acquérir et maintenir une avance technologique et commerciale vis-à-vis de la concurrence nous ont conduit à faire la synthèse des recherches en physiologie et en biomécanique effectuées dans le domaine de la course à pied (Parties 1 et 2 de l'Introduction Générale).

Ce contexte a ensuite suscité des études plus spécifiques concernant l'influence du chaussage sur les paramètres physiologiques et biomécaniques de la course à pied (Partie 3 de l'Introduction Générale).

Enfin à partir de l'analyse des études effectuées dans la littérature, les orientations de ce travail de thèse ont été définies et présentées (Partie 4 de l'Introduction Générale).

## 1. LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED

### 1.1. DÉFINITION

Les travaux précurseurs de Antoine-Laurent de Lavoisier (1743-1794) ont abouti à deux lois de biométrie, peut-être les premières qui aient été énoncées: d'une part, la relation entre la fréquence cardiaque et la puissance mécanique développée au cours de l'exercice; d'autre part, entre la consommation d'oxygène et les fréquences respiratoire et cardiaque. Les données de la physiologie moderne montrent que ces lois sont exactes. (P. Dejours, « Lavoisier physiologiste » dans « *Il y a 200 ans Lavoisier* », C. Edition Demeulenaere-Douyère, Paris: Technique et Documentation Lavoisier, 1995, p. 14).

A la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle, plusieurs auteurs, recensés par Margaria (1938), mesuraient la dépense énergétique occasionnée par un exercice de marche ou de course à pied. Margaria (1938) fut le premier à développer le concept de coût énergétique de la course à pied ( $C_r$ ).

$C_r$  représente une quantité d'énergie consommée par unité de distance parcourue, généralement normalisée en fonction de la masse corporelle du sujet (Margaria, 1938; Margaria et coll., 1963; di Prampero, 1986; di Prampero et coll., 1986).  $C_r$  est donc le rapport entre la dépense énergétique nette par unité de temps et la vitesse de déplacement ( $V$ ) :

$$C_r = (\dot{V}O_2 - \dot{V}O_{2repos}) \cdot V^{-1} \quad [1]$$

où  $\dot{V}O_2$  est exprimé en  $\text{mL} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  et  $V$  la vitesse de course en  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ :  $C_r$  peut donc être exprimé en  $\text{mL d'O}_2$  par  $\text{kg}$  de masse corporelle et par mètre parcouru ( $\text{mL} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ ) ou en  $\text{J} \cdot \text{m}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$  en utilisant l'équivalent énergétique du litre d'oxygène (entre 19,6 et 21,3  $\text{kJ} \cdot \text{l}^{-1}$  en fonction du type de substrats oxydés).

Dans les exercices de faible intensité (*i.e.* où l'énergie du métabolisme anaérobie peut-être négligée),  $\dot{V}O_2$  est calculé par la méthode de thermochimie respiratoire. A durée comparable, il existe de grandes différences de vitesse soutenue en compétition de niveau mondial en course à pied, marche, patinage de vitesse ou cyclisme. Les valeurs de consommation maximale d'oxygène ( $\dot{V}O_{2\max}$ ) étant très proches chez l'élite mondiale dans ces disciplines (Åstrand et Rodahl, 1994), cette disparité provient essentiellement du coût



énergétique. En effet d'après l'Équation [1], la vitesse moyenne est égale au rapport entre la quantité d'énergie consommée par unité de temps et le coût énergétique.

Pour une discipline donnée, l'importance du coût énergétique peut être illustrée par les données suivantes : • au sein d'un groupe d'athlète d'élite de niveau homogène, Kearney et Van Handel (1989) ont étudié des vitesses de course comprises entre 18,0 et 20,9 km.h<sup>-1</sup> pour une même valeur de consommation d'oxygène de 65 mL d'O<sub>2</sub>.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>. • La variabilité de  $C_r$  à l'intérieur d'un groupe de 16 coureurs entraînés en endurance était de 12 % à 4,5 m.s<sup>-1</sup> (Costill et coll., 1973). • Il a aussi été observé que la variabilité de  $C_r$  chez des coureurs à pied pouvait expliquer 13 % de la performance en semi-marathon ou marathon (di Prampero, 1986). Les raisons de cette disparité sont pour l'instant obscures. En course à pied, aucune relation avec l'âge, la stature, la durée ou l'intensité de l'entraînement des coureurs ne permettraient d'expliquer les différences de  $C_r$  (di Prampero, 1986; di Prampero et coll., 1986; Bourdin et coll., 1993). Williams et Cavanagh (1987) ainsi que plusieurs autres auteurs ont tenté de mettre en relation le  $C_r$  et de nombreuses variables cinétiques ou cinématiques (*e.g.* temps de contact du pied au sol (Kram et Taylor, 1990; Kram, 2000), les forces verticales (Kram et Taylor, 1990; Kram, 2000) et antéro-postérieure (Chang et Kram, 1999), le coût mécanique<sup>1</sup> (Bourdin et coll., 1995), la fréquence de foulée et la raideur musculo-tendineuse (Dalleau, 1998)). Il était conclu que les aspects mécaniques de la foulée jouent un rôle dans l'économie de course mais d'une façon complexe. Williams et Cavanagh (1987) suggéraient que d'autres facteurs d'origine physiologique (entre autres, l'utilisation fractionnelle de  $\dot{V}O_{2max}$  (Costill et coll., 1973), l'accumulation sanguine en acide lactique pendant un exercice sous-maximal (Farrell et coll., 1979)), psychologique ou biochimique jouaient certainement un rôle dans la détermination du coût énergétique.

Le coût énergétique est une notion très proche de l'économie de déplacement, qui se définit comme l'énergie métabolique consommée par unité de temps à une vitesse donnée.

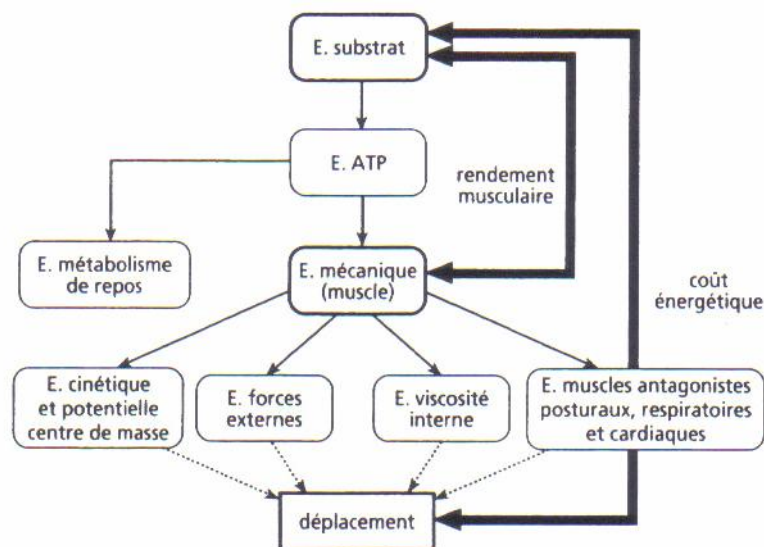
---

<sup>1</sup> Le coût mécanique (J.m<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) est le rapport entre la puissance mécanique totale (J.s<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) (travail mécanique (J.kg<sup>-1</sup>) sur un temps donné) et la vitesse (m.s<sup>-1</sup>). La puissance mécanique totale est la somme des puissances mécaniques internes (due aux mouvements des segments autour du centre de gravité du sujet) et externe (puissance pour faire face aux variations d'énergies cinétique et potentielle, aux résistances aérodynamiques et de friction et à la gravité). Parmi les différentes méthodes de calcul de la puissance mécanique, la méthode du centre de masse permettait d'obtenir la meilleure relation entre les paramètres métaboliques et mécaniques (Martin et coll., 1993). Trois méthodes de calcul du coût mécanique existent et sont basées sur : (i) la variation du centre de masse, (ii) la mesure cinématique des segments du corps, et (iii) la mesure cinétique et cinématique des segments (Belli, 1996).

En revanche, le coût énergétique ne doit pas être confondu avec le rendement musculaire ( $\eta$ ). Le rendement musculaire est le rapport entre l'énergie mécanique et l'énergie libérée lors de la dégradation des substrats. La Figure (1) illustre la différence entre  $C_r$  et  $\eta$  (Candau et coll., 1995).

Le coût énergétique dépend donc à la fois du rendement musculaire et de l'habileté technique de l'athlète.

Le rendement musculaire est essentiellement influencé par la nature de la contraction, *i.e.* concentrique *versus* excentrique (Abbott et coll., 1952), le type de fibres (Wendt et Gibbs, 1974), la vitesse de contraction musculaire (Hill, 1922), la restitution d'énergie élastique lors du cycle étirement-raccourcissement (Goubel, 1987). Ainsi des modifications de longueur de la foulée en course à pied (Kaneko, 1987; Dalleau, 1998) ou de fréquence de pédalage en cyclisme (Hagberg et coll., 1981; Hintzy et coll., 1999; Belli et Hintzy, 2002) sont des exemples de modifications de  $C_r$  en partie dues aux modifications de rendement musculaire. Il est important de noter les écarts importants de rendement (31 % à 197 %) en course à pied relevés la littérature scientifique, les méthodes de calcul du coût mécanique étant très différentes selon les études (Williams, 1985; Belli, 1996).



### Représentation schématique de la transformation d'énergie chimique contenue dans les substrats en énergie mécanique

D'après Candau et collaborateurs (1995)

L'étape de conversion de l'énergie chimique en énergie mécanique est réalisée avec des pertes importantes (75 % pour le muscle isolé) et est appelée rendement musculaire. L'énergie mécanique développée par les muscles pour produire un mouvement est orientée pour faire face : (i) aux variations d'énergie potentielle et cinétique du centre de masse, (ii) aux forces externes (résistances aérodynamiques, résistances de friction, force due à la gravité lors d'une progression en terrain ascendant), (iii) aux mouvements des segments autour du centre de masse, (iv) à l'activité des muscles posturaux, respiratoires, du cœur et muscles antagonistes. La transformation de l'énergie mécanique développée par les muscles en un déplacement dépend de l'habileté de l'athlète. L'athlète qui possède une grande économie de déplacement s'efforce de minimiser les accélérations-décélérations et les oscillations verticales du centre de masse, les résistances aérodynamiques et de friction.

Figure (1)

L'habilité technique peut être caractérisée comme la capacité à minimiser le coût mécanique de la locomotion. Il a été rapporté de façon intéressante que la dépense énergétique pour lutter contre les résistances aérodynamiques était similaire en marche, course à pied, cyclisme et patinage de vitesse (di Prampero, 1986).

La différence de vitesse entre ces disciplines s'explique donc par la dépense énergétique pour lutter contre les autres résistances (essentiellement les variations d'énergies cinétique et potentielle et les résistances de friction). La fraction de la dépense énergétique totale pour lutter contre les forces non-aérodynamiques varie dans une fourchette de 1 à 20, la plus faible valeur étant mesurée en cyclisme et la plus haute en marche (ou en course pour des valeurs de 7,5-8 km.h<sup>-1</sup>).

## **1.2. FACTEURS DE VARIABILITÉ DU COÛT ÉNERGÉTIQUE**

### **1.2.1. INFLUENCE DE L'ÂGE, DU SEXE, DES DIMENSIONS CORPORELLES**

#### **L'âge**

L'amélioration du  $C_r$  avec l'âge serait une conséquence de la maturation et/ou de l'entraînement en course à pied (Daniels et Oldridge, 1971; Daniels et coll., 1978a). En effet il est clairement établie dès 1952, que  $\dot{V}O_2$  (exprimé en mL.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) chez des enfants pré-pubères courant à une vitesse donnée était plus élevé que celui d'enfants plus âgés ou d'adultes courant à la même vitesse (Åstrand, 1952). D'autres études, recensées plus tard par Krahenbuhl et Williams (1992), ont confirmé cette observation (MacDougall et coll., 1983; Rowland et Green, 1988; Krahenbuhl et coll., 1989). Cependant, en dépit d'une absence complète d'entraînement, une amélioration significative de l'économie de course a été observée lors d'une étude longitudinale menée sur de jeunes garçons (Krahenbuhl et coll., 1989). Les travaux de Bourdin et collaborateurs (1993) montrent que si le  $C_r$  diminue avec l'âge c'est qu'une augmentation de la masse y est associée. L'hypothèse de la maturation est elle aussi rejetée par ses mêmes auteurs.

### Le sexe

La littérature sur ce sujet rapporte des conclusions opposées. En 1952, Åstrand (1952) ne montre aucune différence concernant l'économie de course de jeunes garçons comparée à celle de jeunes filles. Plus tard, nombreuses études suggèrent également que  $\dot{V}O_2$  rapporté à la masse corporelle n'est pas significativement différent lorsque les populations entraînées des deux sexes sont comparées (Daniels et coll., 1978b; Davies et Thompson, 1979; Sparling et Cureton, 1983; Bunc et Heller, 1989). Par contre, Bransford et Howley (1977) ont obtenu un  $\dot{V}O_2$ , rapporté à la masse corporelle, inférieur chez des hommes entraînés, ou non, comparativement à celui des femmes, entraînées ou non, courant à la même vitesse. Dans ce sens encore, Howley et Glover (1974) et Bhambhani et Singh (1985) rapportent des valeurs de coût énergétique au mile ou au kilomètre significativement plus faibles chez l'homme. De même, Daniels et Daniels (1992) constatent que, pour une même vitesse absolue, les hommes ont une meilleure économie de course que celle des femmes dans un groupe de coureurs d'élite. Cependant la valeur plus élevée de  $C_r$  souvent rapportée chez la femme s'expliquerait par sa masse inférieure (Bourdin et coll., 1993). Ces résultats pourraient alors expliquer les résultats précédemment rapportés sur l'équivalence de  $\dot{V}O_2$  homme-femme (Daniels et coll., 1978b; Davies et Thompson, 1979; Sparling et Cureton, 1983; Bunc et Heller, 1989). De plus, par rapport à l'homme, la femme serait davantage susceptible d'améliorer son  $C_r$  sous l'effet de l'entraînement (Bourdin et coll., 1993).

### Les dimensions corporelles

Chez l'enfant (Mayers et Gutin, 1979; MacDougall et coll., 1983) comme chez l'adulte (Lacour et coll., 1990), il existe une corrélation négative entre  $C_r$  et la taille. La littérature rapporte de la même manière, une corrélation négative entre la masse corporelle et le  $C_r$  (Williams et coll., 1987; Bergh et coll., 1991; Padilla et coll., 1992). Il est cependant difficile de dissocier l'importance relative de ces deux facteurs, la masse corporelle et la taille étant deux paramètres fortement corrélés.

Les résultats de la littérature rapportent que le  $C_r$  rapporté à la masse corporelle n'est pas indépendant de celle-ci (Bergh et coll., 1991; Padilla et coll., 1992; Bourdin et coll., 1993; Svedenhag et Sjodin, 1994). Plusieurs auteurs ont alors proposé d'affecter un exposant

inférieur à l'unité pour pouvoir comparer des individus indépendamment de leur masse. Bourdin dans son travail de thèse (Bourdin, 1995) a obtenu une pente de relation  $C_r$ -masse horizontale lorsque, dans un groupe de coureurs,  $C_r$  est rapporté à la masse élevée à l'exposant 0,74 ; la valeur moyenne de  $C_r$  obtenue est alors égale à  $0,522 \pm 0,028 \text{ mL d'O}_2 \cdot \text{kg}^{-0,74} \cdot \text{m}^{-1}$ .

### 1.2.2. INFLUENCE DE L'ENTRAÎNEMENT

L'influence de l'entraînement, comme c'est le cas pour les autres facteurs de variabilité du  $C_r$  rapportés précédemment, montre une certaine divergence de résultats. De nombreuses études ont démontré l'effet de l'entraînement sur le  $C_r$  et ce pour une durée d'entraînement conséquente (Daniels et Oldridge, 1971; Daniels et coll., 1978a; Conley et coll., 1981; Conley et coll., 1984; Svedenhag et Sjodin, 1994). En effet, aucune amélioration de  $C_r$  n'a été rapportée par Daniels et collaborateurs après une période d'entraînement de deux mois (Daniels et coll., 1978b).

De plus il est évident dans la littérature que la part relative à l'influence de l'âge, ou des dimensions corporelles est difficile à dissocier des effets de l'entraînement sur le  $C_r$  (Bourdin et coll., 1993).

D'autre part il est important de distinguer la population étudiée. En effet, si l'on se focalise sur la discipline course à pied, les coureurs de fond ou de demi-fond ne montrent pas les mêmes effets sur l'amélioration de  $C_r$ . L'entraînement à la course de fond représente une part relative de course à vitesse sous maximale plus importante que l'entraînement à la course de demi-fond dont une grande partie se déroule à des vitesses plus élevées. Pour cette raison, l'entraînement à la course de fond aurait pour conséquence une amélioration plus importante de l'économie de course. Les résultats obtenus par Daniels et Daniels (1992) qui ont comparé des coureurs de fond et de demi-fond tendent à corroborer cette hypothèse qui pourrait en partie expliquer les divergences observées dans la littérature en ce qui concerne l'influence de l'entraînement sur  $C_r$ .

## **2. ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA COURSE À PIED**

### **2.1. CINÉMATIQUE DE LA COURSE À PIED**

Les systèmes de mesure cinématique reposent sur la connaissance de la position, de la vitesse ou de l'accélération d'un objet. Dans l'étude du corps humain en mouvement, ce dernier est toujours considéré comme un point matériel. En négligeant l'action individuelle des membres du corps, on aborde les déplacements aériens tel que les sauts, les plongeurs ou encore les mouvements gymniques. Cette approche sert aussi à décrire la trajectoire des engins tels que les ballons, balles de golf, de tennis ou encore de base-ball.

Ces connaissances sont ensuite développées à l'analyse du mouvement de tous les segments. Selon les systèmes de mesure, il est alors possible d'appréhender la cinématique d'un sujet courant sur un tapis roulant. Il existe toute une gamme d'instruments variant en taille, en précision et en prix. Les principaux ainsi que leurs limitations sont présentés ci-après.

#### **2.1.1. L'ANALYSE VIDÉO**

##### Outils, méthodologies, limites

L'image des caméras vidéo est numérisée et stockée directement sur un ordinateur. On recense deux types distincts de systèmes : Certains font usage de points de repères ou de capteurs actifs tels que des diodes émettrices de lumière (LED). La source de lumière est dans l'infrarouge et par conséquent invisible à l'œil. La vitesse d'acquisition de ces systèmes peut atteindre 300 Hz. D'autres, tels que les systèmes ELITE (Italie), MOTION ANALYSIS (États-Unis) ou encore VICON (Grande-Bretagne), utilisent des pastilles réfléchissantes ou des capteurs passifs. La lumière du jour ou une lumière infrarouge est réfléchie avant d'être captée par les caméras vidéos. La vitesse d'acquisition varie entre 50 et 240 Hz. Ces systèmes permettent l'analyse tridimensionnelle du mouvement humain. Le sujet étudié est muni de capteurs actifs ou passifs; puis il défile devant les caméras. L'analyse tridimensionnelle est rapide et permet, avec les progrès des logiciels, le traitement d'un grand nombre d'images. Ces systèmes sont malgré tout coûteux, complexes à maîtriser et présentent d'importantes erreurs lors de l'acquisition.

Les sources d'erreur sont nombreuses, les principales sont citées ci-après (Allard et Blanchi, 2000):

- dans l'analyse du mouvement humain :

û problème de précision dans la position des marqueurs sur la peau et *a fortiori* sur les vêtements (mouvements des tissus mous : glissement de la peau sur les muscles, contraction musculaires

û le centre de rotation des articulations change au cours du mouvement

- mouvement involontaire de la caméra, provoqué par des vibrations par exemple

- déformation de l'image due aux erreurs optiques des lentilles de l'objectif, en particulier lors du relevé des points en bord de champ de vision

- erreurs de perspective et de parallaxe. Le parallaxe désigne le déphasage entre l'axe optique de la caméra et l'axe de visée

- erreur de pointage des repères anatomiques (pointage manuel, automatique ou semi-automatique)

Il est important de noter aussi qu'à partir des données de déplacement, permises par l'enregistrement vidéo, on peut par dérivation obtenir les valeurs correspondantes de vitesse et d'accélération. Cependant l'erreur importante commise lors de l'acquisition prend des proportions non négligeables sur les valeurs de vitesse et encore plus sur les données d'accélération, et ce d'autant plus si les intervalles de temps sont faibles.



#### Photographies de l'homme en costume noir à bandes blanches

D'après E.J. Marey 1883

Image d'un coureur en costume noir à lignes réfléchissantes (chronophotographie partielle). Le costume noir à lignes brillantes sur les membres, réduit le sujet à une image "partielle" ou "géométrique" formée de lignes en mouvement. Marey obtient ainsi des graphiques (très "abstraites") plus facilement interprétables pour le physiologiste. Dans « la photographie du mouvement » par Michel Frizot.

Figure (2)

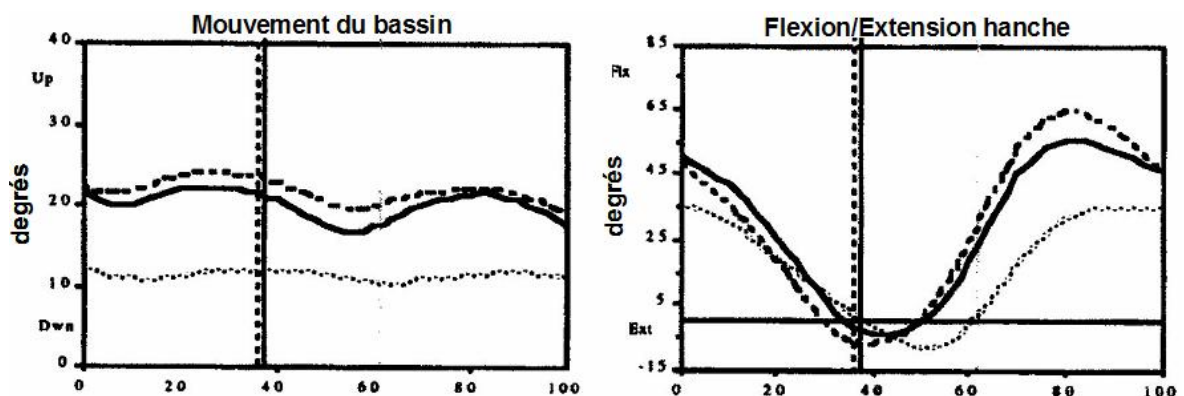
En effet, les quelques millimètres d'erreur notés sur les valeurs brutes de positions prendraient des proportions telles sur les données d'accélération qu'elles seraient totalement aléatoires. Ces erreurs relevées sur les données brutes sont principalement dues aux bruits (parasites brouillant le signal).

### Principaux résultats de la littérature

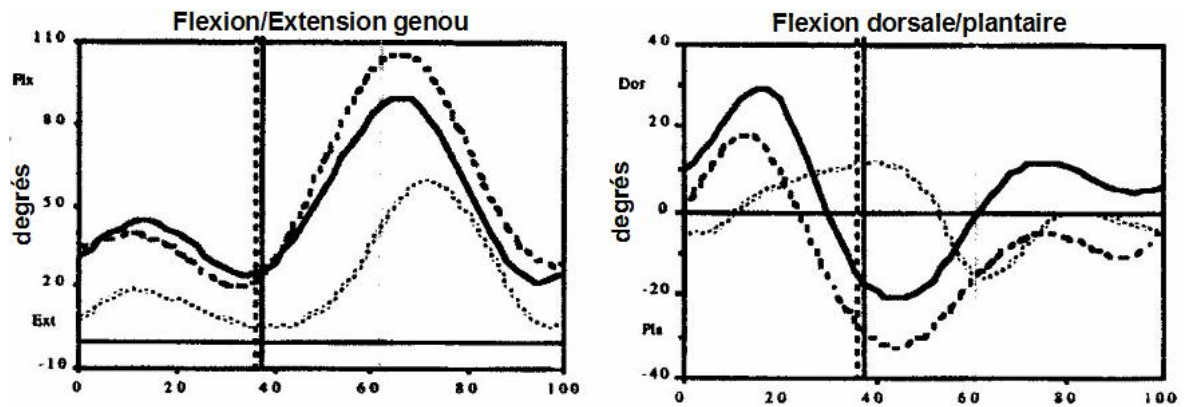
Marey et Demeny sont à la base des premiers travaux de chronophotographies (Figure (2)). A la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle, ces derniers nous proposent les premières études descriptives de la course à pied. Depuis, les progrès technologiques, concernant notamment la vitesse d'acquisition des caméras, ont permis d'étudier plus en détails le mouvement humain et de connaître en outre les déplacements du centre de masse du sujet lors de la course à pied (Minetti et coll., 1994). De manière schématique, un cycle de course se décompose en deux phases : la phase de vol (élévation et redescende, sous l'effet de la gravité) et la phase de contact. Le contact au sol se fait avec le talon ou l'avant-pied selon les sujets (Cavanagh, 1987) et la vitesse de course (Mero et coll., 1992; Anderson, 1996).

La revue de littérature de Novacheck (1998) nous propose la description dans les trois dimensions des mouvements de bassin, hanche, genou, cheville au cours d'un cycle complet de course ou de marche (Figure (3)).

L'analyse vidéo permet aussi d'informer sur le déplacement angulaire de chaque membre étudié ainsi que la vitesse et l'accélération angulaire. Au niveau du pied d'un coureur, certains auteurs ont ainsi pu appréhender les mouvements de rotation tel que la pronation ou la supination et ainsi renseigner sur l'impact de chaussures de sport en dynamique (De Wit et coll., 1995; De Wit et coll., 2000).







### Données cinématiques de la course à pied, du sprint et de la marche

*D'après Novacheck (1998)*

Mouvement du bassin, de la hanche, du genou et de la cheville lors de la course (trait continu), du sprint (tirets gras) et de la marche (pointillés) au cours d'un cycle complet. Chaque graphique débute et finit au moment du contact au sol. La barre verticale représente le moment où le pied quitte le sol. La position de la hanche correspond à la position du fémur par rapport à la position du bassin. Les mouvements de flexion/extension représentent l'angle entre le fémur et le tibia. La flexion dorsale et plantaire correspond à la position du pied par rapport au tibia.

Figure (3)

L'utilisation des systèmes d'analyse vidéo est toujours à ce jour une piste pour la détermination du travail mécanique interne chez le coureur à pied. Le travail interne en course à pied n'est pas négligeable dans la détermination du travail mécanique total puisqu'il constitue chez l'homme 25 à 40 % du travail mécanique total (Saibene et Minetti, 2003). Le travail interne est d'après la littérature dépendant de la vitesse de déplacement (Cavagna et Kaneko, 1977), de la fréquence de foulée (Minetti et Saibene, 1992; Minetti et coll., 1995) de la masse des segments et du « duty factor » (Minetti, 1998). Les travaux de Minetti et collaborateurs (Minetti et Saibene, 1992; Minetti, 1998) proposent une équation mathématique permettant l'estimation indirecte du travail mécanique interne. Néanmoins, l'importance de la part du travail interne dans la détermination du travail mécanique total pose la question de la nécessité d'une méthode de mesure plus précise que celle, indirecte, proposée par l'équation théorique de Minetti et collaborateurs (Minetti et Saibene, 1992; Minetti, 1998).

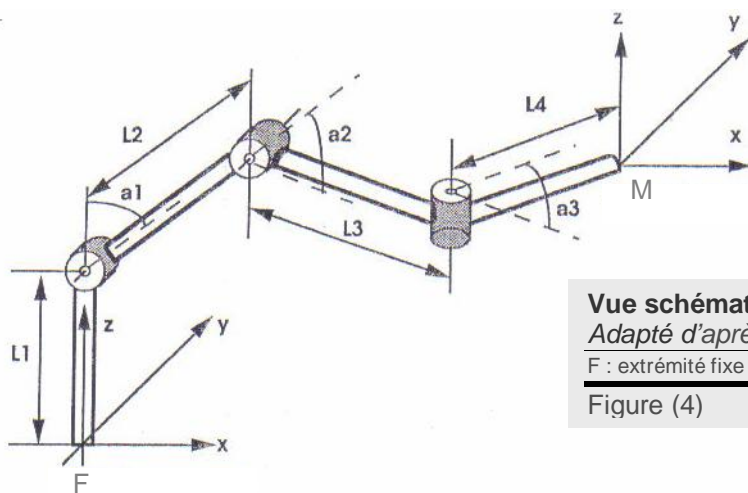
#### 2.1.2. LE BRAS CINÉMATIQUE

##### Outil, méthodologies, limites

En 1992, Belli et collaborateurs (1992) ont mis au point et validé un appareil simple appelé bras cinématique (KA) (Figure (4)). Le pourcentage d'erreur des mesures réalisées avec le

KA est égal ou inférieur à celui observé lors d'analyses effectuées avec d'autres méthodes de mesure (Belli et coll., 1993).

Le KA est constitué de 4 barres rigides articulées entre elles. A chaque articulation, un codeur optique mesure l'angle entre 2 segments adjacents. Il est alors possible de mesurer le déplacement instantané d'une extrémité (l'extrémité mobile) par rapport à l'autre extrémité (extrémité fixe de référence). Le KA est généralement fixé au niveau de la taille des sujets. Les données anthropométriques de Dempster (1955) et les calculs effectués d'après les résultats de Clauser et collaborateurs (1969) permettent de conclure que la position de cette extrémité libre, sur la taille des sujets, correspond approximativement à celle du centre de masse (CM).



**Vue schématique du Bras cinématique**  
Adapté d'après Belli et collaborateurs (1992)

F : extrémité fixe de référence ; M : extrémité mobile.

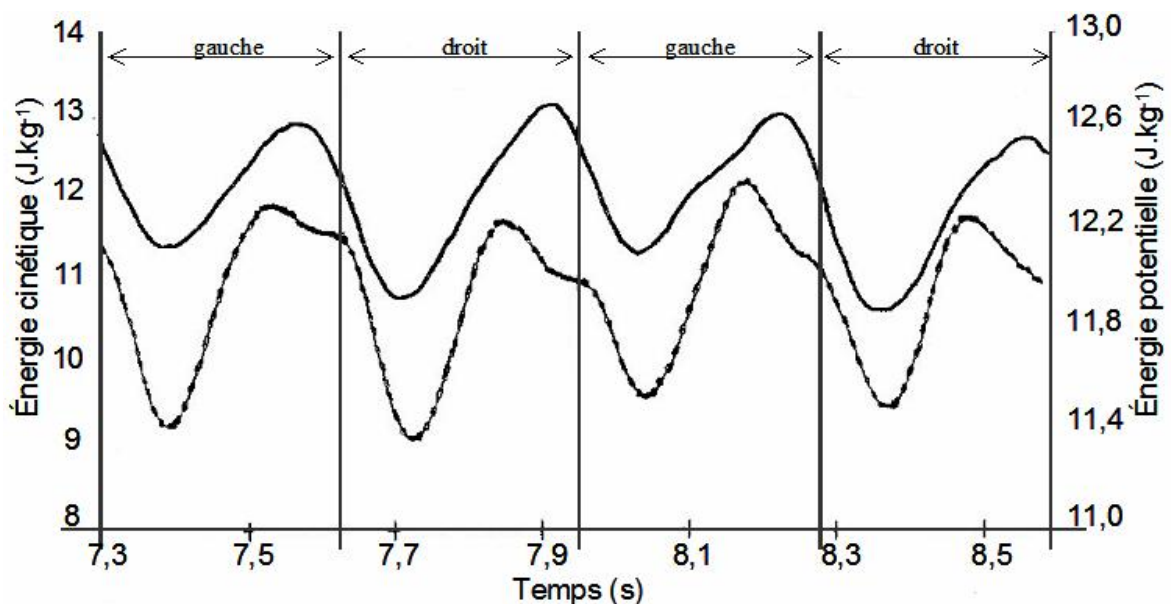
Figure (4)

Bourdin et collaborateurs (1995) ont appréhendé les facteurs mécaniques de variation du coût énergétique de la course à pied en utilisant la technologie du KA. De leurs travaux ressortent quelques limites quant à l'utilisation de cet appareil. En effet, les auteurs précédemment cités rapportent des valeurs de travail mécanique (notamment de travail cinétique) très supérieures à celles obtenues par l'équipe de Cavagna qui font références (Cavagna et coll., 1964). Plusieurs causes possibles de cette surestimation ont été discutées lors du travail de thèse de Bourdin (1995). Une hypothèse concerne le point de fixation du bras cinématique. Les résultats de l'étude de Cavagna et collaborateurs (1964) montrent que le mouvement antéro-postérieur du tronc est minimum si l'accéléromètre est fixé à environ 45 cm au dessus du coccyx. Or le KA était fixé (Bourdin, 1995; Bourdin et coll., 1995) au-dessus de ce point, les auteurs ont par conséquent émis l'hypothèse que le KA enregistrerait ce mouvement du tronc et que les variations d'énergie cinétique mesurées seraient en fait surestimées à cause de la prise en compte des mouvements de bascule antéro-postérieure du tronc. La seconde hypothèse concerne les variations de vitesse de la

bande du tapis roulant. En effet à chaque contact du pied avec la bande du tapis, cette dernière est décélérée puis accélérée dans la phase propulsive du contact. L'impact de ces variations de vitesse horizontale du centre de masse n'a, à notre connaissance, jamais été exploré d'un point de vue mécanique.

### Principaux résultats de la littérature

Peu d'études de la littérature recensent des données de travail mécanique obtenues par l'utilisation du KA. En 1995, Bourdin et collaborateurs (1995) ont utilisé le KA et rapportent une relation significative coût énergétique/coût mécanique de la course à pied en condition normale et chargée (Bourdin et coll., 1995). En 1998, Candau et collaborateurs utilisent pour la première fois le KA pour étudier les facteurs mécaniques de la course à pied en condition de fatigue (Candau et coll., 1998). Les auteurs rapportent à nouveau la relation déjà observée par Bourdin et collaborateurs (1995) mais n'obtiennent pas de relation entre coût énergétique/coût mécanique de la course à pied en condition de fatigue. Un exemple des variations d'énergies cinétique et potentielle observées en course à pied et recueillies par le KA, pour un sujet, en condition de non-fatigue est rapportée dans la Figure (5). Les valeurs de travail cinétique et potentiel relevées dans la littérature sont rapportées dans le Tableau 1.



#### **Evolution du travail cinétique et du travail potentiel observée en course à pied recueillie par le Bras Cinématique**

*Adapté de Candau et collaborateurs (1998)*

Variations d'énergies cinétique (ligne discontinue) et potentielle (ligne continue) pour un sujet en condition de non-fatigue. Quatre pas successifs sont représentés. Les barres verticales indiquent le début du contact du pied avec la bande du tapis roulant.

Figure (5)

	Vitesse ( $m.s^{-1}$ )	$W_{cin}$ ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ )	$W_{pot}$ ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ )
Bourdin et coll. 1995	3,61	2,09	0,82
	5	2,38	0,49
Candau et coll. 1998	4,53	1,89	0,47

**Travail cinétique et travail potentiel mesurés avec le Bras Cinématique**

Valeurs des travaux cinétique ( $W_{cin}$ ) et potentiel ( $W_{pot}$ ) en course à pied relevées dans la littérature.

Tableau 1

### 2.1.3. LES ACCÉLÉROMÈTRES

#### Outil, méthodologies, limites

Les accéléromètres peuvent eux aussi être utilisés dans l'analyse cinématique de la course à pied. Les données recueillies par les accéléromètres sont par définition des valeurs d'accélération. Les accéléromètres sont des capteurs actifs sensibles aux changements de vitesse ou à l'application de forces externes. Ces capteurs, pourtant très légers, sont capables d'enregistrer des accélérations de l'ordre de 200 fois l'accélération due à la gravité. Il existe deux types d'accéléromètres, des accéléromètres uni-axiaux permettant des mesures dans un seul axe ou une seule direction, et des accéléromètres tri-axiaux qui permettent d'enregistrer les données dans les trois plans de l'espace. À partir des données d'accélération il est possible d'obtenir les valeurs correspondantes de vitesse et de déplacement par intégrations successives. Ainsi directement mesurées, les valeurs d'accélération présentent moins d'erreurs que celles obtenues par dérivation des données de déplacements comme présenté précédemment. Cependant l'utilisation des accéléromètres présente elle-aussi des limites que nous présentons maintenant. Tout d'abord, les accéléromètres doivent être fixés de manière rigide à l'objet, sur un sujet humain cette première condition est difficilement réalisable ; les accéléromètres enregistreront du bruit de vibration provenant du mouvement du capteur sur la peau. L'accéléromètre uni-axial doit être orienté dans la même direction que celle du mouvement (l'utilisation de ces capteurs ne permet d'enregistrer que l'accélération tangentielle ou radiale lorsque le capteur est placé sur une jambe ou un bras). L'utilisation de l'accéléromètre tri-axial solutionne en partie ce problème. Enfin, ces types de capteurs sont

très fragiles, très sensibles aux bruits provenant des vibrations et nécessitent d'être utilisés en nombre important pour bien quantifier le mouvement segmentaire.

#### Principaux résultats de la littérature

Nigg (1986) a utilisé la méthodologie des accéléromètres pour appréhender différents types de chaussage (pieds nus, chaussures à pointes, chaussures à semelle fine et à semelle épaisse) sur deux types de terrain (herbe et surface artificielle). Ces études montrent que le type de chaussage a une incidence sur l'amplitude d'accélération mesurée au niveau du talon lorsque le sujet est mesuré sur une surface artificielle alors qu'il n'en a pas sur herbe. L'auteur propose même d'aborder les données d'accélérométrie comme représentatif de l'impact de force au sol. Enfin, les accéléromètres permettent de rendre compte de la propagation de l'onde de choc des pieds jusqu'à la tête.

## **2.2. DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED**

Les systèmes de mesure dynamique permettent eux entre autres, la mesure du temps d'appui, des forces exercées selon les trois directions de l'espace et des trois moments de force. Ils permettent également d'accéder à d'autres paramètres comme les impulsions de translation ou variation de quantité de mouvement. L'impulsion de translation dépend de la grandeur de la force exercée et de son temps d'application. Elle nous est donnée par le calcul de la surface de la courbe comprise entre les coordonnées de l'axe des temps. L'impulsion produite au cours de l'appui au sol s'exprime en  $\text{Newton} \times \text{seconde}$  (N.s) et est calculée pour chacun des trois axes.

Les systèmes de mesure dynamique permettent également la mesure des coordonnées, dans le plan horizontal (en x et y) du centre des pressions ou point d'application de la réaction R. Quand les forces horizontales sont nulles, la détermination de la position instantanée du centre des pressions permet de définir la ligne de gravité du corps, qui est la verticale passant par le centre de gravité.

Selon les systèmes de mesure, il est alors possible d'appréhender l'analyse dynamique chez un coureur. Il existe différents appareils de mesure, tous se basent sur un outil particulier : la plate-forme de force. Les principaux systèmes de mesure ainsi que leurs limitations sont présentés ci-après.

### 2.2.1 LES PLATES-FORMES DE FORCE

#### Outil, méthodologies, limites

Les plates-formes de force ont été utilisées par de nombreux chercheurs (Cavagna, 1975; Komi et coll., 1987a; Kram et Powell, 1989) pour l'étude des forces de réaction au sol durant la phase de contact lors de la course à pied. Une plate-forme de force se compose d'une base rigide, sur laquelle sont montés quatre capteurs de forces tri-axiaux, eux-mêmes surmontés d'une plaque rigide. L'ensemble se présente comme un plateau immobile, de masse importante et sans contact avec son environnement afin de l'isoler de toute vibration extérieure (Figure (6)). La plate-forme est reliée à un ordinateur qui effectue l'acquisition des données et les calculs.

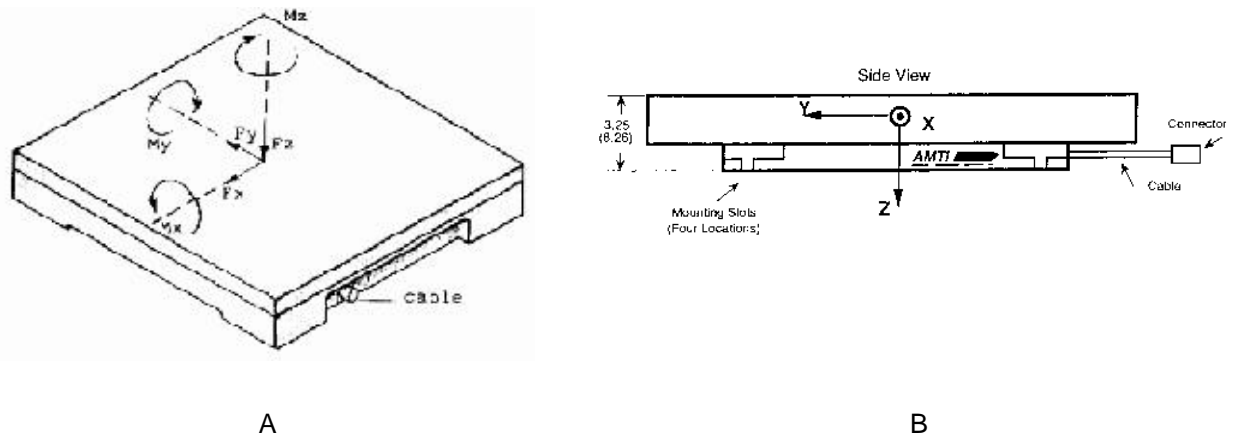
Lors de l'appui au sol, le sujet subit principalement l'action de deux forces extérieures :

- Son propre poids ( $P$ ), produit de sa masse ( $m$ ) par l'accélération due à la pesanteur ( $g$ ), selon la 2<sup>e</sup> loi du mouvement de Newton :  $P = mg$
- La force de réaction au sol ( $R$ ), il s'agit d'une force égale en grandeur, qui se produit en direction opposée à la force d'action ( $F$ ). Ce phénomène est la manifestation de la 3<sup>e</sup> loi de Newton qui énonce que lorsque deux corps sont en contact, toute action de l'un engendre une réaction de l'autre, égale et en sens contraire :  $R = - F$

Les forces de réaction entre le sol et les pieds sont mesurables par la plate-forme de force.

La caractéristique essentielle d'une plate-forme de force est d'être intégrée dans un couloir de course, ce qui permet d'effectuer l'étude dans des conditions réelles d'entraînement. Toutefois, la surface d'une plate-forme de force étant réduite, il est parfois difficile pour le coureur de naturellement « viser » la plate-forme. Souvent, les expérimentateurs procèdent à de nombreuses répétitions pour obtenir 4 à 5 pas qu'ils jugeront représentatifs de la foulée. Certains auteurs remettent en cause de ce fait la pertinence des enregistrements (Komi et coll., 1987a). D'une part, « viser » la plate-forme nécessite souvent de diminuer voire d'augmenter sa longueur de foulée (Komi et coll., 1987a). D'autre part un échantillon de pas de l'ordre de quelques foulées ne peut pas être représentatif du pattern de course d'un sujet du fait de la variabilité connue de la foulée (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). Comme solution à ce problème, le département de Biologie de l'Activité Physique de l'Université de Jyväskylä en Finlande a mis au point un système de deux rangées (une droite, une gauche) de huit plates-formes de force individuelles ( $1,5 \times 0,2$  m) montées en série (Komi et coll., 1987a). Cette succession permet d'enregistrer sur 12 m les forces de contact au sol et selon la vitesse de course d'obtenir un échantillon de pas plus important.

La dernière limite attribuable à ce système de mesure est le contrôle de la vitesse de course (Kram et Powell, 1989). Dans l'étude de Komi et collaborateurs (1987a), chaque condition de course a du être répétée plusieurs fois et était acceptée seulement quand la vitesse de course visée était atteinte ( $\pm 5\%$  de la vitesse cible), contrôlée par des cellules photos électriques.



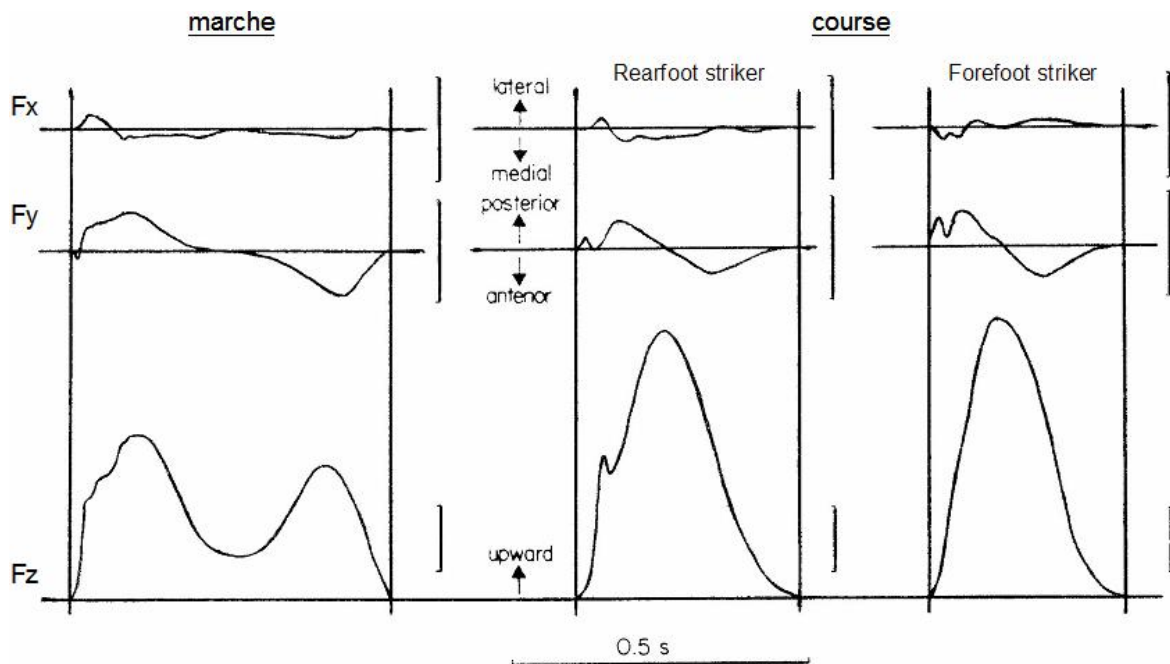
#### Schémas d'une plate-forme de force

A. vue générale ; B. vue de profil.

Figure (6)

#### Principaux résultats de la littérature

L'usage des plates-formes de force a permis de renseigner de manière exhaustive sur la dynamique de la course à pied et de la marche, de mettre en évidence des tracés de force caractéristiques et d'en appréhender les variations intra-individuelles (« rear foot » ou « fore foot strikers ») et inter-individuelles (vitesse, fréquence de foulée). Les travaux de Nilsson et Thorstensson (1989) se posent là comme une référence nous renseignant sur la variation des paramètres de forces au sol dans les trois dimensions selon la vitesse de course, le type de locomotion, et le style de course (Figure (7)). De la même manière, l'usage des plate-formes de force a permis à ces auteurs de renseigner sur la durée des temps de contact selon la vitesse de course, le type de locomotion, et le style de course (Figure (8)).



**Enregistrements représentatifs des forces de réaction au sol médio-latérales (Fx), antéro-postérieures (Fy) et verticales (Fz) lors de la marche et de la course à pied**

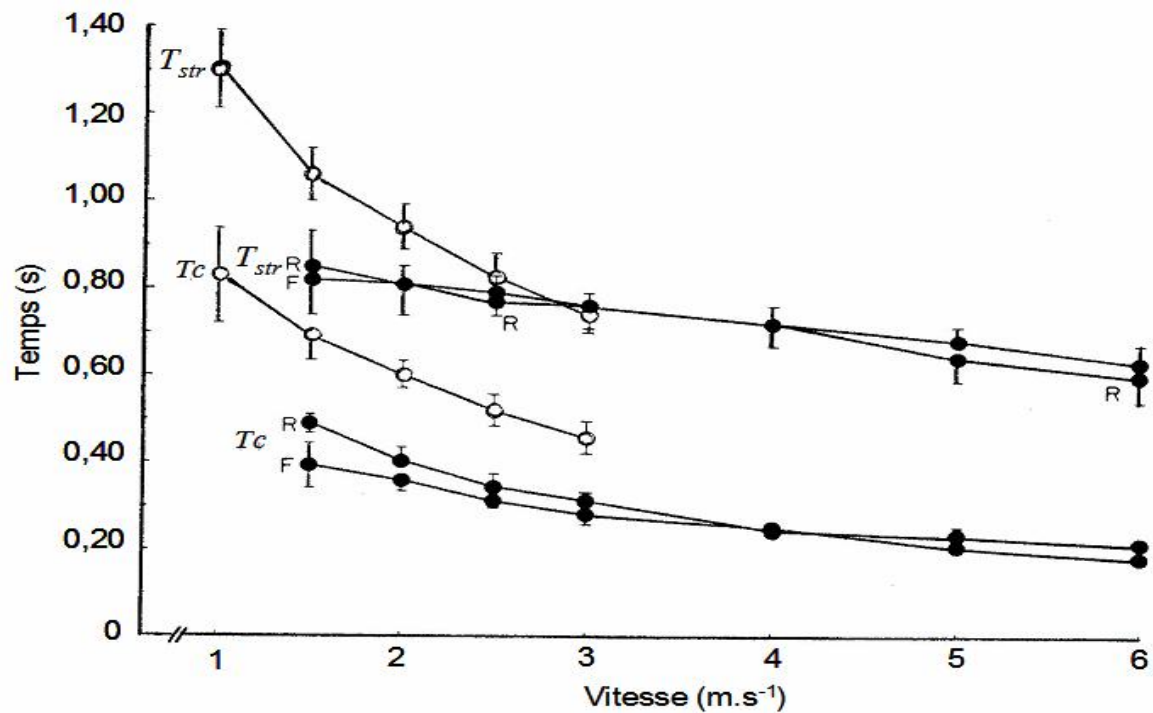
*Adapté de Nilsson et Thorstensson (1989)*

Deux styles de coureurs sont représentés les « attaquants » de sol en « rear foot » (talon) et en « fore foot » (avant du pied). La vitesse de déplacement est de  $2 \text{ m.s}^{-1}$  pour les deux types de locomotion marche et course. Les barres verticales représentent 500 N. Notons les écarts de valeurs entre les forces horizontales et verticales.

Figure (7)

Généralement, la force verticale présente deux pics. Le premier est appelé pic passif et correspond à l'impact du talon au sol (Cavanagh, 1987). Cependant, ce pic se retrouve peu chez les sujets « fore foot strikers » (Cavanagh, 1987; Nilsson et Thorstensson, 1989; Mero et coll., 1992), c'est à dire avec une pose initiale de l'avant pied au sol. Le second pic correspond à la force maximale produite lors du passage du corps à la verticale du pied. La force enregistrée lors du premier pic (150-200% PC) est généralement inférieure à celle rapportée pour le second (200-300% PC). Lors de la course sur le plat, la position verticale moyenne du CM du sujet ne varie pas, la force verticale moyenne sur un pas doit être égale au poids corporel (PC) (Cavagna et coll., 1964).





#### Valeurs moyennes des temps de contact et de foulée en fonction de la vitesse de déplacement

Adapté de Nilsson et Thorstensson (1989)

$T_c$ : temps de contact ;  $T_{str}$ : temps de stride. Evolution de  $T_c$  et de  $T_{str}$  en fonction de la vitesse lors de la marche (ronds vides) et de la course à pied (ronds pleins) pour les styles rearfoot (R) et forefoot (F).

Figure (8)

La force antéro-postérieure appliquée au sol est caractérisée par deux phases. La première correspond à la phase de freinage du corps lors du contact. Les pics de force antéro-postérieure sont d'environ 50% PC pour une vitesse de 3,3 m.s<sup>-1</sup> (Chang et Kram, 1999). Tant que le corps est en arrière du pied, la vitesse horizontale du CM décroît (Cavagna, 1975). Lorsque la force antéro-postérieure devient positive, le sujet accélère horizontalement. Si l'on considère que la force de friction de l'air est négligeable lors de la course à vitesse sous maximale (Cavagna et coll., 1964), en particulier lors de la course sur tapis roulant, à vitesse constante, la force horizontale moyenne sur un pas est alors nulle. Dans le cadre de l'analyse dynamique de la course, les impulsions verticales et antéro-postérieures sont également calculées en faisant l'intégrale (force × temps) des forces de réaction au sol correspondantes (Cavagna et coll., 1964; Cavagna, 1975; Chang et Kram, 1999). Lors de la course à vitesse constante, les impulsions de freinage et de poussée sont égales et opposées (Cavagna et coll., 1964). Lors de la course en descente ou en condition tractée, l'impulsion de freinage est supérieure à l'impulsion de poussée.

### 2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED

En 1989, Kram et Powel mettaient au point un système qui consistait à monter une plate-forme de force directement en dessous de la bande motorisée d'un tapis roulant. Leur but était déjà de mesurer les forces verticales exercées au sol par les coureurs lors de la course. La principale limite d'un tel appareillage était l'importance des forces de frictions induites par le frottement.

Plus tard Kram et collaborateurs (1998) présentaient un tapis roulant de force permettant la mesure des forces de réactions au sol à la fois verticales et horizontales. Cette fois ils montèrent le cadre du tapis roulant sur la face supérieure d'une plate-forme de force qu'ils fixèrent l'un à l'autre.

Plus récemment Belli et collaborateurs (2001) ont mis au point un tapis roulant de type ADAL 3DC (H.E.F. Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) adapté à la course à pied. Une version destinée à l'analyse de la marche et basée sur le même principe a été récemment validée (Belli et coll., 1995; Belli et coll., 2001). En suivant la même procédure que celle décrite par Belli et collaborateurs (2001), la non-linéarité du tapis a été calculée et se révèle inférieure à  $0,3 \pm 0,2$  % en vertical,  $1,4 \pm 0,3$  % en antéro-postérieur et  $0,7 \pm 0,4$  % en médio-latéral. La fréquence de résonance du tapis est de 147 Hz en vertical et de 135 Hz en horizontal.

L'ensemble de l'ergomètre est isolé mécaniquement. Toutes ces composantes, y compris le moteur et la bande roulante, sont montées sur une unique armature en métal fixée au sol par l'intermédiaire de quatre capteurs de force tridimensionnels. Seules les forces externes, c'est à dire les forces en trois dimensions (3-D) induites par les pieds lors du contact avec le tapis, sont alors mesurées par les capteurs (Figure (9)).

Le problème principal qu'il fallait résoudre était d'avoir pour le châssis du tapis une fréquence naturelle la plus haute possible. On obtient la valeur de cette fréquence naturelle (ou  $f_R$  la fréquence de résonance) par le calcul suivant :  $f_R = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}}$  où  $f_R$  est la fréquence naturelle (Hz),  $k$  la raideur ( $\text{N.m}^{-1}$ ) et  $m$  la masse (kg) de l'armature. Lors de l'élaboration de l'appareil il était alors important de minimiser la masse et de maximiser la raideur du système. Comme jusqu'à présent les cadres de tapis standards n'étaient pas destinés à cet usage particulier, une armature spécifique a été pensée et fabriquée par la société H.E.F. Tecmachine (Andrézieux-Bouthéon, France). Le cadre a été conçu en acier ordinaire

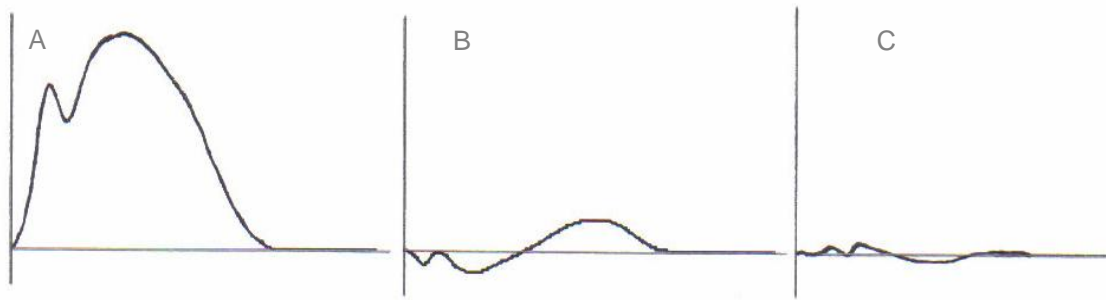
(AFNOR standardisation, type TS E 235) permettant une connexion rigide entre les composants. Des capteurs piézo-électriques (type KI 9067, Kistler, Wintertur, Suisse) ont été préférées pour leur capacité à mesurer une gamme de forces importantes. De plus la raideur de ces capteurs ( $8 \times 10^9 \text{ N.m}^{-1}$  pour la composante verticale,  $3,5 \times 10^9 \text{ N.m}^{-1}$  pour la composante horizontale ; données technique Kistler) est plus importante que celle des capteurs à jauge de contrainte. De manière à conserver une rigidité maximale de l'ensemble de l'ergomètre et à éviter une flexibilité longitudinale trop importante, la longueur de l'armature ainsi que la distance entre les capteurs de force ont été réduites au maximum tout en permettant un espace suffisant pour la pratique de la course à pied.

Les composantes électromécaniques et électroniques ont été choisies dans le but de réduire au maximum les bruits mécaniques et électriques. La bande du tapis était entraînée par un moteur à variation de phase d'une puissance de 3 kW (type LS MV 100L Leroy Somer, Saint-Étienne, France).

Une carte analogique digitale, 16 voies, 12 bits (type PC-LPM 16, National Instrument, Austin, TX, USA) a été utilisée pour recueillir les signaux de force. Une autre voie a été utilisée pour enregistrer la valeur de vitesse instantanée de la bande du tapis. Une roulette en contact avec la bande du tapis et entraînant un codeur optique (Hengstler RJ100 2V, Hengstler, Aulnay sous Bois, France) permet de connaître le déplacement de la bande avec une précision de 2053,61 points par mètre. Lors des acquisitions, la vitesse de déroulement de la bande est alors déterminée par dérivation numérique du signal de déplacement.

Les signaux de forces et de vitesse sont alors transmis à un ordinateur via la carte et peuvent être enregistrés sous la forme d'un fichier ASCII. Le signal brut de force est ensuite filtré numériquement (Butterworth, passe-bas 30 Hz) puis une foulée moyenne est définie à partir de l'ensemble des foulées enregistrées pendant 20 secondes. Le logiciel d'acquisition a été écrit sous langage Visual Basic (Microsoft, USA).

Ce tapis (type ADAL course, HEF Tecmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) permet de déterminer les forces appliquées au point de contact de chaque impact au sol (Belli et coll., 2001). L'échantillon conséquent de foulées enregistré permet de réduire l'erreur due à la variabilité inter-foulées (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). Par ailleurs, ce type de tapis ne perturbe pas plus la course du sujet que celle sur tapis roulant classique.



#### Forces de réaction au sol mesurées à l'aide du tapis de course ADAL

A. composante verticale de la force; B. composante antéro-postérieure de la force; C. composante médio-latérale de la force.

Figure (9)

### Principaux résultats de la littérature

Les données de la littérature concernant le tapis ADAL sont pauvres du fait de sa récente conception et validation (Belli et coll., 2001). Les travaux de Avogadro et collaborateurs sont les premiers résultats rapportés dans la littérature (Avogadro et coll., 2003; Avogadro et coll., 2004). Il est possible, par les données de forces de réaction au sol provenant du tapis ADAL de calculer le travail mécanique effectué par le coureur ainsi que les raideurs de jambe et verticale, la méthodologie a été récemment mise au point et validée (Avogadro et coll., 2004) et sera présentée dans le paragraphe 2.4.6 de cette introduction (INFLUENCE DE LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE).

## 2.3. ACTIVITÉ NEURO MUSCULAIRE EN COURSE À PIED

La commande nerveuse parvenant aux muscles a été largement étudiée dans la littérature et ce notamment par Edwards et Lippold qui se penchèrent sur le sujet dès les années 50 (Edwards et Lippold, 1956). Depuis, les techniques de détection du signal ont progressé et se sont affinées, de plus, la compréhension des facteurs influençant le signal électromyographique (EMG) a permis le développement de nombreuses théories, notamment certaines portant sur la fatigue neuro-musculaire (Gollhofer et coll., 1987b).

### 2.3.1. ÉLECTROMYOGRAPHIE (EMG)

La mesure de l'activité électrique parvenant au muscle permet de connaître le degré d'activation du muscle étudié (Bigland-Ritchie et Woods, 1974). L'activité EMG peut-être étudiée au moyen d'une paire (ou plus) d'électrodes de surface maintenues sur la peau et placées au niveau des muscles étudiés (Hermans et coll., 1999). Lors du passage de l'influx nerveux à la verticale de chaque électrode, celle-ci détecte le changement de potentiel électrique par rapport à la seconde électrode.

L'activité électrique transmise à un muscle est linéairement proportionnelle à la tension isométrique développée (Edwards et Lippold, 1956; Bigland-Ritchie et Woods, 1974). Cependant un peu plus tard, Woods et Bigland-Ritchie (1983) rapportaient une relation non-linéaire pour une tension inférieure ou proche de 30 % de la force maximale enregistrée lors d'un effort volontaire isométrique. Ces auteurs justifient ce dernier résultat par des paramètres anatomiques et fonctionnels. Du point de vue anatomique, la distribution des différents types de fibres au sein des couches superficielles et profondes du muscle influence le signal recueilli par des électrodes de surface. Du point de vue fonctionnel, les fibres musculaires des différents muscles étudiés sont recrutées selon un principe d'échelle (Henneman et coll., 1965), les fibres de type II (où fibres rapides : fibres musculaires squelettiques qui contiennent une myosine pourvue d'une activité ATPasique élevée) étant recrutées pour des niveaux de force plus importants que les fibres de type I (où fibres lentes : fibres musculaires squelettiques qui contiennent une myosine dotée d'une faible activité ATPasique). Lors de mouvements demandant un niveau de force supérieur à 30 % de la force maximale volontaire isométrique, les deux types de fibre sont alors recrutés (Henneman et coll., 1965). D'après Woods et Bigland-Ritchie (1983), la non-linéarité de la relation EMG/force serait principalement due aux recrutement de fibres dont la nature serait différente. La relation EMG/force devient linéaire au delà de 30-35 % de la force maximale volontaire, ceci quelque soit le muscle étudié.

### 2.3.2. MUSCLES ACTIFS EN COURSE À PIED

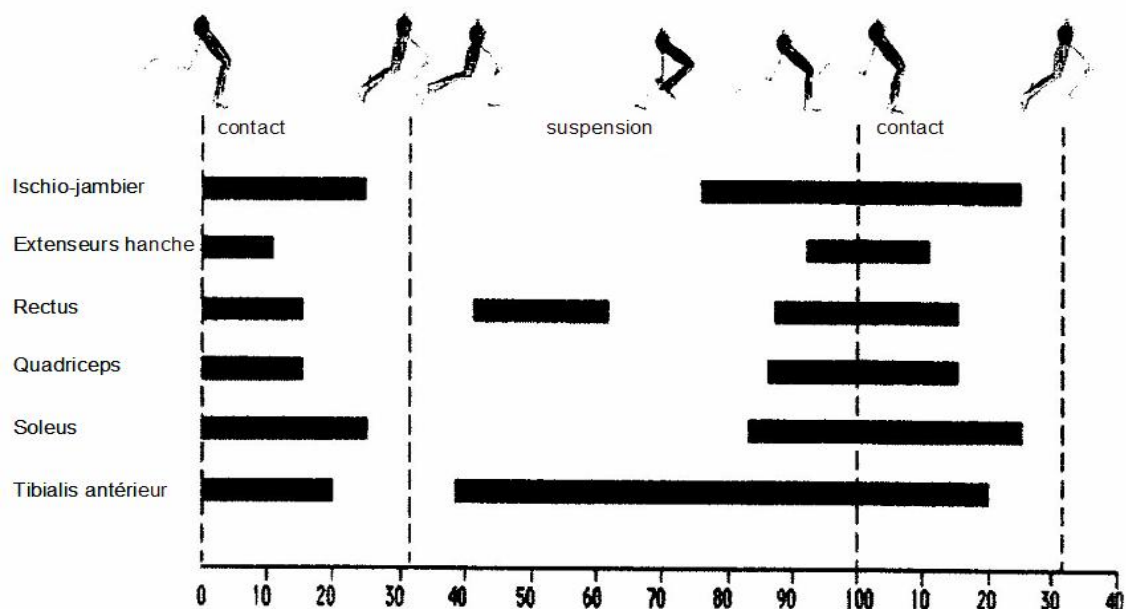
Le quadriceps (Novacheck, 1998), plus précisément, le *vastus lateralis* et le *vastus medialis* sont actifs environ 50-80 millisecondes avant le contact du pied au sol (Nilsson et coll., 1985). En tenant compte du délai électromécanique de 50-90 millisecondes (Gollhofer et coll., 1987b; Jacobs et coll., 1993), cette pré-activation permet la mise sous

tension du muscle lors de l'impact afin de résister à l'affaissement du corps lors de la phase de freinage. Le *rectus femoris* est également actif pendant la phase aérienne, pour ramener la jambe en avant du centre de masse (Nilsson et coll., 1985; Novacheck, 1998).

Les muscles *biceps femoris*, *semitendinus* et *semimembranus* participent à l'extension de la hanche au cours de la seconde partie du vol et ralentissent le mouvement du segment jambier juste avant l'impact (Novacheck, 1998). Le *tibialis anterior* demeure actif pendant 80 % du pas, participant au raidissement du membre avant l'impact par co-contraction avec le *triceps surae*. Lors du vol, le *tibialis anterior* participe à l'orientation du pied en prévision de l'impact (Nilsson et coll., 1985; Novacheck, 1998; von Tscharnier et coll., 2003). Le *triceps surae* permet également l'extension de la cheville lors du contact, après l'impact initial (Nilsson et coll., 1985; Novacheck, 1998).

Si plusieurs muscles sont actifs avant même l'impact, la totalité des groupes musculaires précédemment cités est active lors de la pose du pied afin de raidir la jambe pour résister à l'impact. Les principaux muscles des membres inférieurs en activité lors de l'activité de course à pied sont représentés sur la Figure (10).

Les bras, bien qu'actifs eux aussi lors de l'activité de course à pied, ne représentent cependant pas une masse musculaire importante. De plus, à allure sous-maximale, les bras ne servent qu'à contrebalancer le moment de rotation créé par le mouvement des jambes.



#### Activité électromyographique en course à pied

D'après Novacheck (1998) adapté de Mann et Hagy (1980)

L'activité musculaire est représentée par les barres noires. Notons le plus grand nombre de muscles en activité au moment du contact et le peu de muscle en activité au moment de quitter le sol.

Figure (10)

## 2.4. ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED

### 2.4.1. INFLUENCE DE LA VITESSE DE COURSE

Le concept d'une relation linéaire entre la vitesse et  $\dot{V}O_2$  est clairement établie dans la littérature et ce depuis 1950 si l'on se réfère à l'étude de Daniels (1985). Ainsi, Margaria et collaborateurs (1963) concluait que  $C_r$  exprimé en  $\text{kcal.kg}^{-1}.\text{km}^{-1}$  était constant et indépendant de la vitesse de course. Néanmoins Daniels et collaborateurs (1977) concluent que la relation  $\dot{V}O_2$ -vitesse n'est pas une relation linéaire mais plutôt une relation de type polynomiale du second degré si l'on se réfère aux variations de pente dans la relation  $\dot{V}O_2$ -vitesse en fonction de la vitesse étudiée. Kearney et Van Handel (1989) ont également observé que pour des vitesses faibles la pente de la relation  $\dot{V}O_2$ -vitesse était plus faible que celle obtenue pour des vitesses plus élevées, ils concluaient alors que la relation  $\dot{V}O_2$ -vitesse était légèrement curvilinéaire ou de type polynomiale. Bourdin (1995) conclue elle aussi que le  $C_r$  n'est pas indépendant de la vitesse de course et ce en fonction de la population étudiée et/ou de la vitesse de course considérée.

### 2.4.2. INFLUENCE DE LA FRÉQUENCE ET DE LA LONGUEUR DE FOULÉE

La vitesse de course est obtenue par le produit de la fréquence avec la longueur de foulée. Par conséquent l'un ou l'autre de ces deux paramètres peut entraîner des modifications de la vitesse de course. Les êtres vivants ont souvent été présentés comme capables d'optimiser naturellement leur dépense énergétique. Lors d'une augmentation de la vitesse le passage de la marche à la course chez l'homme (le même phénomène s'observe chez certains animaux comme le chien ou le cheval (di Prampero, 1986)) se fait au moment où justement l'utilisation de la course devenait plus économique que la marche.

Le choix de la fréquence de cycle à une vitesse donnée est un autre exemple d'optimisation naturelle. En effet la majorité des athlètes choisissent naturellement la fréquence de cycle qui s'avérerait la plus économique. Il n'y a donc pas une fréquence de foulée optimale à laquelle le sujet est le plus efficace, mais plusieurs fréquences optimales, chacune adaptée à la vitesse de course réalisée. Ce phénomène s'observe en cyclisme (Belli et Hintzy, 2002) mais aussi en course à pied (Cavanagh et Williams, 1982; Kaneko, 1987). Par conséquent la modification artificielle de la fréquence de foulée entraîne une altération du  $C_r$  (Cavanagh et Williams, 1982; Dalleau, 1998).

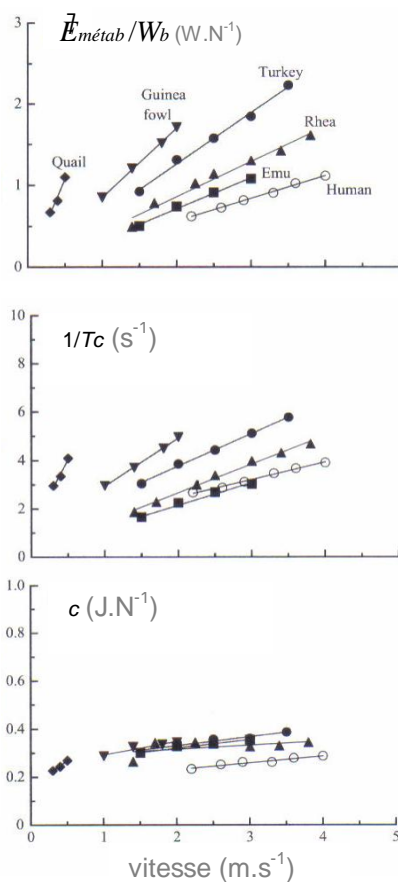
### 2.4.3. INFLUENCE DU TEMPS D'APPLICATION DE LA FORCE

Les travaux de Kram (Kram et Taylor, 1990; Kram, 2000) avancent une hypothèse selon laquelle le temps d'application de la force ( $T_c$ ) serait un facteur déterminant de la variation du  $C_r$ . En 1990, Kram et Taylor (1990) mettent en effet en évidence une forte corrélation entre la consommation d'énergie par newton de poids corporel ( $\dot{E}_{métab}/W_b$ ) et le temps d'application de la force. Cette hypothèse a été testée à différentes vitesses de déplacement, et ce sur divers types de locomotion sur des populations de tailles éloignées (des espèces comme le *Dipodomys merriami* de 35 g jusqu'à l'*Equus caballus* de 141 kg). Il en ressort que  $\dot{E}_{métab}$  est proportionnelle au rapport  $1/T_c$ . La relation suivante est alors proposée par les auteurs :  $\dot{E}_{métab}/W_b = c.1/T_c$  où  $c$  est le coefficient de coût ( $c$  est alors indépendant de la taille et de la vitesse de déplacement de l'animal considéré). L'hypothèse des auteurs est la suivante : si le temps d'application de la force est court, la force générée devra être plus importante ce qui conduit à une diminution de l'efficacité et donc à une augmentation de  $\dot{E}_{métab}$ . L'ensemble des relations établies par les auteurs est représenté sur la Figure (11). La quantité d'énergie consommée pour déplacer sur une unité de distance donnée une unité de poids est aussi prise en compte par ces auteurs, cette énergie est appelée coût de transport  $\dot{E}_{trans}/W_b$  et répond à l'équation suivante :  $\dot{E}_{trans}/W_b = \dot{E}_{métab}/(W_b.c)$ . Si l'on considère la relation qui unit la vitesse de course au rapport de la longueur du pas (distance parcourue pendant que le pied est en contact avec le sol,  $L_c$ ) sur le  $T_c$ , on peut alors en déduire la relation qui suit :  $\dot{E}_{trans}/W_b = c.1/L_c$ . Par conséquent les auteurs concluent de cette relation qu'un animal de grande taille, supposé avoir de grands membres inférieurs et donc une  $L_c$  importante, aura un coût de transport faible. Ces relations sont rapportées dans plusieurs travaux (Kram et Taylor, 1990; Roberts et coll., 1998; Kram, 2000).

Les travaux de Lejeune et collaborateurs (1998) remettent en cause les relations précédemment avancées. En effet, les auteurs comparent le coût métabolique nécessaire lors de la course dans le sable à celui nécessaire lors de la course sur sol dur. Alors que le temps  $T_c$  augmente fortement lors de la course dans le sable, le taux de consommation est alors lui aussi augmenté de 60 % si on le compare à de la course sur sol dur. En se basant sur ces résultats Lejeune et collaborateurs (1998) rejettent alors l'hypothèse d'une augmentation du coût métabolique lorsque le temps d'application de la force est court comme précédemment énoncé. Une autre solution d'interprétation est de considérer que



lors de la course sur le sable, les muscles produisent à la fois une force pour supporter le poids du corps et aussi pour effectuer un travail mécanique nécessaire à la déformation du sable. Le coût métabolique rapporté par Lejeune et collaborateurs (1998) rend compte de la combinaison d'une production de force et de travail mécanique.



### Facteurs mécaniques et consommation d'énergie

Adapté d'après Roberts et collaborateurs (1998)

Evolution de la consommation d'énergie par newton de poids corporel ( $\dot{E}_{\text{métab}}/W_b$ ) ; de l'inverse du temps d'application de la force ( $1/Tc$ ) et du coefficient de coût ( $c$ ), rapport entre ces deux variables, en fonction de la vitesse.

Figure (11)

#### 2.4.4. INFLUENCE DES FORCES VERTICALES ET HORIZONTALES

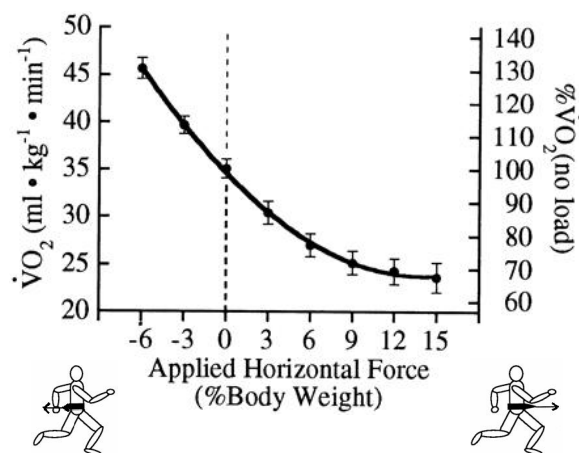
Les travaux de Taylor et collaborateurs ou de Farley et McMahon<sup>1</sup> (Taylor et coll., 1980; Farley et McMahon, 1992) suggèrent fortement que le coût de production de force verticale pour supporter le poids corporel est un facteur déterminant de variation du coût énergétique. Si l'on compare les composantes de force verticale et horizontale, on constate effectivement que l'ordre de grandeur de la force verticale est plus important que celle de la force horizontale (Figures (7, ; 9)).

<sup>1</sup> Thomas A McMahon (Farley, 1999) Nature

Cependant, quiconque ayant déjà couru un jour de grand vent sait que la force horizontale n'est pas négligeable. Les travaux de Chang et Kram (1999) ont dans ce sens démontré l'importance de la composante horizontale (Figure (12)).

Par conséquent les résultats initialement avancés par Taylor et collaborateurs (1980), rapportant une relation de 1 pour 1 entre la production de force verticale au sol et le taux de consommation d'énergie métabolique, sont remis en cause. En effet il semblerait que conclure que les forces verticale et horizontale sont des déterminants à part entière de la consommation d'énergie métabolique soit une erreur. L'hypothèse d'un coût métabolique due à la production de force est confirmée par les données de Chang et Kram (1999).

Simplement il est plus correct de dire que la production de force des deux composantes (à la fois verticale et horizontale) a un coût métabolique.



**Consommation d'oxygène en fonction de la force horizontale appliquée au coureur**  
*Adapté d'après Chang et Kram (1999)*

Quand une force externe horizontale est appliquée à la ceinture d'un coureur en sens inverse de son déplacement, la consommation d'oxygène augmente considérablement. A l'inverse lorsque cette force est appliquée dans le sens de son déplacement la consommation d'oxygène peut diminuer de plus de 30 % de celle mesurée en condition normale de course.

Figure (12)

#### 2.4.5. INFLUENCE DE LA PUISSANCE ET DU TRAVAIL MÉCANIQUE

La puissance mécanique ( $J.s^{-1}.kg^{-1}$ ) se définit comme le travail mécanique ( $J.kg^{-1}$ ) réalisé sur un temps donné.

Le travail mécanique total ( $W_{tot}$ ) est la somme des travaux externe ( $W_{ext}$ ) et interne ( $W_{int}$ ). Le travail externe rend compte des variations d'énergie pour élever et accélérer le centre de masse. Le travail interne lui est défini par Fenn (1930a) comme reflet des variations d'énergie cinétique de translation et de rotation des membres par rapport au centre de masse.

Dans le cas précis de la course à pied, le travail mécanique externe ( $W_{ext}$ ) correspond à la somme des travaux potentiels ( $W_{pot}$ ) et cinétiques ( $W_{cin}$ ) (Fenn, 1930a; Cavagna et coll., 1964).  $W_{pot}$  et  $W_{cin}$  se calculent selon les équations suivantes :

$$W_{pot}=mg\Delta y \quad [2]$$

$$W_{cin}=0,5m\times(v_{mx}^2-v_{mn}^2) \quad [3]$$

avec  $m$  la masse corporelle du sujet,  $g$  la constante d'accélération due à la gravité,  $\Delta y$  le déplacement vertical du centre de masse,  $v_{mx}^2$  et  $v_{mn}^2$  respectivement les vitesses horizontales maximale et minimale du centre de masse.

Le déplacement vertical est obtenu par double intégration de l'accélération verticale ( $a_v(t)$ ) dans le temps (Cavagna, 1975) (Figure (13)) (celle-ci étant elle-même obtenue selon la loi fondamentale de la dynamique à partir de la force verticale ( $Fv(t)$ ), de la constante d'accélération due à la gravité ( $g$ ) et de la masse des sujets ( $m$ )).

$$a_v(t)=Fv(t).m^{-1}-g \quad [4]$$

Les variations de vitesse horizontale sont obtenues par simple intégration de l'accélération horizontale ( $a_h(t)$ ) (Cavagna, 1975) (Figure (13)) celle-ci étant obtenue suivant la loi fondamentale de la dynamique à partir de la force horizontale ( $Fh(t)$ ) et de la masse des sujets ( $m$ ).

$$a_h(t)=Fh(t).m^{-1} \quad [5]$$

Le travail interne a longtemps été estimé d'après l'équation empirique de Cavagna et collaborateurs (1991) de la forme suivante :

$$W_{int}=0,1451\times 10^{-0,2091L_c}\times V^2\times L_c^{-1} \quad [6]$$

avec  $W_{int}$  le travail interne ( $J.kg^{-1}.m^{-1}$ ),  $L_c$  la longueur du pas (m) et  $V$  la vitesse de déplacement ( $m.s^{-1}$ ).

Plus récemment les travaux de Minetti et collaborateurs (Minetti et Saibene, 1992; Minetti, 1998) ont mis au point une nouvelle équation visant l'estimation du travail interne :

$$\dot{W}_{int}=Sf\times V^2\times \frac{\pi^2}{2}\times \left[ (a^2+rg^2)(m_L+b^2m_U) \right] \quad [7]$$

avec  $\dot{W}_{int}$  la puissance interne (watts, W),  $Sf$  la fréquence de foulée (Hz),  $V$  la vitesse de déplacement ( $m.s^{-1}$ ),  $a$  la distance centre de gravité du membre inférieur-articulation proximale (% longueur du membre inférieur),  $rg$  le rayon de giration moyen du membre (% longueur du membre),  $m_L$  et  $m_U$  respectivement les masses du membre inférieur (« lower limb » en anglais) et du membre supérieur (« upper limb » en anglais) (kg) et  $b$  la longueur du membre supérieur (en % de la longueur du membre inférieur).

Peu de temps après Minetti (1998) proposait une équation simplifiée :

$$\dot{W}_{int}=m\times Sf\times V^2\times \left[ 1+\left( \frac{d}{1-d} \right)^2 \right] \times q \quad [8]$$

avec  $\dot{W}_{int}$  la puissance interne (W),  $Sf$  la fréquence de foulée (Hz),  $V$  la vitesse de déplacement ( $m.s^{-1}$ ),  $d$  le « *duty factor* » correspondant au temps de contact exprimé en pourcentage du temps de foulée (« stride » en anglais), et  $q$  prenant en compte les caractéristiques anthropométriques de longueur et de masse des sujets.

$$\text{avec } q = \left( \frac{\pi^2}{4} \right) \times \left[ (a^2 + r g^2) (m_L^* + b^2 m_U^*) \right] \quad [9]$$

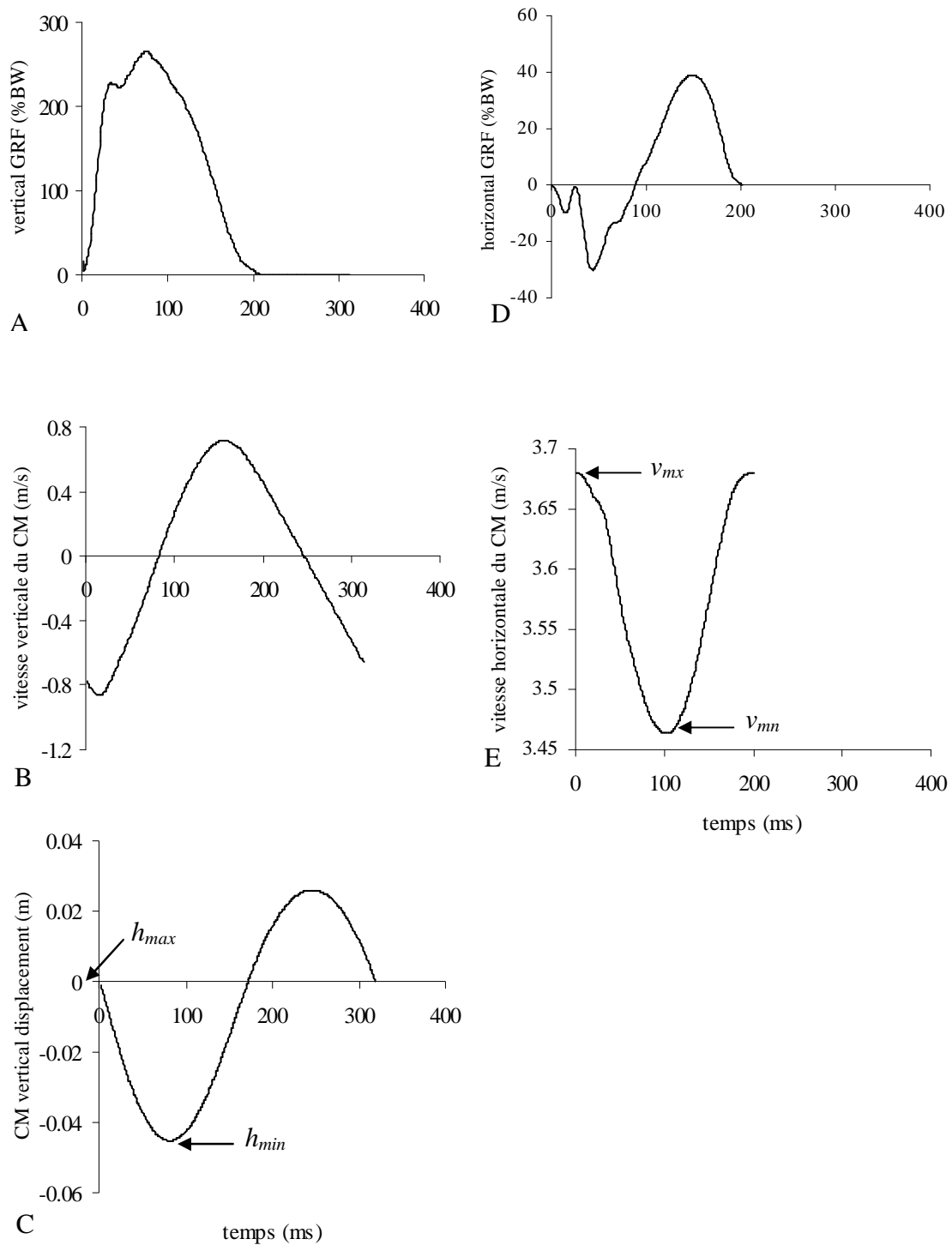
où  $m_L^*$  et  $m_U^*$  sont respectivement les masses du membre inférieur (« lower limb ») et du membre supérieur (« upper limb ») exprimées en pourcentage de la masse  $m$  des sujets.

Exprimée en joules par kg et par seconde, le travail interne se calcule selon l'équation suivante :

$$W_{int} = Sf \times V^2 \times \left[ 1 + \left( \frac{d}{1-d} \right)^2 \right] \times q \quad [10]$$

L'ensemble des données nécessaires à l'utilisation de ces équations (Équations [8, 9, 10]) peut être obtenu à partir de tables anthropométriques rapportées dans la littérature (Winter, 2004).

Les travaux de la littérature montrant un lien significatif entre la puissance ou le travail mécanique d'une part et le coût métabolique d'autre part sont peu nombreux. Shorten et collaborateurs (1981) ont mis en évidence une corrélation significative entre la dépense énergétique et la puissance mécanique mesurées à plusieurs vitesses de course. Pour une vitesse absolue, Martin et collaborateurs (1993) ont étudié la relation entre la demande énergétique et la puissance mécanique estimée selon plusieurs méthodes (méthode du centre de masse, approche segmentaire). Il apparaît que la méthode montrant la meilleure corrélation, néanmoins non significative, est la détermination de la puissance mécanique par le modèle, défini par Fenn (1930a), du centre de masse. Il est important de souligner que dans l'étude effectuée par Martin et collaborateurs (1993) les mesures de puissance mécanique ont été réalisées sur deux foulées seulement et que les mesures métaboliques et mécaniques ont été enregistrées à des occasions différentes sur tapis et sur piste respectivement.



### Forces de réactions au sol, déplacement vertical et vitesse horizontale

Forces de réactions au sol verticale (A) et antéro-postérieure (D) en fonction du temps lors de la course à pied. L'accélération verticale et horizontale en fonction du temps sont obtenues par la loi fondamentale de la dynamique. Une première intégration de l'accélération verticale donne la vitesse verticale en fonction du temps (B). Une seconde intégration donne le déplacement vertical (C). L'intégration de l'accélération horizontale donne la vitesse horizontale en fonction du temps (E). Méthode de détermination de  $h_{max}$  (hauteur maximale du centre de masse pendant le contact),  $h_{min}$  (hauteur minimale du centre de masse),  $v_{mx}$  (vitesse maximale du centre de masse) et  $v_{mn}$  (vitesse minimale du centre de masse).

Figure (13)

Les travaux de thèse de Bourdin rapportent une relation significative, et ce pour deux vitesses de course ( $3,61$  et  $5 \text{ m.s}^{-1}$ ), entre  $C_r$  et le travail mécanique externe ( $W_{ext}$ ). De ses résultats, Bourdin et collaborateurs (1995) conclut que  $W_{ext}$ , déterminé avec le bras cinématique (Belli et coll., 1992; Belli et coll., 1993) à une vitesse donnée, expliquerait une part importante des variations interindividuelles de  $C_r$ . Par opposition aux travaux de Martin et collaborateurs (1993), lors des expérimentations de Bourdin, d'une part 10 foulées ont été moyennées (Belli et coll., 1995) pour le calcul du travail mécanique, d'autre part les mesures métaboliques et mécaniques ont été enregistrées dans les mêmes conditions de course. Il est important de noter que le travail cinétique ( $W_{cin}$ ) à lui seul représente 71,4 % du  $W_{ext}$  à  $3,61 \text{ m.s}^{-1}$  (Bourdin et coll., 1995). Les variations de travail potentiel ( $W_{pot}$ ) quant à elles n'influencent pas les variations de  $C_r$ . Cependant, et les écrits de Bourdin (1995) en font mention, les valeurs de travail cinétique sont surestimées si on les compare aux données précédentes de Cavagna et collaborateurs (1964) faisant référence. Deux hypothèses sont alors proposées l'une relative à la course sur tapis, les variations de vitesse de la bande du tapis roulant pourraient en effet avoir une influence sur les variations de vitesse enregistrées au niveau du CM, la seconde concerne le point de fixation du bras cinématique et la prise en compte des mouvements de bascule antéro-postérieure du tronc. Ces deux hypothèses sont détaillées dans la partie 2.1.2. intitulée « LE BRAS CINÉMATIQUE ». En plus d'expliquer les variations inter-individuelles de  $C_r$ , les travaux de Bourdin et collaborateurs (1995) concluent que le travail externe est aussi une des causes de variations intra-individuelles de  $C_r$ .

#### 2.4.6. INFLUENCE DE LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE

Une approche complémentaire de la contribution des influences mécaniques sur le  $C_r$  s'est focalisée sur le comportement élastique des muscles extenseurs du membre d'appui (Cavagna, 1968; Goubel, 1987). En effet, lors d'un saut on observe une augmentation de la performance lorsque la phase concentrique est précédée d'un pré-mouvement entraînant l'étirement des muscles extenseurs du membre inférieur (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974a; Komi et Bosco, 1978; Bosco et Komi, 1979; Spurr et coll., 2003). Ce phénomène s'observe aussi lors de la course, la suite de ce mémoire fera d'ailleurs référence uniquement à ce type de locomotion. Pour expliquer cette augmentation de performance on parle de la propriété de stockage-restitution d'énergie élastique ; il y aurait en effet une quantité d'énergie stockée lors de la phase excentrique (correspondant en course à pied à

l'entrée en contact du pied au sol qui constitue la phase de freinage) qui serait réutilisée lors de la phase concentrique (correspondant à la phase de propulsion précédant le décollage du pied du sol) et permettrait un travail mécanique (nécessaire à cette propulsion) sans utilisation supplémentaire d'énergie métabolique. Il a été montré en effet que la récupération de l'énergie élastique stockée durant la phase concentrique réduit la dépense énergétique (Cavagna, 1968; Shorten, 1987), et cette contribution semble être plus importante aux vitesses de course élevées (Bosco et Rusko, 1983)<sup>1</sup>.

Le terme de cycle étirement-détente (CED), ou « *stretch-shortening cycle* » (SSC), est communément utilisé dans la littérature pour décrire la succession de ces actions excentrique-concentrique. Cette propriété de stockage-restitution expliquerait les valeurs élevées de rendement en course à pied relevées dans la littérature comparées à la valeur connue de rendement du muscle isolé (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974b). Néanmoins, pour que le phénomène s'opère le délais excentrique-concentrique (« *coupling time* » en anglais) doit être court. En effet, un temps trop long entre les deux phases entraînerait une perte de l'énergie emmagasinée sous forme de chaleur par conséquent la quantité d'énergie restituée serait plus faible (Bosco et Rusko, 1983).

Pourtant très largement cité comme élément d'explication des valeurs de rendement et de performance augmentées, le phénomène de CED est parfois discuté (Van Ingen Schenau et coll., 1997).

Si le phénomène de stockage-restitution d'énergie apparaît comme facteur essentiel de la mécanique de la course à pied, on retrouve aussi couramment dans la littérature le modèle mécanique suivant : le modèle masse-ressort (MMR), « *spring-mass model* » en anglais (Alexander, 1988; Blickhan, 1989; McMahon et Cheng, 1990). Cavagna et collaborateurs (1988) ont en effet montré que la force de réaction au sol était une fonction linéaire du déplacement du corps qui suggérerait par conséquent un comportement du membre d'appui typique à celui d'un ressort.

---

<sup>1</sup> Le paradoxe du Kangourou : Le kangourou dépense moins d'énergie à 30 km.h<sup>-1</sup> qu'à 20 km.h<sup>-1</sup> (Taylor et Heglund, 1982). C'est que l'animal comme les autres marsupiaux sait à merveille tirer profit du principe de l'élastique. Le kangourou possède un tendon d'Achille démesuré capable de recevoir et restituer l'énergie gratuite de chaque bond. Un quadriceps très développé lui permet de résister à l'écrasement. A chaque atterrissage, le tendon s'étire et le muscle se contracte de manière presque isométrique (et même excentrique) (Goldspink, 1977). Il en résulte qu'il va plus vite sans utiliser plus d'énergie. Les athlètes d'élite sont plus « kangourous » que les autres.

Ce modèle simpliste permettant l'analyse de la locomotion humaine (notamment celle de la course à pied) considère le corps du coureur comme un point physique représentant la masse du sujet, oscillant passivement sur le membre inférieur, assimilé lui à un ressort non-amorti au comportement strictement linéaire. Les mouvements de rebonds successifs répondent théoriquement à un postulat de conservation : il n'y a pas de pertes dues à une éventuelle composante visqueuse (Blickhan, 1989).

De l'utilisation de ce modèle ressort une relation significativement négative entre les variations inter-individuelles de la raideur du membre propulsif et celles de coût énergétique (Dalleau, 1998). De -30 à +10 % de la fréquence naturelle de course, Dalleau, lors de ses travaux de thèse (1998), montrent une relation significativement négative entre les variations intra-individuelles de la raideur du membre et celles du coût énergétique. Au delà, le sujet adopte une raideur moins importante et conserve ainsi la protection nécessaire aux chocs qu'induirait une raideur des membres trop importante (McMahon et coll., 1987). Cependant, si à chaque vitesse de course, la fréquence de foulée est différente, la raideur augmente elle-aussi linéairement avec la fréquence et par conséquent, avec la vitesse. Il semble, d'après les travaux de thèse de Dalleau (1998), que lors de la course, le sujet adopte spontanément une fréquence de pas qui permet d'optimiser le rendement et non pas le coût énergétique.

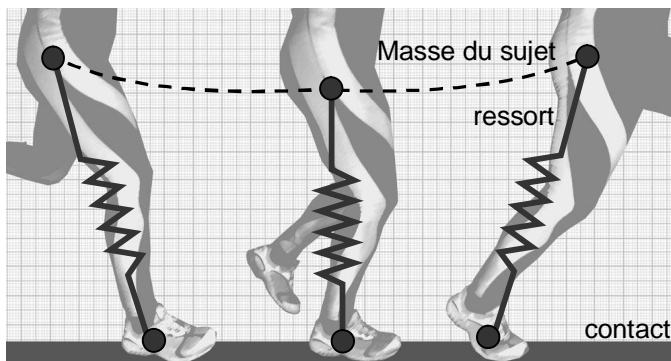
Bien-entendu ce modèle ne reflète pas scrupuleusement la réelle complexité de la locomotion humaine mais permet une analyse mécanique facile se basant sur les principes physiques simples des systèmes oscillants.

Pour se faire, l'utilisation du modèle masse-ressort repose nécessairement sur les axiomes suivants (Figure (14)):

- le membre inférieur correspond à un seul ressort linéaire sans masse théorique
- le membre inférieur est comprimé lors du contact par la masse du sujet, représentée par un seul point
- le système oscille de façon symétrique lors du contact dans les dimensions verticale et horizontale, par rapport à la verticale du point de contact
- ce point de contact entre le système masse-ressort reste fixe tout au long du contact
- la force de compression maximale du ressort est atteinte en milieu de contact, lorsque le point de masse est à la verticale du point de contact



- en milieu de contact, la vitesse verticale est nulle, la longueur du ressort minimale, le déplacement vertical du point de masse maximal
- dans la dimension verticale, les évolutions au cours du temps de la force au sol, la vitesse et le déplacement du point de masse reflètent le comportement d'un système masse-ressort (allure sinusoïdale de la force pendant le contact, valeur moyenne égale au poids du point de masse, période d'oscillation égale à la somme du temps de contact et du temps de vol suivant)



#### Le modèle masse-ressort

Illustration du modèle masse-ressort ; le trajet du CM est représenté par le trait pointillé.

Figure (14)

#### Définition physique de la raideur

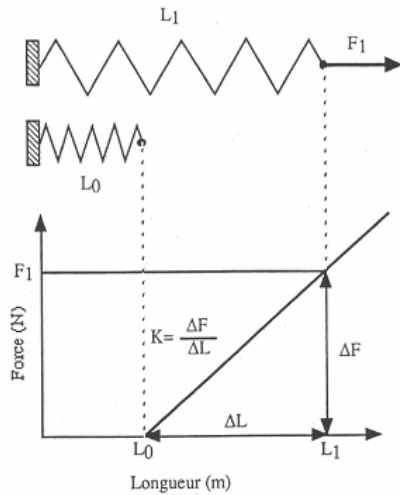
La Loi de Hooke sur les matériaux élastiques se résume comme : la déformation est proportionnelle à la contrainte, *Ut tensio sic vis*, en latin. Cette loi a été découverte par le scientifique anglais Robert Hooke<sup>1</sup> en 1660 – la loi déclare que la force  $F$  exercée par un ressort hélicoïdal est directement proportionnelle à sa prolongation  $\Delta L$ . La constante de la proportionnalité s'appelle la constante de ressort. La prolongation du ressort est la différence entre sa longueur réelle et sa longueur normale (*i.e.* sa longueur au repos). La force agit parallèlement à l'axe du ressort. Évidemment, la loi de Hooke tient seulement si l'allongement du ressort est suffisamment petit. Si l'allongement devient trop grand, alors le ressort est déformé de manière permanente ou même est brisé. Un tel comportement se trouve au-delà de la portée de la loi de Hooke. Le comportement élastique d'une structure est donc caractérisé par la relation entre sa déformation et la force qui lui est appliquée. La structure reprend sa longueur initiale lorsque la force appliquée cesse d'agir.

<sup>1</sup> Robert Hooke, né le 18 Juillet 1635 à Freshwater et mort le 3 Mars 1703, est un des plus grands scientifiques expérimentaux du dix-septième siècle et donc une des figures clés de la révolution scientifique de l'époque moderne. En 1653, Hooke entra à Oxford où il rencontra Robert Boyle dont il devient l'assistant. En 1660, il découvre la loi de Hooke d'élasticité, qui décrit la variation linéaire de tension avec l'extension (*extrait de Wikipédia, l'encyclopédie libre*).

Prenons la cas d'un ressort linéaire idéal : la déformation  $\Delta L$  est une fonction linéaire de la force,  $\Delta F$  :

$$\Delta F = k \cdot \Delta L \quad [11]$$

où  $k$  est la constante de raideur du ressort (Figure (15)). L'inverse de cette constante,  $\Delta L / \Delta F$ , est appelée la compliance du ressort.



#### Définition de la raideur

*D'après Dalleau (1998)*

Le comportement élastique d'une structure est caractérisé par la relation entre sa déformation ( $\Delta L$ ) et la force ( $\Delta F$ ) qui lui est appliquée.

Pour schématiser, plus un ressort aura une raideur importante, plus sa variation de longueur sera faible pour une même force de compression.

Figure (15)

#### Définition de la raideur en course à pied

Lorsque l'on utilise le modèle masse-ressort, le concept de raideur musculo-tendineuse ( $k$ ) (« *stiffness* » en anglais) rend compte du comportement de la jambe. McMahon et Cheng (1990) ont montré que, dans l'application du modèle masse-ressort à la course, la distinction entre raideur verticale ( $K_{vert}$ ) et raideur de la jambe ( $K_{leg}$ ) doit être faite. Si on n'observe que les oscillations verticales du centre de masse d'un coureur, on parle de raideur verticale ; par contre, si on tient compte du réel raccourcissement de la jambe d'appui, on parle de raideur du membre inférieur.

Le mouvement du centre de masse pendant le contact ne correspond pas véritablement à celui d'un ressort en tant que tel, il décrit seulement les liens force-déplacement vertical du centre de masse à savoir la force verticale relevée lors du contact du pied au sol et l'« écrasement » subit par le centre de masse au cours du contact (Figure (15)).

$$K_{vert} = F_{max} \cdot \Delta z^{-1} \quad [12]$$

avec  $K_{vert}$  la raideur verticale ( $\text{kN} \cdot \text{m}^{-1}$ ),  $F_{max}$  la force verticale maximale enregistrée lors du contact (N) et  $\Delta z$  le déplacement vertical vers le bas (m) du centre de masse pendant la première moitié du contact (McMahon et Cheng, 1990).

La raideur de la jambe lors de la course est égale au rapport entre la force de compression agissant sur le ressort et sa variation de longueur maximale (*i.e.* à mi-contact, au moment où la longueur du membre inférieur est minimale) (Figure (15)).

$$K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1} \quad [13]$$

avec  $K_{leg}$  la raideur du membre inférieur ( $\text{kN} \cdot \text{m}^{-1}$ ),  $F_{max}$  la force verticale maximale enregistrée lors du contact (N) et  $\Delta L$  la variation de longueur (m) du membre inférieur pendant la première moitié du contact (McMahon et Cheng, 1990; He et coll., 1991; Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996).

#### Méthodes de mesure de la raideur en course à pied

Les renseignements nécessaires au calcul de la raideur sont des données de cinétique simples. Un outil dynamométrique mesurant la force verticale de réaction du sol ainsi que la vitesse horizontale de déplacement du centre de masse pendant le contact. tapis roulant ergométrique suffit pour fournir les données nécessaires.

Le calcul de  $K_{vert}$  demande de connaître les valeurs de  $F_{max}$  et de  $\Delta z$ ;  $F_{max}$  est mesurée par un dynamomètre (tapis roulant monté sur capteurs de force ou plate-forme de force), quant à  $\Delta z$  on peut la calculer selon l'équation suivante (Cavagna, 1975) (Figure (7)) :

$$\Delta z = |h_{max} - h_{min}| \quad [14]$$

avec  $h_{max}$  et  $h_{min}$  respectivement les hauteurs maximales et minimales atteintes par le centre de masse au cours de son déplacement vertical. Ce dernier est obtenu par double intégration de l'accélération verticale dans le temps (Cavagna, 1975) (Figure (13)) celle-ci étant elle-même obtenue suivant la loi fondamentale de la dynamique à partir de la force verticale ( $F(t)$ ), de la constante d'accélération due à la gravité ( $g$ ) et de la masse des sujets ( $m$ ) (Équation [4]).

Le calcul de  $K_{leg}$  demande de connaître les valeurs de  $F_{max}$  et de  $\Delta L$ ;  $F_{max}$  est mesurée par un dynamomètre (tapis roulant monté sur capteurs de force ou plate-forme de force), quant à  $\Delta L$  on peut la calculer selon la formule suivante (McMahon et Cheng, 1990) :

$$\Delta L = \Delta z + L_0 - \sqrt{L_0^2 - \left(\frac{1}{2} V T_c\right)^2} \quad [15]$$

avec  $L_0$  la longueur initiale du membre inférieur (m), distance grand trochanter-sol mesurée en station debout,  $V$  ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) la vitesse horizontale du centre de masse obtenue grâce au tapis dynamométrique,  $T_c$  (s) le temps de contact également obtenue par le tapis dynamométrique.

### Valeurs et facteurs de variations de la raideur en course à pied

On relève dans la littérature des valeurs de raideurs verticales de l'ordre de 20 à 60 kN.m<sup>-1</sup>; la disparité de ces valeurs s'explique essentiellement par la vitesse de course à laquelle la raideur a été mesurée. En effet, la raideur verticale varie avec la vitesse de course; la vitesse augmentant,  $\Delta z$  diminue dans des proportions plus importantes que celles avec lesquelles  $F_{max}$  augmente. Les valeurs de  $\Delta z$  varient de 4 à 8 cm et celles de  $F_{max}$  de 1,5 à 2 fois le poids corporel (He et coll., 1991; Farley et Gonzalez, 1996; Arampatzis et coll., 1999).

Les valeurs de raideur du membre inférieur relevées en course à pied varient, pour des vitesses sous-maximales (10 à 18 km.h<sup>-1</sup>), de 9 à 14 kN.m<sup>-1</sup>. D'après les travaux de la littérature, on note que la raideur du membre inférieur est un paramètre constant du système musculo-squelettique qui par conséquent ne varie pas avec la vitesse de course et ce quelle que soit les espèces étudiées, y compris l'homme (Farley et Gonzalez, 1996; Ferris et coll., 1998). Les travaux de thèse récents de Morin (2004) montrent que même à des vitesses de course élevées (4 à 8,7 m.s<sup>-1</sup>) en course de terrain ou sur tapis roulant la raideur du membre inférieur ne varie pas en fonction de la vitesse.

Outre la vitesse de course, on relève dans la littérature des résultats concernant l'évolution de la raideur verticale et du membre inférieur en fonction de la gravité (G), de la fréquence de pas ou encore des propriétés de raideur de surfaces de course. D'après les travaux de He et collaborateurs la raideur du membre inférieur diminue très faiblement lorsque la gravité diminue (G à 0,5 G) alors que la raideur verticale augmente fortement (He et coll., 1991). Selon Farley et Gonzalez, la raideur verticale augmente de manière significative lorsque la fréquence de foulée augmente de la même manière que la raideur du membre inférieur (en proportion moindre) (Farley et Gonzalez, 1996). Quant à la variation de raideur de surfaces, les travaux de Ferris et collaborateurs nous montrent un ajustement de la raideur du membre inférieur qui permettrait de maintenir constante la raideur verticale traduisant la stabilité dans les mouvements du centre de masse (McMahon et Cheng, 1990) sur des sols de raideurs différentes (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999).

### 3. INFLUENCE DU CHAUSSAGE SUR LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED

Face à la vogue du jogging que connaît la fin des années 70, et les souffrances nouvelles que subissent les pieds, un concept nouveau apparaît à ce moment là comme la solution : augmenter la quantité de mousse des chaussures sous le calcanéum ; chaque marque propose alors son matériau (gel, air, alvéoles en nid d'abeille, gomme spéciale...). En somme, l'important réside moins dans le type de matériau utilisé que dans le simple concept d'élévation du talon. Aujourd'hui, la plupart des modèles présentent une épaisseur de 40 millimètres (mm) allant jusqu'à 47 mm pour certains. *« Or, en étalant l'impact, on rabote les pics d'intensité qui généraient les microtraumatismes et les lésions. Contrairement à l'argumentaire commercial, on ne procède pas par dissipation de l'énergie cinétique du pied mais par une modification de la configuration du choc. (...) »*

Lors des compétitions internationales, de nouvelles surfaces font leur apparition non sans créer de nouveaux traumatismes. *« Les Jeux de Mexico furent les premiers à être disputés sur une surface synthétique (le tartan) en lieu et place de la traditionnelle cendrée. Or, le "rendu" du tartan est bien meilleur que celui des pistes naturelles. Dans les années qui suivirent, on vit d'ailleurs se généraliser ce type de revêtement, ce qui eut pour double effet de pousser les performances vers le haut et de générer une épidémie de maux divers (tendinites, périostites, fractures de fatigue) que l'on désigna bientôt sous le nom de "syndrome du tartan". La société américaine 3M qui commercialisait la surface se sentit un peu responsable de cette vague de douleurs. Elle entreprit une série d'études pour tenter de mieux comprendre cette fragilité au niveau des structures intimes du pied. Des travaux furent notamment menés par l'équipe du professeur Nigg qui, à l'époque, se trouvait à Zurich et qui depuis est parti à l'Université de Calgary. Sur plate-forme dynamométrique, Nigg enregistra des forces équivalentes à 2,5 fois le poids du corps en réaction à l'écrasement du pied sur le tartan. Cette onde de choc grimpe le long du squelette des jambes et de la colonne vertébrale pour atteindre les os du crâne où l'on enregistre encore de faibles répercussions. (...) En clair, le pied encaisse, de façon totalement aveugle, une succession de microtraumatismes qui ébranlent peu à peu l'agencement des osselets. »<sup>1</sup>*

---

<sup>1</sup> Extrait de la revue « Sport et vie » numéro 32 ; « Course à pied, comment choisir ses chaussures » par Gilles Goetghebuer.

### 3.1. INFLUENCE DE L'AMORTI ET DE LA RAIDEUR

La recherche dans le domaine de la chaussure de sport s'est beaucoup intéressée aux effets des différents types de chaussures sur les paramètres dynamiques et cinématiques de la course à pied. De ces résultats ressortent de grandes contradictions concernant l'influence ou non des propriétés mécaniques des chaussures sur la biomécanique de la course à pied (Catlin et Dressendorfer, 1979; Frederick et coll., 1980; Bosco et Rusko, 1983; Hayes et coll., 1983; Martin, 1985; Nigg et Bahlsen, 1988a; von Tscharnner et coll., 2003). Il semblerait que seules des modifications extrêmes de ces propriétés entraînent des variations systématiques et significatives de la mécanique et de demande énergétique en course à pied (Bosco et Rusko, 1983; Nigg et Bahlsen, 1988a).

Tout comme le tartan, la chaussure a elle aussi été mise en cause lors de l'apparition des pathologies relatives à la course à pied. Pour ces raisons, bon nombre de recherches se sont intéressées à l'optimisation du confort de course par la chaussure. Comme avancé précédemment les fabricants de chaussures se sont principalement investis dans l'amorti des chaussures, avec pour but principal d'accentuer le phénomène amortissant des semelles.

#### 3.1.1. EFFET THÉORIQUE DE L'AMORTI

En théorie l'amorti dans une chaussure servirait à réduire les impacts de force. Cette hypothèse se base sur la relation mathématique suivante :

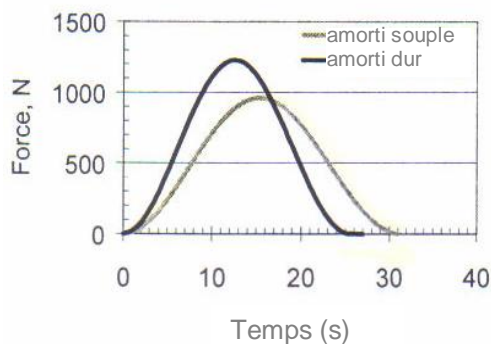
$$F_{\max} = mg \left( 1 + \sqrt{1 + \frac{k}{m} \left( \frac{v_0}{g} \right)^2} \right) \quad [16]$$

avec  $m$  la masse s'écrasant sur le ressort de raideur  $k$ , avec une vitesse initiale  $v_0$ . Cette équation prédit en effet que  $F_{\max}$  diminuera proportionnellement avec la racine carrée de la raideur du système.

Johnson (1985) renforce cette théorie : selon lui, l'amorti d'une chaussure, à condition de rester dans une fourchette appropriée de propriétés mécaniques, diminuerait les impacts de force. D'après lui, il y a une interaction entre l'amorti naturel du pied (permis par le coussin graisseux situé sous le calcanéum) et l'amorti apporté par la chaussure.

### 3.1.2. TESTS *IN-VITRO* DE L'AMORTI

En procédant à des tests de mécanique *in-vitro*, les résultats obtenus sur les matériaux amortissant des chaussures confirment les prédictions permises par le modèle mécanique présenté précédemment. En effet, les tests d'impacts répétés sur deux types de semelles, une relativement dure et l'autre à l'inverse plutôt souple, donnent le résultat suivant illustré par la Figure (16): la matière souple atténue le pic de force produit par l'impact, augmentant le temps d'application de la force appliquée et réduisant à la fois le pic mais aussi le taux de la force moyenne (Shorten, 2002).



**Tests d'impact sur 2 chaussures d'amorti différent**  
 Adapté d'après Martyn R. Shorten (2002)  
 La force (F, en N) est exprimée en fonction du temps (T, en ms).  
 Figure (16)

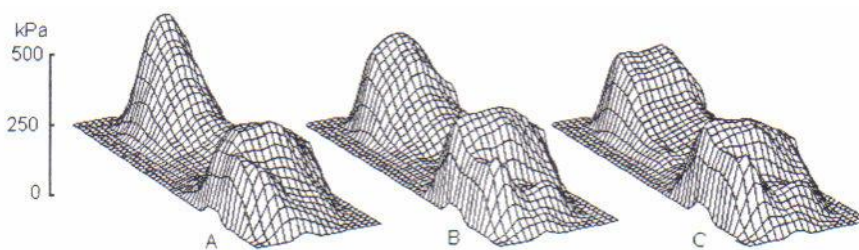
### 3.1.3. LES FORCES DE RÉACTION AU SOL *IN-VIVO*

Les forces de réaction au sol (« *Ground Reaction Forces* », « *GRF* », en anglais) enregistrées pendant la course sont dépendantes de la masse des sujets et de la vitesse de course (Cavanagh et Lafortune, 1980; Nilsson et Thorstensson, 1989). Comme précédemment illustré sur les Figures (7, ; 9) dans la dimension verticale on distingue aisément deux phases, la première est dite « passive », la seconde « active » (Nigg, 1986). La phase passive reflète l'impact initial entre le pied et le sol, puisqu'elle est passive cette phase est déterminée par les seules conditions initiales de l'impact. Fort des conclusions citées sur l'effet d'atténuation des matières souples lors des tests réalisés *in-vitro*, de nombreux auteurs espéraient retrouver le même phénomène lors de la mesure des forces de réaction au sol. Ainsi, une chaussure devrait atténuer les impacts de force et par conséquent diminuer les pathologies induites par les chocs répétés. Cependant contrairement aux résultats cités précédemment sur les tests *in-vitro*, la chaussure ne semble pas atténuer l'impact de force durant la course. Alors que quelques études montrent une diminution du pic de force en raison de l'amorti, de nombreux auteurs ne rapportent aucune différence

parmi différents systèmes d'amorti de chaussures (Clarke et coll., 1983a). Certains auteurs rapportent même qu'une chaussure avec amorti entraînerait des impacts de force plus élevés (Nigg et coll., 1981). Le concept d'amorti comme atténuateur de chocs apparaît alors finalement comme une belle illusion.

#### 3.1.4. LA RÉPARTITION DES PRESSIONS PLANTAIRES

Les valeurs de force relevées renseignent sur l'interaction pied-sol et ne permettent pas de savoir quel endroit du pied (talon, avant-pied ou autre...) entre en contact avec le sol. Pour connaître la répartition de la force, on utilise des capteurs de pression que l'on positionne à différentes zones de la surface plantaire. En partitionnant ainsi la plante du pied on est en mesure de savoir à quelle amplitude le pied impacte le sol mais surtout quelle zone du pied accueille le choc. On constate alors, lorsque l'amorti d'une chaussure est plus important, qu'il y a une répartition différente des pressions avec une réduction significative de l'amplitude du pic passif (Figure (17)). Ces résultats, bien qu'en grande opposition avec ceux des GRF, suggèrent que l'amorti influence la manière dont le poids du corps est supporté par les pieds lors de la course.



#### **Pressions plantaires au cours d'un pas en course à pied**

*D'après Martyn R. Shorten (2002)*

A. amorti « minimum »; B. amorti « moyen »; C. amorti « important ». vitesse=5 m.s<sup>-1</sup>, données moyennées sur cinq pas chez 12 sujets.

Figure (17)

#### 3.1.5. AUTRES MESURES D'ÉVALUATION DE L'AMORTI

D'autres approches donnent des informations sur les qualités d'amorti des semelles de chaussure. Cependant ces informations, contrairement à celles fournies par les GRF ou les capteurs de pression, sont indirectes. En effet des études dont l'approche est davantage



physiologique analysent l'effet de l'amorti des semelles : Bosco et Rusko (1983), notamment, lorsqu'ils comparent la  $\dot{V}O_2$  chez des coureurs chaussés de types de chaussures une dite « molle » (« *soft* » en anglais) l'autre dite « dure » (« *firm* » en anglais). Ils concluent que la chaussure « molle » nécessite une plus grande consommation d'oxygène que la chaussure dure (le temps de couplage trop long étant la cause ; explication détaillée dans 2.4.6. INFLUENCE DE LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE, partie **2.4.** intitulée **ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED**). De leur côté, Frederick et collaborateurs (1980; 1986) concluaient la tendance inverse. Encore dans une approche physiologique, certains auteurs relient l'amorti des chaussures à l'hémolyse<sup>1</sup> mécaniquement induite (Dressendorfer et coll., 1992; Telford et coll., 2003).

D'après Dressendorfer et collaborateurs (1992), la formation de réticulocytes<sup>2</sup>, marqueur de l'érythropoïèse<sup>3</sup>, est 29 % plus importante lorsque les coureurs portent des chaussures à semelles « dures » comparativement aux semelles « molles » après un total de 430 km de course à pied.

Enfin l'approche psychologique est elle aussi, selon la littérature, un moyen pertinent de déceler les effets bénéfiques de l'amorti des semelles (Shorten, 2002). Les résultats montrent que la perception subjective des coureurs à l'impact est fortement corrélée aux caractéristiques des chaussures déterminées par des tests d'impacts standards alors qu'elle n'est pas corrélée à l'amplitude des GRF.

### 3.1.6. MESURE DES GRF REVISITÉE

Compte tenu des résultats énoncés précédemment dans la partie 3.1.3. intitulée LES FORCES DE RÉACTION AU SOL *IN-VIVO*, la mesure des forces de réaction au sol in-vivo ne permet pas de rapporter des différences parmi différents systèmes d'amorti de chaussures. Une analyse plus poussée permet de mettre en évidence les deux raisons pour lesquelles la mesure des forces de réaction au sol, comme moyen d'évaluation de l'amorti, est limitée. La première limite est de considérer que le corps du sujet agit comme un vecteur de force unique accélérant le centre de masse. En effet, la force de réaction au sol reflète en réalité le vecteur somme des accélérations de plusieurs masses segmentales, chacune accélérée avec une direction et une valeur d'amplitude unique.

---

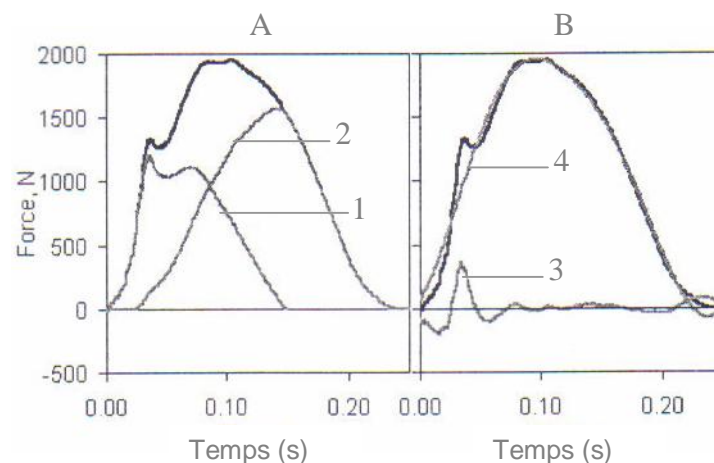
<sup>1</sup> Hémolyse : destruction normale ou pathologique des globules rouges.

<sup>2</sup> Réticulocyte : hématie dont la maturation est incomplète et qui contient encore des traces de noyau. Le réticulocyte quitte la moelle en 24 h et devient l'érythrocyte mature en 48 h.

<sup>3</sup> Erythropoïèse : formation des globules rouges.

L'analyse de Bobbert et collaborateurs (1991) a montré que si le pic passif trouve son origine dans les accélérations des membres inférieurs, la valeur maximale de force (*i.e.* le « pic actif ») est elle déterminée par les accélérations de l'ensemble du corps. La seconde raison est que les forces de réaction au sol peuvent être analysées dans des domaines de temps, d'espace mais aussi de fréquence. Or les effets de l'amorti sur la mesure de force au niveau du talon pourrait en effet être masqués par la surimposition des composantes « actives » de basses fréquences et les forces « passives » de hautes fréquences agissant sur les autres parties du pied, notamment induites par le choc pied-sol (Shorten et Winslow, 1992). Sur la Figure (18) est représentée la composante verticale de force de réaction au sol décomposée en espace ((18) A) et en fréquence ((18) B).

Dans le premier cas (Figure (18) A), une mesure simultanée des pressions a été utilisée pour distinguer les composantes de la force agissant au niveau du talon de celles agissant à d'autres endroits du pied. Dans le second cas (Figure (18) B), une analyse spectrale a été utilisée pour isoler et reconstruire les composantes de faibles ( $\leq 8$  Hz) et de hautes ( $\geq 12$  Hz) fréquences.



#### Composantes des GRF en course à pied

*Adapté d'après Martyn R. Shorten (2002)*

Pressions plantaires au niveau du talon (1) et de l'avant pied (2), composantes de hautes (3) et basses (4) fréquences (analyse spectrale).

Figure (18)

On lit sur ces courbes que le pic passif n'est pas uniquement déterminé par les hautes fréquences lors de l'impact du talon au sol (amplitude cible utilisé fréquemment pour l'évaluation de l'amorti) mais aussi par les mouvements de basses fréquences du centre de masse qui s'appliquent à d'autres parties de la surface plantaire.

UNE RIGIDITÉ DE SEMELLE EN PHASE AVEC LE COUREUR

Une hypothèse veut aussi que les fabricants et les ingénieurs, qui travaillent sur les chaussures de sport, se penchent sur la rigidité des semelles, non pas seulement pour leur qualité d'amorti, mais pour leur qualité de résonance<sup>1</sup>. La résonance d'un système se définit en effet d'après la relation suivante :

$$f_R = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k}{m}} \quad [17]$$

où  $f_R$  est la fréquence de résonance,  $k$  la rigidité et  $m$  la masse du système considéré.

Cette idée est avancée après les résultats obtenus par Dalleau (Dalleau, 1998), ce dernier montre en effet que lorsque la fréquence de foulée des coureurs est proche de leur propre fréquence de résonance le coût énergétique de ces derniers est minimisé.

C'est pourquoi l'idée suivante est proposée : trouver une rigidité de semelle qui modifierait celle propre au coureur (la fréquence propre du sujet se calculant sur la base du modèle masse-ressort à l'aide de l'Équation [9] proposée plus haut, de même que la raideur de la jambe  $K_{leg}$  du coureur) de manière à ce qu'elle soit en accord avec la fréquence de foulée du coureur, dans le but de minimiser le coût métabolique de la course. Le postulat étant que la raideur musculo-tendineuse  $K_{leg}$  demeure constante.

En Mai 2004, le fabricant de chaussures de sport Adidas annonce la mise au point de la première « chaussure intelligente » au monde, laquelle utilise un microprocesseur afin d'adapter le degré d'amortissement de la chaussure à la taille, à la foulée du coureur et aux variétés de sols rencontrés. Selon Adidas, cette chaussure intelligente va révolutionner la course de fond et l'entraînement des coureurs. A chaque impact du pied sur le revêtement, un capteur et un aimant placés dans le talon mesurent la compression de la semelle avec une précision de 0,1 millimètre.

Les informations recueillies sont ensuite transmises au « cerveau » de la chaussure, un microprocesseur logé sous la voûte plantaire, accompagné d'un logiciel qui détermine si la chaussure est trop souple ou trop rigide. Des ordres sont alors transmis aux « muscles » de la chaussure : un câble de commande motorisé. Une vis rallonge ou raccourcit ce câble, modifiant ainsi la souplesse et la rigidité de la chaussure.

---

<sup>1</sup> Phénomène présenté par un système mécanique soumis à une excitation périodique d'amplitude donnée en régime permanent, si à une légère variation positive ou négative de la fréquence de cette excitation correspond une diminution de l'amplitude de l'élongation (de la vitesse, de l'accélération) du système.

L'ensemble de l'électronique embarquée ne pèse que 40 g, soit 10 % de la masse totale de la chaussure. La question posée face à toute cette technologie reste la suivante : quelle rigidité ou quelle souplesse pour quel type de coureurs ? pour quel type de foulée ? pour quel type de sol ?

### **3.2. INFLUENCE DE LA MASSE**

Les premières études effectuées dans le domaine de la recherche de performance se sont intéressées à l'influence de la masse des chaussures sur le coût énergétique de la course à pied. Quand les coureurs de fond recherchent la performance, leur objectif premier est en effet de parcourir une distance donnée en un temps minimum, pour ce faire il est important que leur vitesse de course soit la plus élevée mais aussi la moins coûteuse possible. Visant cet objectif, les concepteurs de chaussures recherchent la « chaussure la moins coûteuse » en énergie supplémentaire, et cette qualité correspond dans l'esprit de beaucoup (professionnel ou non de la discipline) avec la « chaussure la plus légère ». Martin (1985) a analysé l'influence d'un lestage au niveau des membres inférieurs sur les paramètres énergétiques ainsi que sur les paramètres dynamiques et cinématiques de la course à pied. Des charges de 0,25 et de 0,5 kg étaient fixées sur les pieds. Les résultats montrent que la charge de 0,25 kg n'a pas d'influence sur la mécanique de la course. En revanche la charge de 0,5 kg entraîne une augmentation significative de la longueur du cycle de course et du temps de vol. De la même manière, Cavanagh et Kram (1989) ont comparé trois conditions de charge sur une même chaussure (sans charge, avec charges de 0,18 et 0,335 kg respectivement) et mesuré la longueur d'un cycle de course ainsi que la fréquence de cycle. Les auteurs ne relèvent aucune différence significative entre les trois conditions concernant les deux paramètres mesurés. La conclusion alors donnée est que la longueur ainsi que la fréquence de cycle ne sont nullement dépendants de la masse, ni même de l'inertie des membres inférieurs. Selon eux la typologie musculaire, le recrutement des fibres ou même l'anatomie articulaire seraient davantage responsables des éventuelles différences inter-individuelles de longueur et fréquence de foulée.

### 3.3. INFLUENCE DE LA STABILISATION

La plupart des coureurs entrent en contact avec le sol par le bord externe de la chaussure, ce premier contact est suivi d'une importante phase de pronation (de l'ordre de 70 % de la phase totale de contact). Cette forte pronation est liée à des pathologies (Nigg, 1985).

Cavanagh (1984) propose alors une chaussure de course avec une semelle arrondie sur le bord externe, susceptible de diminuer la pronation. L'effet de ce type de design et d'autres modifications sur le bord latéral de la chaussure ont été largement étudiées par Nigg et Morlock (1987a) ainsi que Nigg et Bahlsen (1988a). Les résultats montrent qu'une diminution de l'angle de la semelle induit une réduction significative sur la pronation initiale, mais la pronation totale ainsi que les forces de réaction au sol ne sont pas modifiées.

Au même moment, Clarke et collaborateurs (1983b) ont étudié la relation entre trois types de chaussures et la course en « attaque talon » (« *rear-foot striking* » en anglais). Plusieurs éléments étaient modifiés : la rigidité de la semelle, la hauteur du talon et l'angle des bords de semelle (« *flare* », en anglais). Les résultats montrent que des semelles particulièrement souples permettent une pronation plus importante et une pronation maximale plus grande. Nigg et Bahlsen (1988a) avaient aussi testé des chaussures de dureté de semelle différente et des bords latéraux de différents angles. Les résultats montraient des différences significatives de vitesse d'atteinte du pic passif en fonction de l'angle des bordures latérales.

### 3.4. LA COURSE PIEDS NUS

A notre connaissance, peu d'études scientifiques se sont intéressées à la course pieds nus même si actuellement il semblerait que les fabricants de chaussures s'orientent vers un « retour au naturel » comme concept de référence.

Comme le disait *Léonardo Da Vinci* « *le pied est un chef d'œuvre de technologie et une véritable œuvre d'art* ». Et pour cause le pied compte à lui seul 26 os et plus d'une centaine de muscles et parcourt, en moyenne sur une vie, 180 000 km. Si la course pieds nus occupe depuis peu les esprits des spécialistes de la chaussure de sport, le pied est naturellement

bien conçu pour courir. Sa voûte plantaire, associée à une flexion du genou, permet d'absorber une bonne partie du choc d'impact. Tandis que le système tendineux - notamment le tendon d'Achille- aidé d'orteils courts et parallèles, permet une bonne restitution de l'énergie lors de la phase d'impulsion. En clair nous pourrions très bien marcher, mais également courir pieds nus. Or, que trouve-t-on jusqu'à aujourd'hui sur le marché des « baskets » ? Des chaussures de plus en plus complexes, capables d'absorber les chocs, de mieux rebondir, d'éviter toute instabilité. Bref, des chaussures qui remplaceraient les capacités naturelles du pied. Mais cette course aux concepts techniques pourrait bien s'arrêter net. La raison avancée ? Ces chaussures trop élaborées ont pu conduire en réduisant l'exercice des pieds, à leur « dégénérescence » musculaire et proprioceptive. Résultats : quelques fabricants commencent à inverser totalement la tendance en proposant des chaussures ultra-légères, sans aucune technologie ajoutée (jetables pour certaines, c'est le cas des « Mayfly » de NIKE), qui redonnent l'effet du pied nu. La dernière campagne de publicité proposée par cette même marque met en avant les prouesses innées du pied dans l'activité sportive, à la clé la promotion de leur nouveau modèle la « Nike Free » et un slogan non-dénué de sens « Muscler vos pieds ». Le principe ? Réhabituer le pied à travailler et lui restituer ces qualités innées.

Le fabricant de chaussures en collaboration avec son équipe de scientifiques, de « prototypistes », de designers doivent prendre en considération de nombreux facteurs inhérents au pied s'ils tendent vers une approche naturiste<sup>1</sup>. En premier lieu, la chaussure devra répondre à deux exigences, tout d'abord, cette dernière ne devra pas s'opposer à la flexion naturelle de l'avant pied, enfin elle ne doit pas favoriser les problèmes d'instabilité latérale s'ils existent. La souplesse de la chaussure devra respecter une fois encore la position des axes de flexion du pied (le pied devra faire fléchir la chaussure et non l'inverse).

Certaines connaissances sont à maîtriser : les différents axes de mouvements du pied et l'activité physique en relation, pronation/supination (course à pied), abduction/adduction (football), flexion dorsale/dorsale (activité de grande randonnée nécessitant le port de chaussures à tige haute) ; les différents points de charge : le talon accueille 50 % de la charge, le reste de la charge étant répartie au niveau du premier et cinquième métatarse ; les différences morphologiques : le pied dit « égyptien » (65 % de la population), le pied

---

<sup>1</sup> Doctrine de ceux qui préconisent le retour à la nature et à un mode d'existence primitif où la vie en commun, la pratique du sport, la suppression des vêtements, l'alimentation végétarienne, la simplicité de l'habitat sont la règles.

« carré » (20 %), et le pied « grec » (15 %), enfin sont à considérer aussi les différences anthropométriques de race latine, nordique, japonaise... ; les différences morphologiques induites par le sexe de la personne : le pied de la femme est en effet plus fin que celui de l'homme, le talon est plus sensible, la pronation est plus importante en dynamique due à une ouverture de bassin plus importante. L'étude dynamique de la marche a révélée des différences significatives de pattern entre les sujets féminins et masculins (Cho et coll., 2004).

Concernant les travaux scientifiques s'intéressant à la comparaison des deux types de locomotion : pieds nus et chaussé, à notre connaissance, peu d'études se sont intéressées à la comparaison exhaustive de ces deux conditions de course.

Lors de la course pied nu, le premier impact au sol (autrement appelé « pic passif ») est plus important que celui relevé lors de la course chaussée (Nigg, 1986).

Dans une certaine mesure, certains auteurs relient les valeurs d'accélération enregistrées au niveau du talon aux forces d'impacts au sol, or on relève des valeurs d'accélération significativement supérieures en course pieds nus ( $\approx 160 \text{ m.s}^{-2}$ ) comparativement à celles relevées en course chaussée ( $\approx 110 \text{ m.s}^{-2}$  où  $\approx 100 \text{ m.s}^{-2}$  selon que l'épaisseur des semelles est plus importante) (Nigg, 1986). Plus récemment, une étude s'est intéressée au comportement des muscles du bas du dos lors de la course dans une condition de course pieds nus –comparativement à une condition avec chaussure– il apparaît que la réponse des muscles dorsaux au choc produit par l'impact au sol est plus rapide en condition pieds nus (38 ms *versus* 47 ms en course avec chaussure), néanmoins, en défaveur auprès de la course pieds nus, la puissance du choc transmis au niveau du dos est plus importante en condition de course pieds nus comparativement à la course chaussée (Ogon et coll., 2001). Les travaux de von Tscharnier et collaborateurs nous informent sur l'activité musculaire pré- et post-impact au sol du *tibialis anterior* (muscle fléchisseur de la cheville) (von Tscharnier et coll., 2003). L'activation du muscle générée avant l'impact (la pré-activation) en terme d'intensité de signal est supérieure en course avec chaussure comparativement à la course pieds nus. Le phénomène inverse se produit lors de la phase d'activation enregistrée post-contact (la post-activation), les auteurs rapportent en effet une intensité de signal plus importante en condition de course pieds nus. De plus, la post-activation intervient plus rapidement lors de la course pieds nus (le pic maximum d'activation lors de la phase postérieure était enregistré après 25 ms en condition de course pieds nus *versus* 60 ms avec chaussure). Enfin du fait que :

I une distinction claire soit obtenue dans cette étude entre d'une part l'activité en « hautes fréquences » durant la pré-activation et d'autre part l'activité en « basses fréquences » enregistrée au cours de la phase de post-activation,

II les fibres musculaires activées en période post sont la réponse à la boucle réflexe alors que celles responsables de l'activité pré-impact ont été pré-programmées en vue de l'impact prévu,

III la préparation à l'impact est principalement déterminée par des signaux de « hautes fréquences » (Nigg et Wakeling, 2001)

Alors, si l'on se restreint à une perspective musculaire, la pré-activation (intervention prépondérante des fibres rapides car signaux de « hautes fréquences ») plus importante enregistrée lors de la course avec chaussures permet de conclure que cette dernière induirait plus rapidement de la fatigue (von Tscharnner et coll., 2003).

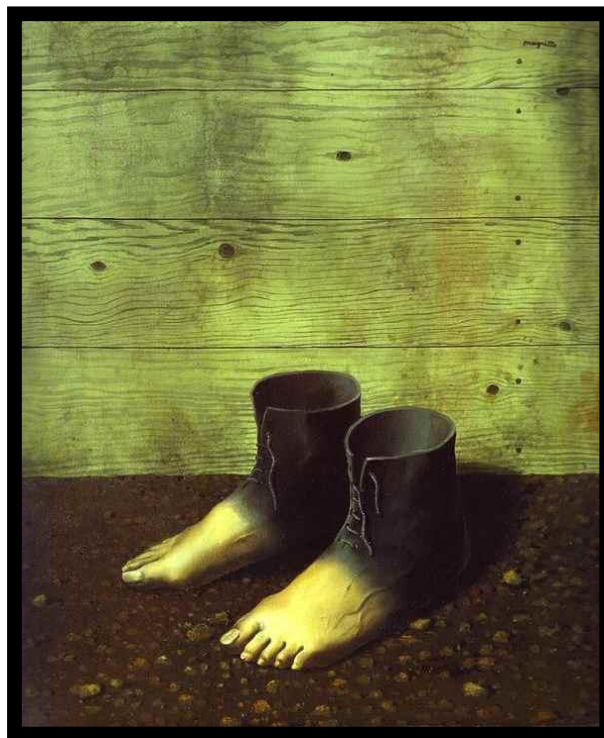
La locomotion pieds nus, si elle ne fait pas l'objet d'un nombre important d'études dans la thématique de la « physiologie de l'exercice », est par contre couramment utilisée dans des revues médicales comme pattern de référence. Ainsi, cette littérature rapporte des points positifs relatifs à la locomotion pieds nus, notamment concernant les stratégies de coordination de l'articulation de la cheville pour la réduction des impacts de force subis par le pied (Kurz et Stergiou, 2004), et concernant les gains en proprioception post-plastie du ligament croisé antérieur (« *anterior cruciate ligament* », « *ACL* », en anglais) (Webster et coll., 2004).

Enfin, toujours d'après nos connaissances, seuls les travaux de Burkett et collaborateurs (1985) proposent des données concernant le coût métabolique de la course pieds nus qui est selon eux plus faible que celui mesuré lors de la course chaussée. Un résultat qui semble d'ailleurs admis par d'autres auteurs (Nigg, 1986) sans que des résultats ne viennent l'appuyer.

Pour conclure, il semble que la condition de course pieds nus puissent apporter de nombreux avantages comparativement à la course en condition chaussée :

- réponse des muscles dorsaux au choc plus rapide,
- apparition retardée de la fatigue,
- réduction des impacts de force subis par le pied par des stratégies de coordination,
- gains en proprioception post-plastie du ligament croisé antérieur,
- moindre coût métabolique.





**Le modèle rouge**

*René Magritte*

Huile sur toile marouflée sur carton 56 × 46 cm.

Musée National d'Art Moderne, Centre Georges Pompidou, Paris.

Figure (19)

#### 4. HYPOTHÈSES DE TRAVAIL ET BUTS DE L'ÉTUDE

L'état de la littérature précédemment présenté témoigne du manque d'information concernant l'influence du chaussage sur les caractéristiques mécaniques et le coût énergétique de la course à pied. Trois points peuvent expliquer ce manque de données et de clarté concernant la relation paramètres mécaniques de la chaussure et coût énergétique :

I la méthodologie utilisée

II une mauvaise connaissance de la condition de référence « la course pieds nus »

III le manque d'informations concernant la possible évolution du pattern de course d'un sujet lors de son évaluation.

.....

- En effet, comme nous l'avons vu en introduction, les méthodes existantes présentent comme principaux inconvénients de modifier le pattern naturel de la course à pied et d'offrir des échantillons de données restreints. Compte tenu des variations intra-individuelles connues et des modifications sensibles du pattern de course induites par le chaussage, il paraissait primordial de revisiter les paramètres mécaniques traditionnels à l'aide d'un nouvel ergomètre, validé. Lors des trois études, l'usage de cet ergomètre a été préféré aux méthodologies préexistantes. Une étude exhaustive du pattern de course en condition pieds nus comparée à la course à pied en condition chaussée a fait l'objet d'une première étude (ÉTUDE I).

- Lorsqu'on étudie l'homme en activité dans un milieu expérimental (laboratoire) sensé être représentatif mais différent du milieu naturel (terrain), on s'assure de l'accoutumance et de la stabilité du sujet à ces nouvelles conditions pour étudier son comportement. De la même manière, si on étudie le pattern de course d'un sujet dans le but de comparer la locomotion chaussée à la locomotion pieds nus, il est important de connaître les possibles évolutions mécaniques induites par l'adaptation du coureur aux conditions de chaussage ainsi que les variations mêmes des matériaux de la chaussure induites par l'usage. Par conséquent nous avons tenté de mettre en évidence les possibles altérations du pattern de course chez des coureurs à pied parvenus à l'état stable et d'en comprendre les raisons (ÉTUDE II).

- L'étude de l'influence du chaussage sur le coût énergétique de la course à pied a fréquemment abouti à la conclusion que la masse des chaussures était le paramètre responsable d'un coût énergétique plus important. La course pieds nus est, pour ces

raisons, plus économique que la course chaussée si l'on se réfère aux quelques études de la littérature nous informant à ce sujet. L'objet de la troisième étude a été, dans un premier temps, de vérifier les conclusions de la bibliographie sur le caractère économique de la course pieds nus. Dans un second temps, nous avons tenté de mettre en évidence d'une part l'influence spécifique des chaussures et d'autre part l'influence de la masse induite par le port de la chaussure sur le coût énergétique et le rendement mécanique de la course à pied (ÉTUDE III).

.....

#### 4. HYPOTHESES AND AIM OF THE WORK

The state of literature previously presented attests to the lack of information concerning the shod influence on both the mechanical characteristics and the energetic cost of running. Three reasons could explain this lack of data and clarity on the link between the mechanical parameters of shoes and energetic cost:

I the methodology used

II a bad knowledge of the reference condition “barefoot running”

III the lack of data concerning the possible evolution of a runner’s pattern during its assessment.

.....

- Indeed, as reported in the introduction, the existing methodologies appear, as main disadvantages, to modify the natural pattern of running and to offer a limited number of data. According to the known intra-individual variations of the running pattern due to the shoes, it was important to revisit the typical mechanical parameters with a new validated ergometer. During the three studies, the use of the new ergometer has been preferred to the pre-existing methodologies. An exhaustive study of barefoot running pattern compared to shod running has been the subject of a first study (STUDY I - ÉTUDE I).
- When studying an active human in experimental condition (laboratory) supposed to be representative but different from natural conditions (field), we must be sure that the subject is perfectly stable and used to these new conditions before observing his behaviour. Consequently, if we studied the running pattern of subject in order to compare shod and barefoot running, it is important to know the possible mechanical evolutions due to the runner’s adaptation to his shod conditions as well as to the shoes’ material adaptations themselves due to their use. Then, the purpose of the second study was first to focus on the possible alterations of the running pattern in runners having reached a state of stability and secondly to understand the reasons of these changes (STUDY II - ÉTUDE II).
- The study of the influence of wearing shoes on the energetic cost of running has often concluded that shoe mass was responsible for an higher energetic cost. Barefoot running is, according to this previous conclusion, more economical than shod running if we consider the few studies made on this topic. The aim of the third study was then firstly to check the economical nature of barefoot running. Secondly, we have tried to highlight the specific influence of shoes on the one side, and on the other side the one of mass induced by the

shoes on the energetic cost and the mechanical efficiency of running (STUDY III - ÉTUDE III).

.....

#### 4. HYPOTHESEN UND ZIELE DER ARBEIT

Der gezeigte Literaturüberblick konstatierte ein Informationsdefizit bezüglich des Einflusses von Schuhen einerseits auf die Biomechanik, andererseits auch auf den Energiebedarf des Laufens. Drei Gründe erklären möglicherweise die mangelnde Datenlage und Unklarheit des Einflusses mechanischer Schuhparameter auf den Energiebedarf der Laufbewegung:

I Die bisher eingesetzte Methodik

II ungenügende Kenntnis der Referenzbedingung „Barfußlauf“

III die ungenügende Kenntnis möglicher Anpassungsmechanismen des Laufmusters während der Datenaufzeichnung.

.....

- In der Tat zeigt das bisher hauptsächlich verfolgte messmethodische Paradigma und die bisher eingesetzten Methoden, dass das Laufmuster durch die experimentelle Situation verändert wurde und nur unzureichend große Datenmengen ergab. Aufgrund der bekannten, durch Schuhe hervorgerufenen, intraindividuellen Variationen des Laufmusters, erschien es wichtig, typische mechanische Parameter mit einem neuen, validierten Ergometer erneut zu erheben. Während der drei Studien zeigte sich deutlich die Überlegenheit des neuen Ergometer gegenüber bisheriger methodischer Setups. Eine umfassende Untersuchung des Barfußlauf im Vergleich zum Lauf mit Schuhen war Gegenstand der ersten Studie (STUDIE I - ÉTUDE I).
- Bei der Untersuchung aktiver Menschen in einer experimentellen Situation im Labor wird angenommen, dass bei bestehenden Differenzen zum natürlichen laufen im Feld, trotzdem die Erfassung einer repräsentativen Bewegung möglich ist. Dabei ist zu beachten, dass die Studienprobanden umfassend an die Laborsituation gewöhnt werden, bevor ein stabiles Bewegungsverhalten beobachtet werden kann. Deshalb müssen bei der Untersuchung des Laufmusters im Barfußlauf im Vergleich zum laufen mit Schuhen sowohl die vom Läufer vollzogenen mechanischen Adaptationen an das Schuhwerk, als auch die mechanischen Anpassungen des Schuhwerks selbst durch ihren fortwährenden Gebrauch berücksichtigt und extrahiert werden. Folglich war das Ziel der zweiten Studie die Untersuchung und Erklärung möglicher mechanischer Anpassungen des Laufmusters von Läufern, bis diese ein stabiles Muster erreichen (STUDIE II - ÉTUDE II).

- Studien über den Einfluss von Schuhen auf den Energiebedarf des Laufens folgerten häufig, dass das Gewicht des Schuhs maßgeblich den Energiebedarf beeinflusst und zu höherem Energiebedarf führt. Diesen Folgerungen nach, ist der Barfußlauf ökonomischer als das Laufen im Schuh, wobei nur wenige Studien genau diesen Aspekt zum Gegenstand hatten. Somit war das erste Ziel der dritten Studie die Überprüfung der Ökonomie des Barfußlaufs. In einem zweiten Schritt wurde dann der spezielle Einfluss von Schuhen selbst und der spezielle Einfluss des Schuhgewichts auf den Energiebedarf des Laufens überprüft (STUDIE III - ÉTUDE III).

.....

# ÉTUDE I

## **COMPARAISON MÉCANIQUE DE LA COURSE PIEDS NUS ET CHAUSSÉE.**

*Cette partie a fait l'objet des publications suivantes:*

- DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, BAUR Heiner, MAYER Frank, BELLI Alain (2005) Mechanical comparison of barefoot and shod running. International Journal of Sports Medicine, 26, 593-598 (Annexe I)
- DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, MÜLLER Steffen, BAUR Heiner, BELLI Alain, MAYER Frank, (2003) Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer. Medicine and Science in Sports and Exercise, 35 (5 suppl), S237 (Annexe IV)



## 5.1. INTRODUCTION

La course à pied est un mouvement complexe à étudier dans lequel les paramètres mécaniques (Catlin et Dressendorfer, 1979; Bosco et Rusko, 1983; Clarke et coll., 1983a; Burkett et coll., 1985; Nigg, 1986; Komi et coll., 1987a; Nigg et Bahlsen, 1988a; Nilsson et Thorstensson, 1989; Nachbauer et Nigg, 1992) ainsi que les paramètres musculaires (Komi et coll., 1987a) inter-agissent avec les conditions de chaussage des coureurs . On retrouve de manière fréquente dans la littérature des comparatifs concernant les différentes techniques de course, vitesses et types de chaussage. Comparativement à la course pieds nus, la course chaussée est supposée apporter aux coureurs différents avantages tels que le contrôle de l'appui, un amorti supplémentaire, qui aide à la distribution des chocs ressentis lors de l'impact au sol, ou encore une stabilisation du talon lors du mouvement de déroulement du pied. Quoiqu'il en soit, l'effet des chaussures de course à pied, et des différents concepts ajoutés à celles-ci, sur les paramètres cinétiques et dynamiques n'est à ce jour pas clair.

En effet, d'un côté certains auteurs rapportent que les chaussures entraînent des modifications du pattern mécanique de la course. C'est notamment le cas de Nachbauer et Nigg (1992) qui n'ont pas montré de changements sur les amplitudes de forces de réaction au sol, enregistrées à l'aide d'une plate-forme de forces, lorsqu'ils comparent trois chaussures dont la hauteur de la voûte plantaire est modifiée.

D'un autre côté, selon plusieurs études, les supports latéraux ainsi que la rigidité des semelles de chaussures altèrent bel et bien le pattern de course enregistré cette fois-ci à l'aide d'une plate-forme de force positionnée sous une bande roulante mais aussi en condition de course naturelle (Bosco et Rusko, 1983; Clarke et coll., 1983a; Nigg et Bahlsen, 1988a). Bosco et Rusko (1983) ont par exemple observé une modification significative des paramètres temporels (temps de contact et temps de couplage) lorsqu'ils comparent deux types de chaussures, l'une particulièrement « molle » l'autre particulièrement « dure », chez des coureurs à pied. De la même manière, Nigg et Bahlsen (1988a) obtiennent des modifications significatives du temps d'apparition de la force maximale et de l'amplitude même de ces forces lorsqu'ils comparent des chaussures de rigidité et de supports latéraux de semelles différents. Dans le but d'expliquer les résultats contradictoires concernant l'effet réel ou illusoire des différents modèles de chaussure, l'hypothèse suivante a été avancée : les faibles modifications de caractéristiques

mécaniques sur les modèles de chaussures seraient facilement et automatiquement compensées par un contrôle neuromusculaire précis de la part des coureurs (Nachbauer et Nigg, 1992). Dans le même sens, Ferris et collaborateurs (1998) montraient, par un ajustement parfait des paramètres mécaniques des coureurs tels que la raideur musculo-tendineuse et l'élévation du centre de masse, une constance dans la mécanique du pattern de course quelque soit les matières de surfaces du sol. Pour conclure et comprendre les résultats rapportés par Bosco et Rusko (1983) par exemple ou encore ceux de Nigg et Bahlsten (1988a), il semblerait que seules les modifications importantes de rigidité de semelles et de supports latéraux apportées aux chaussures auraient une influence sur le pattern de la course à pied. De toutes les modifications apportées par les concepteurs de chaussures de sport, il est important de préciser que la fonction première de ces concepts est avant tout de munir le pied d'une protection contre les chocs subis lors de l'impact du talon au sol (Nigg, 1986). La course pieds nus est, parmi toutes les conditions de course, sans nulle doute celle durant laquelle le coureur est le moins protégé contre les agressions du sol (des impacts au sol mais aussi de l'abrasion). Par conséquent, si le coureur est chaussé on peut légitimement s'attendre à ce que son pattern de course soit modifié, notamment lors des phases d'appui au sol. Dans la littérature on rapporte plusieurs études notant des différences significatives du pic passif de la force verticale dues aux chaussures (Frederick et Hagy, 1986; Nigg, 1986; Komi et coll., 1987a). En effet, Komi et collaborateurs (1987a) enregistraient un pic de force plus grand en condition pieds nus comparativement à la course chaussée mesuré sur plate-forme de forces : ils rapportent des amplitudes de 1800 N pieds nus et de 1350 N chaussée à  $3,3 \text{ m.s}^{-1}$  ( $12 \text{ km.h}^{-1}$ ). Nigg (1986) rapporte des données d'accélérométrie : au niveau du talon il enregistre une accélération de  $160 \text{ m.s}^{-2}$  en condition pieds nus contre  $110 \text{ m.s}^{-2}$  en condition chaussée. Enfin, si l'on compare les données de Freychat et collaborateurs (1996) enregistrées en condition pieds nus ( $2,05 \times$  poids corporel) et celles de Nilsson et Thorstensson (1989) en condition chaussée ( $1,75 \times$  poids corporel) pour des vitesses de course similaires ( $3,97 \text{ m.s}^{-1}$  soit  $14,3 \text{ km.h}^{-1}$ ), on constate, une fois encore, que le pic passif en condition pieds nus est significativement plus élevé. De leur côté, De Wit et collaborateurs (2000) ne rapportent aucune différence significative concernant les amplitudes de force verticale lorsqu'ils comparent les deux conditions de course.

Si l'on se penche maintenant du côté neurophysiologique de la course à pied, il est tout d'abord important de considérer le modèle en trois phases proposé par les spécialistes du domaine de manière à appréhender le plus simplement possible la course à pied et l'activité

musculaire. Un cycle de course se divise de la manière suivante : une phase de pré-activation, débutant avant l'entrée en contact du pied avec le sol, suivie d'une phase d'activation correspondant à l'acceptation du poids du corps, suivie enfin d'une phase d'innervation se caractérisant par la poussée volontaire du pied pour entrer en phase de vol. Là encore la littérature n'est pas très riche en informations en ce qui concerne l'influence de différents types de chaussage sur l'activité musculaire lors de l'activité de course. Selon l'étude de Komi et collaborateurs (1987a), les différences de pattern musculaire mesurées entre plusieurs conditions de chaussures sont tout d'abord faibles et surtout peu systématiques, quant à la comparaison à la course pieds nus, ces derniers ne proposent des données que sur un sujet unique, ce qui ne permet pas d'envisager de véritables conclusions (Komi et coll., 1987a). Récemment l'étude de von Tscharnier et collaborateurs (2003) amenait la conclusion que si bon nombre de différences (temps, fréquence et intensité d'activation musculaire du *tibialis anterior*) séparait le pattern de course en condition pieds nus comparativement à la course chaussée, les différences entre les chaussures de course n'étaient que très faibles voire totalement absentes.

Jusqu'à présent, seulement quelques auteurs se sont intéressés à la course pieds nus mais à notre connaissance aucun d'entre eux ne proposent une analyse biomécanique et neuromusculaire complète de ce pattern sans aucun doute particulier. De plus, probablement à cause du fait que les méthodes d'analyses cinématiques ou même cinétiques utilisées en course à pied ne sont pas suffisamment pertinentes, on obtient comme on l'a vu précédemment des résultats conflictuels. En effet, il est important de considérer la variabilité du pas lorsque l'on veut étudier la biomécanique de la course à pied. Une étude de Belli et collaborateurs (1995) a montré la variabilité importante du pas et ce même en considérant une population entraînée à la course à pied sur tapis roulant. Ces résultats suggèrent, à raison, qu'un échantillon important de pas est nécessaire à l'étude des paramètres mécaniques de la foulée et par conséquent rendent peu exploitables les mesures effectuées sur 5-6 pas comme souvent présentées dans la littérature (ce que permet une plate-forme de forces). Les plates-formes de forces tout comme l'analyse vidéo sont des systèmes de mesures ne permettant pas aisément la mesure consécutive de nombreuses foulées du fait du temps que l'analyse nécessite et de la difficulté dans la manipulation des outils. De plus, comme le suggère Komi et collaborateurs (1987a), il est difficile pour les sujets mesurés de ne pas diminuer ou même augmenter leurs pas dans le but de viser la plate-forme de forces et d'y déposer le pied. Par conséquent, il nous paraissait intéressant d'étudier en profondeur la comparaison des patterns de course

chaussée et pieds nus avec un nouvel outil de mesure permettant une analyse sur un nombre conséquent de foulées.

Le but de notre étude a donc été de mesurer et de discuter les possibles altérations mécaniques et musculaires différenciant la course pieds nus de la course chaussée pour tenter d'expliquer pourquoi la course pieds nus a un meilleur rendement comparativement à la course chaussée (Burkett et coll., 1985).

## **5.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES**

### SUJETS

Trente-cinq sujets hommes et femmes (âge :  $28 \pm 7$  ans; masse :  $72 \pm 9$  kg) ont donné leur accord pour participer à l'étude. Aucun d'entre eux ne présentaient de problème de santé et de pathologies orthopédiques. La totalité des sujets avait une bonne expérience de la pratique loisir en course à pied et était entraîné à la course sur tapis roulant.

### PROTOCOLE

Les sujets sont venus une fois au laboratoire pour deux sessions de course sur tapis. Dans un premier temps ils ont couru le temps nécessaire pour s'habituer au tapis roulant (Schieb, 1986). Durant la deuxième session, les sujets ont effectué deux fois quatre minutes de course à  $3,3 \text{ m.s}^{-1}$  ( $12 \text{ km.h}^{-1}$ ). Ils ont couru dans un ordre randomisé une fois quatre minutes pieds nus et une fois quatre minutes chaussé d'une chaussure standard (sans concept de stabilisation ou d'amorti particulier). Un repos de deux minutes, entre les deux conditions, a été respecté.

### MESURES MÉCANIQUES

Un tapis dynamométrique (ADAL 3DC, H.E.F. Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) a été utilisé pour mesurer les forces de réaction au sol (« *Ground Reaction Forces* », « *GRF* », en anglais) dans les trois dimensions (3-D) pendant les épreuves de course à pied. L'ensemble de l'ergomètre est isolé mécaniquement. Toutes ces composantes, y compris le moteur et la bande roulante, sont montées sur une unique armature en métal fixée au sol par l'intermédiaire de quatre capteurs de force

tridimensionnels (Belli et coll., 1995; Belli et coll., 2001). La description détaillée de l'ergomètre est présentée en introduction générale du manuscrit dans la partie **2.2.** intitulée **DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED** paragraphe 2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED.

Ce tapis permet de déterminer les forces appliquées au point de contact de chaque impact au sol (Belli et coll., 2001). L'échantillon conséquent de foulées enregistré permet de réduire l'erreur due à la variabilité inter-foulées (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). Par ailleurs, ce type de tapis ne perturbe pas plus la course du sujet que celle sur tapis roulant classique.

Les GRF mesurées en 3-D sont enregistrées avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz durant les 20 dernières secondes de chaque condition de course. Par conséquent, environ 60 pas consécutifs ont été moyennés et analysés diminuant ainsi les erreurs dues à la variabilité de la foulée (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). La Figure (20) représente les courbes de force typiques dans les dimensions verticale, antéro-postérieure et médio-latérale enregistrées lors de la course à pied. Le temps séparant deux impacts consécutifs, du même pied, au sol se définit comme une foulée. Les temps de contact et de vol se définissent selon un seuil de 100 N mesuré dans la dimension verticale (Chang et coll., 2000). La dimension antéro-postérieure sert à déterminer les phases de poussée et de freinage selon l'orientation de la force (Figure (20)).

Les amplitudes du pic passif et du pic actif, correspondant généralement à la valeur maximale de la force verticale, ( $F_{z1}$  et  $F_{max}$ , respectivement), l'impulsion verticale ( $I_v$ ;  $I = \int F(t)dt$  pendant la phase de contact), les amplitudes des pics de freinage et de poussée ( $F_f$  et  $F_p$ , respectivement) dans la dimension antéro-postérieure, ainsi que les valeurs d'impulsions correspondantes ( $I_f$  et  $I_p$ , respectivement), l'impulsion médio-latérale ( $I_{m-l}$ ), les temps de foulée (ou temps de stride,  $T_{str}$ ), de contact ( $T_c$ ), de vol ( $T_v$ ) ainsi que les temps de freinage et de poussée ( $T_f$  et  $T_p$ ) ont été mesurés à l'aide du tapis dynamométrique. L'asymétrie entre les deux jambes a été vérifiée par le calcul de l'index (SI) suivant :  $([Ar-Al] \times [0,5 \times [Ar+Al]]^{-1}) \times 100$  (Herzog et coll., 1989).

#### MESURES DE L'ACTIVITÉ ÉLECTROMYOGRAPHIQUE (EMG)

Les signaux électromyographiques des cinq muscles principaux de la jambe (le tibialis, le peroneus, les gastrocnemius lateralis et medialis, le soleus) ont été enregistrés au moyen

d'électrodes de surface bipolaires sur les deux côtés (1000 Hz, Noraxon®, Scottsdale, AZ, USA). Les muscles ont été préparés pour le placement des électrodes selon la méthode proposée par Winter et Yack (1987). Avant de positionner les électrodes (électrodes à usage unique, Medicotest®, Denmark, type N-00-S, distance inter-électrode = 2 cm), l'impédance mesurée de la peau devait être inférieure à 5 k $\Omega$  après avoir été rasée, poncée, nettoyée et aseptisée. Les amplitudes électromyographiques ont été calculées pour chaque phase du cycle de course définie par Winter (1991) (une phase de pré-activation, une phase d'acceptation du poids et une phase de poussée). Le signal brut a été rectifié/redressé (Winter et Yack, 1987)) et lissé (moyenne mobile : 50 points (Kadaba et coll., 1985)). Les valeurs ont été normalisées par rapport au temps du cycle de course débutant au contact au sol initial (Arsenault et coll., 1986). Les signaux électromyographiques ont été enregistrés 20 s avant la fin de chaque condition simultanément à l'enregistrement des GRF. La moyenne de 10 cycles a été utilisée pour l'analyse (Arsenault et coll., 1986; Shiavi et coll., 1998). Le début et la fin de l'activité étaient considérés selon un seuil de 10 % du signal EMG maximal (Hardin et coll., 1998). Comme aucune différence significative de l'amplitude EMG moyenne n'a été rapportée, nous pouvions comparer les amplitudes de chacune des phases de cycle de course chaussée à celles enregistrées pieds nus en pourcentage à l'amplitude moyenne.

Une ANOVA à mesures répétées suivie d'un test post-hoc de Fisher ont été utilisés pour tester les différences induites par le facteur chaussage. Le niveau de significativité retenu correspondait à  $P < 0,05$ .

### 5.3. RÉSULTATS

Les valeurs de temps (moyenne  $\pm$  écart type (ET)) ainsi que leurs différences significatives entre les conditions de course pieds nus et chaussée sont rapportées dans le Tableau 2.

	<i>Pieds nus</i>	<i>Chaussé</i>
$T_{str}$ (s)	0,691 $\pm$ 0,005	0,726 $\pm$ 0,005*
$T_c$ (s)	0,251 $\pm$ 0,002	0,257 $\pm$ 0,002*
$T_v$ (s)	0,094 $\pm$ 0,003	0,106 $\pm$ 0,003*
$T_f$ (s)	0,137 $\pm$ 0,002	0,132 $\pm$ 0,002
$T_p$ (s)	0,113 $\pm$ 0,002	0,125 $\pm$ 0,002*

#### Données de temps mesurées lors des deux conditions de course

Amplitudes des valeurs de temps (moyenne  $\pm$  écart type) pieds nus et chaussé. Les temps de stride ( $T_{str}$ ), temps de contact et de vol (respectivement  $T_c$  et  $T_v$ ) et les temps de freinage et de poussée (respectivement  $T_f$  et  $T_p$ ) sont représentés ainsi que les différences significatives entre les deux conditions de course. \*  $P < 0,05$ .

Tableau 2

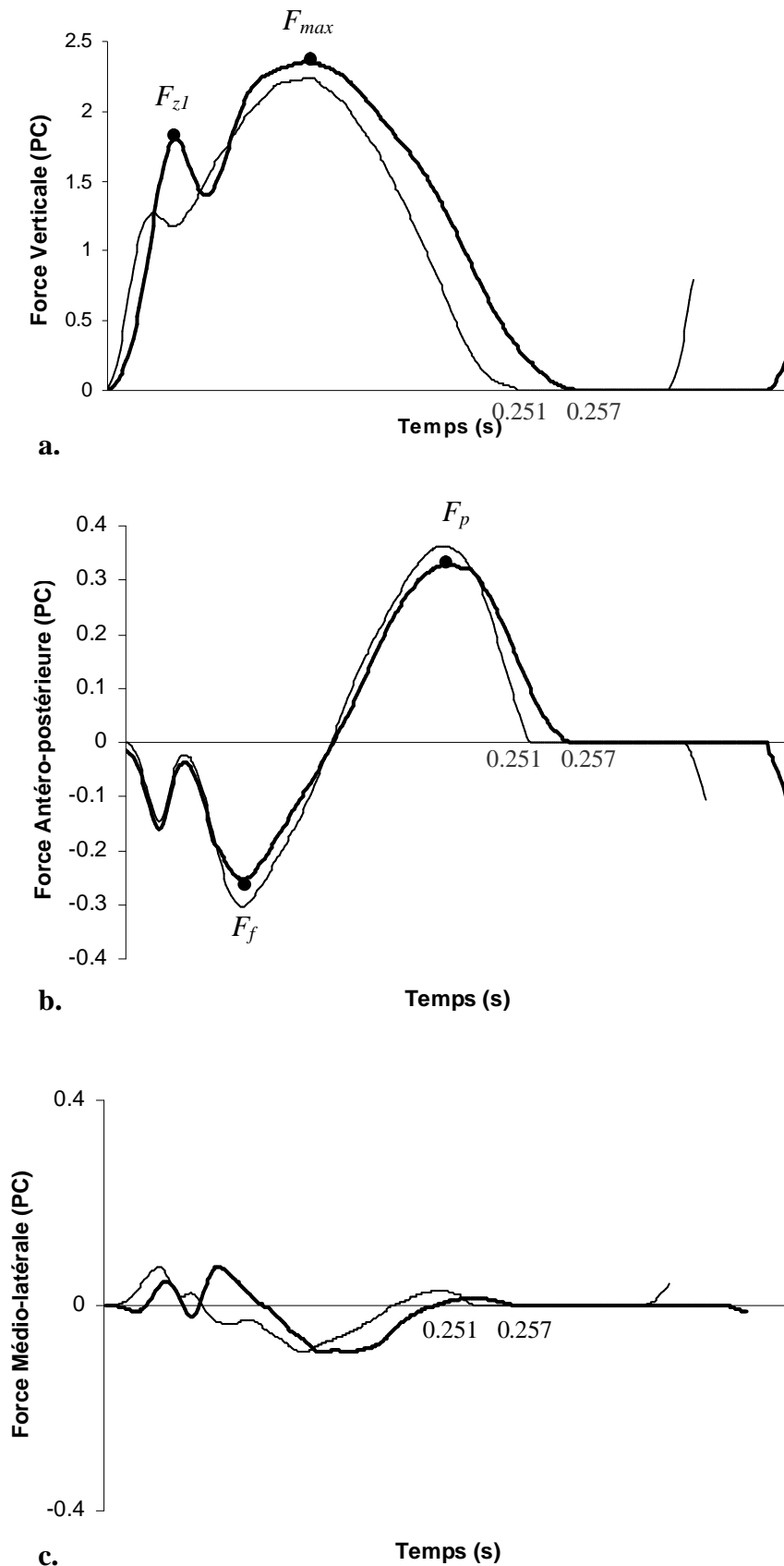
Les valeurs de force et d'impulsion (moyenne  $\pm$  écart type) ainsi que leurs différences significatives entre les conditions de course pieds nus et chaussée sont rapportées dans le Tableau 3.

	<i>Pieds nus</i>	<i>Chaussé</i>
$F_{z1}$ (PC)	1,48 $\pm$ 0,03	1,70 $\pm$ 0,03*
$F_{max}$ (PC)	2,37 $\pm$ 0,03	2,48 $\pm$ 0,03*
$I_v$ (PC $\times$ s)	0,290 $\pm$ 0,003	0,291 $\pm$ 0,003*
$F_f$ (PC)	-0,35 $\pm$ 0,005	-0,34 $\pm$ 0,005
$F_p$ (PC)	0,31 $\pm$ 0,004	0,27 $\pm$ 0,004*
$I_f$ (PC $\times$ s)	-1,62 $\pm$ 0,02	-1,45 $\pm$ 0,02*
$I_p$ (PC $\times$ s)	1,56 $\pm$ 0,02	1,40 $\pm$ 0,02*
$I_{m-l}$ (PC $\times$ s)	0,002 $\pm$ 0,001	0,004 $\pm$ 0,001

#### Données de force et d'impulsion mesurées lors des deux conditions de course

Amplitudes des valeurs de force et d'impulsion (moyenne  $\pm$  écart type) pieds nus et chaussé. Les amplitudes des pics de force passif, maximal (respectivement  $F_{z1}$  et  $F_{max}$ ) et d'impulsion ( $I_v$ ) dans la dimension verticale, les amplitudes de force de freinage et de poussée (respectivement  $F_f$  et  $F_p$ ) et d'impulsions (respectivement  $I_f$  et  $I_p$ ) dans la dimension antéro-postérieure, ainsi que l'impulsion médio-latérale ( $I_{m-l}$ ) sont représentées ainsi que les différences significatives entre les deux conditions de course. \*  $P < 0,05$ . (PC : poids corporel)

Tableau 3



#### Composantes des GRF en course à pied

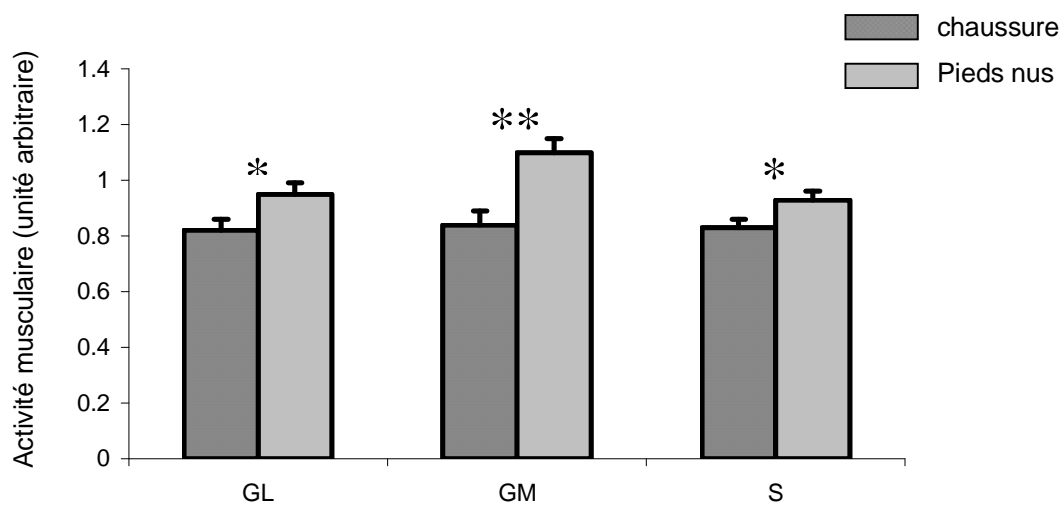
a. composante verticale de la force; b. composante antéro-postérieure de la force; c. composante et médio-latérale de la force chez un sujet en condition de course pieds nus et chaussée (courbe en gras). La force est exprimée en multiple de poids de corps.

Figure (20)



$F_{z1}$  et  $F_{max}$  sont significativement supérieures en condition chaussée comparativement à la course pieds nus de 14,9 et 4,6 %, respectivement.  $I_v$  en condition chaussée est significativement plus grande de 0,3 % par rapport à la course pieds nus.  $F_f$  et  $F_p$  sont respectivement inférieurs de 2,9 et 12,9 % chaussée comparativement à la course pieds nus. De la même manière, on rapporte des amplitudes de  $I_f$  et  $I_p$  significativement plus faibles de 10,5 et 10,3 % en condition chaussée en les comparant à la course pieds nus. Concernant les valeurs calculées d'asymétrie, nous n'avons relevé aucune différence significative entre la jambe gauche et droite et ce pour l'ensemble des paramètres mesurés ( $SI < 2\%$ ).

Les amplitudes EMG relevées lors de la phase de pré-activation pour les muscles fléchisseurs plantaires (les muscles gastrocnemius lateralis et medialis et le soleus) montrent une activité électromyographique significativement supérieure de respectivement 13,7, 23,6 et 10,8 % en condition pieds nus comparée à la course chaussée (Figure (21)). Néanmoins aucune différence significative n'est rapportée concernant les muscles tibialis et peroneus lors de la phase de pré-activation. Enfin concernant les phases d'acceptation et de poussée, l'ensemble des cinq muscles mesurés ne présentent aucune différence significative d'amplitude entre les deux conditions de course.



#### Représentation graphique de l'activité électromyographique des muscles fléchisseurs plantaires

Amplitudes, lors de la phase de pré-activation des muscles gastrocnemius lateralis (GL) et medialis (GM) et du soleus (S). Les différences significatives entre les conditions de course sont représentées. \*  $P < 0.05$ ; \*\*  $P < 0.001$ .

Figure (21)

## 5.4. DISCUSSION

### CONDITION CHAUSSÉE : COMPARAISON À LA LITTÉRATURE

Les paramètres représentatifs de la foulée en course à pied à la vitesse de  $3,3 \text{ m.s}^{-1}$  en condition chaussée sont en accord avec les résultats précédemment rapportés dans la littérature (Nilsson et Thorstensson, 1989). A titre d'exemple, nous rapportons dans notre étude des valeurs similaires de temps de stride ( $0,750$  *versus*  $0,726$  s), de temps de contact ( $0,28$  *versus*  $0,26$  s) et de temps de vol ( $0,09$  *versus*  $0,11$  s) comparativement à celles relevées dans la littérature (Nilsson et Thorstensson, 1989) pour une même vitesse de course. De la même manière, les valeurs de force verticale de pic passif et de pic maximal rapportées par Nilsson et Thorstensson (1989) sont respectivement de 1,75 et 2,6 PC (poids corporel) *versus* 1,7 et 2,5 PC dans notre étude. Les valeurs d'impulsion antéro-postérieure obtenues dans la présente étude sont elles aussi en accord avec celles de la littérature ( $-1,45$  et  $1,40 \text{ PC}\times\text{s}$  *versus*  $-1,45$  et  $1,39 \text{ PC}\times\text{s}$ ) (Nilsson et Thorstensson, 1989). Cependant les valeurs d'impulsion verticale mesurées dans notre étude sont plus faibles que celles de la littérature ( $0,004$  *versus*  $0,009 \text{ PC}\times\text{s}$ ). Étant donné l'importante intra et inter-variabilité (ET de l'ordre de 25 %) des données observées dans la dimension médio-latérale, cette composante de la force horizontale n'a pas été discutée (Nilsson et Thorstensson, 1989).

### CHAUSSÉ *VERSUS* PIEDS NUS

D'après nos connaissances sur le sujet, la comparaison de la course chaussée à la course pieds nus ne s'est basée que sur des données cinématiques et des données de pics de forces verticales (Komi et coll., 1987a) ainsi que des données métaboliques (Burkett et coll., 1985). Les diverses et nombreuses expérimentations s'intéressant à l'activité de course à pied ne présentent pas, à notre connaissance, une analyse exhaustive à la fois basée sur la cinétique, la cinématique et l'activité EMG visant la comparaison des deux patterns de course : la course chaussée et pieds nus.

Dans la présente étude,  $T_f$  en condition pieds nus est significativement inférieur à celui mesuré lors de la course chaussée ( $0,094$  *versus*  $0,106$  s). De plus nous rapportons des valeurs significativement inférieures de  $T_c$  et de  $T_{str}$  pieds nus par rapport à la course chaussée ( $0,251$  *versus*  $0,257$  et  $0,691$  *versus*  $0,726$  s, respectivement). Ces résultats sont tout d'abord en accord avec ceux de Burkett et collaborateurs (1985). Enfin ces résultats suggèrent, notamment la diminution de  $T_{str}$ , un ajustement biomécanique dans le but de

réduire l'impact de force initial encaissé par le système musculo-squelettique (Burkett et coll., 1985).

Cette hypothèse se confirme lorsque l'on se rapporte aux valeurs de pics passifs significativement inférieures en course pieds nus comparativement à celles mesurées lors de la course chaussée (1,48 *versus* 1,71 PC). Cependant si on se réfère aux données de la littérature (Komi et coll., 1987a),  $F_{zI}$  mesuré lors de la course pieds nus ( $\approx 2,65$  PC) était supérieur à la valeur mesurée en course chaussée ( $\approx 1,95$  PC) à  $3 \text{ m.s}^{-1}$ . De plus, comparativement aux données de la présente étude et celles de Nilsson et Thorstensson (1989), Komi et collaborateurs (1987a) rapportent des valeurs de pics passif considérablement supérieures et ce à une vitesse de course moins élevée. Il est important de noter que dans ces études les données rapportées correspondent à des valeurs moyennées sur dix contacts non-consécutifs du pied au sol (mesurés au moyen d'une plateforme de force) et qu'elles ont été mesurées sur moins de six sujets. De plus, Komi et collaborateurs (1987a) rapportent des différences non significatives entre les deux conditions de course.

On peut alors suggérer que lorsque les enregistrements sont effectués sur un nombre limité de pas, les coureurs peuvent supporter et ainsi maintenir des forces d'impact au sol importantes, ce qui n'était pas le cas dans la présente étude où il était demandé aux coureurs de réaliser des paliers de course d'une durée de 3 minutes (soit environ 260 impacts au sol par pied). Cette durée de course induisait probablement de la part des coureurs une protection obligée et nécessaire face aux chocs. Pour se faire, les coureurs modifiait leur pattern de course, caractérisé habituellement (en condition chaussée) par un appui talon initial lors de l'entrée en contact avec le sol (« *rear foot technique* » en anglais), vers un appui initial au sol sur le milieu voir même sur l'avant du pied (« *fore foot technique* » en anglais) (Cavanagh et Lafortune, 1980). Le pattern « *fore foot* » se caractérise par une réduction du pic passif (Cavanagh et Lafortune, 1980) et une augmentation de la pré-activation des muscles fléchisseurs plantaires avant de débiter la phase de freinage (Komi, 1992). Par conséquent, l'augmentation significative de la pré-activation relevée pour les muscles gastrocnemius lateralis et medialis et le soleus lors de la condition pieds nus supporte la réduction significative du pic passif lors de cette même condition de course par la modification du pattern (*rear* à *fore foot technique*) (Divert et coll., 2003). En effet, l'activité EMG enregistrée avant le contact du pied au sol est pré-programmée, elle se base sur l'importance du choc attendu. Peu de temps avant le contact au sol, le muscle a un rôle majeur dans la préparation du système locomoteur à ce contact

(Nigg et Wakeling, 2001). Alors dans le but de protéger les structures musculo-squelettiques des chocs répétitifs, les muscles doivent anticiper leur activité, ce qui explique l'augmentation de la pré-activation rapportée lors de la course pieds nus (condition de course où le choc avec le sol est maximal parce non protégé par une chaussure). Il est aussi bon de noter que cette pré-activation musculaire (Aura et Komi, 1986b) ajoutée à la réduction du temps de contact (Bosco et Rusko, 1983) observées ici en condition de course pieds nus pourraient permettre une meilleure efficacité du cycle étirement-détente des muscles fléchisseurs plantaires et donc améliorer le phénomène de stockage-restitution d'énergie élastique (Bosco et coll., 1981; Bosco et coll., 1982) comparativement à la course chaussée. Même si des études futures sont nécessaires pour confirmer cette hypothèse, la demande énergétique supérieure, mesurée dans la littérature en condition de course chaussée, pourrait ne pas être due seulement à la masse supplémentaire induite par les chaussures comme Catlin et Dressendorfer (1979) ou encore Burkett et collaborateurs (1985) en font l'hypothèse mais aussi à un moins bon phénomène de stockage-restitution d'énergie lors de la course chaussée.

Pour conclure cette étude, lorsque les conditions de course à pied sont mesurées et comparées sur un nombre suffisant de pas, une réduction significative de  $F_{z1}$  et des paramètres temporels ainsi qu'une augmentation de l'impulsion sont observées lors de la course pieds nus probablement dans le but de réduire le stress induit par les contacts successifs au sol. Cette adaptation pourrait être à l'origine de l'amélioration du phénomène de stockage-restitution d'énergie au niveau des muscles extenseurs de la cheville lors de la course pieds nus.

**Les résultats de cette première étude nous informent pour la première fois de manière exhaustive sur les différences mécaniques et musculaires entre la course pieds nus et chaussée. Toujours dans un souci d'aborder avec précision la biomécanique de la course à pied, il est important de mesurer le coureur en conditions parfaites de stabilité et d'adaptation. Pour ces raisons nous nous proposons maintenant d'aborder, dans une deuxième étude, les possibles altérations du pattern de course chez des coureurs à pied parvenus à l'état stable et d'en comprendre les raisons (ÉTUDE II).**

## MECHANICAL COMPARISON OF BAREFOOT AND SHOD RUNNING.

### Introduction

Many authors have studied running shoes and their impact on the pattern (Catlin et Dressendorfer, 1979; Clarke et coll., 1983a) and the energetic of running (Burkett et coll., 1985). Indeed, if running shoes contribute to both cushioning and foothold control, shoe makers also try to minimize, or even optimise energetic demand, something that researchers try to show through kinetic, dynamic and/or muscular analysis of running. However, reported results draw contradictory –and very often unclear- conclusions. The first hypothesis one can make to try and explain those conflicting results is that the small changes of mechanic characteristics on the different shoe models could easily and automatically be compensated for by accurate neuromuscular control from the athletes (Nachbauer et Nigg, 1992). Therefore only very important changes in the geometry and materials would lead to a modification of the running pattern and its energetic demand (Bosco et Rusko, 1983).

A second hypothesis is based on the methodological tools used to measure a runner's locomotion. Indeed, it is important to take into account the important variability of a step when studying the biomechanics of running (Belli et coll., 1995). This variability suggests -fairly enough- that a great number of steps is necessary to study the mechanic parameters of a runner's stride, and therefore the measurements made on 5-6 steps -as often seen in literature (Komi et coll., 1987a)- seem hardly exploitable.

Barefoot running seems quite different from running with shoes (von Tscharnier et coll., 2003) and apparently minimizes energetic demand (Burkett et coll., 1985). Until now, only a few authors have been interested in barefoot running but as far as we know, none of them has ever offered a complete biomechanical and neuromuscular analysis of this undoubtedly special pattern.

### Materials and methods

35 subjects, men and women, with a lengthy experience of leisure running and trained to treadmill running participated in our study. After the first training, meant to get them accustomed to treadmill running (Schieb, 1986), the subjects ran 4mn twice at a speed of  $3.3 \text{ m.s}^{-1}$ . They ran in randomise order for 4 minutes barefoot and 4 minutes with standard shoes. A two minutes' rest was allowed between the two tests.

The 3-D ground reaction forces (3-D GRF) have been recording during the last 20 seconds of each bout (sampled frequency=1000 Hz). A treadmill ergometer (ADAL 3DC, H.E.F. Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) was used. Thanks to the treadmill used, it was then possible, for both conditions, to average and analyse about 60 consecutive steps in order to reduce the measurement error due to the stride variability (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). In addition, this treadmill does not disturb more the running pattern than any other classical treadmill.

The EMG signals from five superficial lower leg muscles (M. tibialis, M. peroneus, M. gastrocnemius lateralis, M. gastrocnemius medialis, M. soleus) were recorded using bilateral bipolar surface-EMG (1000 Hz, Noraxon®, Scottsdale, AZ). EMG signals were recorded 20 seconds before the end of each bout simultaneously with 3D forces measurements. The mean gait cycle of 10 individual cycles was used in the analysis (Arsenault et coll., 1986; Shiavi et coll., 1998). As no significant difference between the mean EMG amplitude of barefoot and shod conditions was found we could compare each gait cycle phases amplitude of shod versus barefoot conditions relative to the mean amplitude.

A one-way repeated measures ANOVA and a Fischer post-hoc test was used to test the difference due to shoeing factor. Significance level was set at  $p < 0.05$ .

## Results

$F_{z1}$  and  $F_{max}$  were significantly higher in shod than in barefoot condition of 14.9 and 4.6% respectively.  $I_v$  was significantly higher of 0.3% in shod than in barefoot condition.  $F_f$  and  $F_p$  were respectively lower of 2.9 and 12.9% in shod than in barefoot condition.  $I_f$  et  $I_p$  were respectively lower in shod than in barefoot condition of 10.5 and 10.3%. Concerning asymmetry, no statistical difference was found between the separately measured legs for all measured mechanical parameters ( $SI < 2\%$ ).

Amplitudes in pre-activation of plantar flexors muscles (m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis and m. soleus) showed significant higher activity of 13.7, 23.6 and 10.8% respectively in barefoot compared to shod condition. No significant difference was reported concerning peroneus and tibialis muscles for pre-activation amplitudes. Moreover concerning weight-acceptance and push-off phases amplitudes, no statistically difference between the two conditions of running were reported.

## Discussion

### SHOD CONDITION: COMPARISON WITH THE LITERATURE

Representative parameters of the stride of  $3.3\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  running in shod condition concur with the results previously reported in literature (Nilsson et Thorstensson, 1989). Yet, vertical impulse values measure in our study are lower than those found in literature (0.004 versus 0.009 PCxs). Taking into account the intra and inter-variability (SD around 25 %) of the data collected in the medio-lateral dimension, this horizontal force component wasn't discussed (Nilsson et Thorstensson, 1989).

### SHOD VERSUS UNSHOD

Based upon our knowledge on the subject, the comparison between shod and barefoot running is based solely on kinetic and vertical force peaks data (Komi et coll., 1987a) as well as on metabolic data (Burkett et coll., 1985). We don't think that the various and numerous experiments on running give an exhaustive analysis –based on kinetic, cinematic and EMG activity- aiming at comparing both patterns of running : shod and barefoot.

In this study,  $T_f$ ,  $T_c$  and  $T_{str}$  are significantly inferior in barefoot condition than in shod condition. Those results suggest biomechanics adjustment with the purpose of reducing the initial force impact taken by the musculo-skeletal system (Burkett et coll., 1985).

That hypothesis is confirmed when looking at the passive peaks values, significantly inferior in barefoot running to those produced in shod running (1.48 versus 1.71 PC). Nonetheless, compared with literature data, we gather lower passive peaks values. Based on a limited number of steps, the runners could bear and maintain important ground impact forces, which they couldn't do in the present study where the runners were asked to perform 3 minutes' running periods (therefore around 260 ground impacts per foot). The length of these running periods probably led the runners to seek and find necessary protection against shocks. Thus the runners modified their running pattern from an initial heel contact when hitting the ground which usually characterises the shod condition ("rear foot technique") to an initial ground contact on the sole or even on the front of the foot ("fore foot technique") (Cavanagh et Lafortune, 1980). The fore foot pattern is characterised by a decrease of the passive peak (Cavanagh et Lafortune, 1980) and an increase in the pre-activation of the plantar flexor muscles before the beginning of the braking phase (Komi, 1992). Consequently, the significant increase in the pre-activation found for gastrocnemius lateralis and medialis and soleus muscles in barefoot running reinforces the significant decrease in the passive peak created by the modification in the

pattern in that same running condition (*rear à fore foot technique*) (Divert et coll., 2003). Indeed, the EMG activity noted before the foot meets the ground is fore planned, and is based on the expected extent of shock. Right before the foot meets the ground, muscles play a major role as the locomotor's system gets ready for contact (Nigg et Wakeling, 2001). That's why the muscles must anticipate this activity in order to protect the musculo-squelettique structures from recurring shocks, thus explaining the increase in pre-activation noticed in barefoot running (running condition with maximum impact with the ground since the foot is not protected by a shoe). It must also be noted that that muscular pre-activation (Aura et Komi, 1986b) reinforced by a shortening in contact time (Bosco et Rusko, 1983) observed here in barefoot running conditions could lead to greater efficiency in the stretch-shortening cycle of the plantar flexor muscles and thus improve the store-recoil elastic energy phenomenon (Bosco et coll., 1981; Bosco et coll., 1982) compared with shod running. Even if future studies are necessary to prove this hypothesis, the higher energetic demand measured in shod running could be attributed not only to the added mass induced by the shoes, as put forward by Catlin and Dressendorfer (1979) or Burkett and collaborators (1985) but also to an energy store-recoil phenomenon that is not as efficient in shod running.

## MECHANISCHER VERGLEICH ZWISCHEN BARFUßLAUF UND LAUF MIT SCHUHEN

Für einen weiteren Vergleich des Laufens mit Schuhen gegenüber dem Barfußlauf liefen 35 Probanden zwei Einheiten von 4 Minuten mit einer Geschwindigkeit von  $3.33 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  auf einem Laufband-Dynamometer. Die Versuchsparameter wurden für 60 aufeinanderfolgende Schritte ermittelt. Beim Barfußlauf waren die Kontakt- und Flugzeiten kürzer ( $p < 0.05$ ), die passive Kraftspitze („Passive Peak“) war niedriger (1.48 faches versus 1.70 faches Körpergewicht,  $p < 0.05$ ), die Brems- und Abdruckstöße waren stärker ( $p < 0.05$ ) und die Vorinnervierung der Triceps Surae Muskeln war höher ( $p < 0.05$ ) als beim Lauf mit Schuhen. Es wurde gefolgert, dass, sofern eine ausreichende Anzahl von Schritten nacheinander ausgeführt werden, Barfußlauf eine Reduzierung der Belastungsspitzen zur Folge hat, die auftretende starke mechanische Belastung verringert. Die neuro-mechanische Anpassung könnte ebenfalls die Speicherung und Rückführung von elastischer Energie durch die Fußgelenks-Strecker verstärken.



## ÉTUDE II

### **ÉVOLUTION DES PARAMÈTRES MÉCANIQUES CHEZ LE SUJET ENTRAÎNÉ À LA COURSE SUR TAPIS ROULANT.**

*Cette partie a fait l'objet de la publication suivante:*

- DIVERT Caroline, BAUR Heiner, MORNIEUX Guillaume, MAYER Frank, BELLI Alain (2005) Stiffness adaptations in shod running. Journal of Applied Biomechanics, 21 (4), 311-321 (Annexe II)

## 6.1. INTRODUCTION

Lorsque l'on évalue les paramètres mécaniques chez un coureur à pied, il faut que le sujet ait atteint un état stable, sinon, les paramètres enregistrés ne sont pas représentatifs de la technique de course. Le coureur évalué doit être accoutumé aux conditions de course dans lesquelles il évolue (Schieb, 1986). Cependant, le sujet mesuré peut toutefois montrer quelques modifications de son pattern au cours d'une évaluation et ce dans les premières minutes de course.

Ces modifications pourraient d'une part être dues à l'habitation du coureur à la condition de course. Schieb (1986) rapportait en effet des modifications d'ordre mécanique et temporelle au cours du temps lorsque le sujet est en cours d'habitation aux conditions courantes de laboratoire : la course sur tapis roulant. L'auteur relève des modifications du pattern au cours des premières minutes de course et ce pendant les trois premiers jours du processus d'accoutumance à l'outil. Ce phénomène peut être grandement diminué si avant toute évaluation des sportifs, ces derniers sont entraînés à la course sur ergomètre et ce pendant un temps suffisant (Schieb, 1986).

D'autre part, ces modifications pourraient être dues aux caractéristiques mécaniques des chaussures de course à pied. En effet les caractéristiques mécaniques ont une influence sur le pattern de course et doivent être prises en compte lorsque l'on entreprend une évaluation d'ordre mécanique de la technique de course (Burkett et coll., 1985; Frederick et Hagy, 1986; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). En outre, la course chaussée est mécaniquement très différente de la course pieds nus (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)).

Un autre point important à considérer lorsque l'on considère l'analyse mécanique du pattern de course, qui est selon certains auteurs de la littérature un facteur déterminant du coût énergétique (Dalleau et coll., 1998), concerne la régulation de la rigidité musculo-squelettique (Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996; Dalleau et coll., 1998). Cette rigidité dépend du système musculo-squelettique qui est une combinaison complexe de muscles, de tendons et de ligaments. Cependant la course à pied, tout comme les activités de rebond ou de trot chez l'animal, est couramment étudié par le biais d'un modèle d'analyse simple dans lequel le coureur est assimilé à une masse oscillant sur un ressort lors de chaque pas, et sert à la description fidèle des mécanismes de la locomotion (Blickhan, 1989; McMahon et Cheng, 1990; Farley et coll., 1991; He et coll., 1991; Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996; Dalleau et coll., 1998). On distingue deux

paramètres issus de l'utilisation du modèle. Tout d'abord, on parle de raideur de jambe (« *leg stiffness* » ou «  $K_{leg}$  » en anglais), elle se définit comme le rapport entre la force verticale maximale ( $F_{max}$ ) et la compression maximale du ressort jambe ( $\Delta L$ ), les deux intervenant à la moitié du temps de contact. La  $K_{leg}$  reste relativement stable quelle que soit la vitesse de déplacement des sujets considérés (Farley et coll., 1993), incluant la course à pied chez l'humain (He et coll., 1991; Farley et coll., 1993). La  $K_{leg}$  reste aussi stable lorsque l'on mesure le coureur à pied à des niveaux de gravité réduit (He et coll., 1991). On sait par contre d'après la littérature (Ferris et coll., 1998) que la  $K_{leg}$  change avec les modifications de raideur de surface de sol. Comme déjà rapporté (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999), les sujets ajustent la raideur du ressort ( $K_{leg}$ ) pour s'adapter aux différents types de surface au sol et d'après les mêmes auteurs le délai d'ajustement est très bref (Ferris et coll., 1999). Cet ajustement permettrait au sujet de maintenir le plus constant possible les mouvements d'oscillation du centre de masse (McMahon et Cheng, 1990). C'est le deuxième type de raideur, appelé raideur verticale (« *vertical stiffness* » ou «  $K_{vert}$  » en anglais), qui sert à la description des mouvements verticaux du centre de masse. La  $K_{vert}$  se définit comme le rapport entre la force verticale maximale ( $F_{max}$ ) et le déplacement vertical maximal ( $\Delta z$ ) du centre de masse.

Si l'on s'intéresse maintenant à l'effet des chaussures sur les paramètres de raideur du système musculo-squelettique, une étude de la littérature montre une variation de la raideur de la jambe lorsque sont comparées les conditions de course chaussée et pieds nus (Aerts et De Clercq, 1993). Cependant il est important de préciser que les mesures effectuées par les auteurs n'étaient qu'une simulation des impacts et écrasements subis par la jambe au moyen d'un impacteur et non des mesures effectuées lors de l'activité de course à pied. Quoiqu'il en soit, d'après nos connaissances, la littérature ne rapporte aucune information concernant l'influence du chaussage sur les paramètres du système musculo-tendineux dans les conditions réelles de course. De plus, nous ne possédons aucune information concernant une possible évolution des caractéristiques musculo-tendineuse au cours du temps dans des conditions de course à pied, que les sujets soient pieds nus ou même chaussés.

Par conséquent, le but de cette étude a donc été de mettre en évidence les possibles altérations du pattern de course chez des coureurs à pied parvenu à l'état stable et d'en comprendre les raisons. Pour se faire, nous avons entrepris de mesurer les paramètres musculo-tendineux et de souligner leurs possibles altérations au cours du temps et ce en course pieds nus et chaussée. En ce sens, si nous observions des modifications de raideur

musculo-tendineuse ( $K_{vert}$  ou  $K_{leg}$ ) au cours des conditions de course, nous pouvions avancer et répondre aux hypothèses suivantes :

Les modifications de raideurs observées ne seront pas attribuées à la possible adaptation des coureurs à la course sur tapis roulant (H1). Nous concluons cela si nous n'observons pas ces modifications lors de la course pieds nus.

Les modifications de raideurs observées seront attribuées aux modifications mécaniques des chaussures de course à pied dues au simple fait de leur utilisation et expliqueront ainsi les adaptations de raideurs musculo-tendineuses mesurées chez les coureurs (H2). Cette deuxième hypothèse pourra être validée par de plus amples informations concernant l'évolution des caractéristiques mécaniques des chaussures de course à pied au cours de leur utilisation.

## **6.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES**

### SUJETS

Vingt-deux sujets hommes ont été volontaires pour participer à cette étude. La totalité des sujets pratiquaient le course de demi-fond à un niveau de compétition important et ne présentaient aucune pathologie au moment de l'étude. L'ensemble des sujets avait une bonne expérience de la course sur tapis roulant. L'âge moyen des sujets était de  $29 \pm 7$  ans (moyenne  $\pm$  écart type); la masse, la taille et la longueur des membres inférieurs étaient respectivement de  $66,4 \pm 3,4$  kg,  $175 \pm 4$  cm et  $89,7 \pm 3,2$  cm. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique en accord avec les termes de la Loi de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (Loi Huriet).

### PROTOCOLE

Les sujets sont venus à deux reprises au laboratoire. Lors de la première venue, les sujets effectuaient un entraînement à la course sur tapis roulant selon les recommandations faites dans la littérature (Schieb, 1986).

Lors de la seconde venue, les sujets effectuaient dans un ordre aléatoire deux conditions de course d'une durée de 4 minutes chacune sur tapis de course (Belli et coll., 2001). La vitesse de course était fixée à  $3,61 \text{ m.s}^{-1}$  (soit  $13 \text{ km.h}^{-1}$ ). Les deux conditions étaient les suivantes : une condition pieds nus et une condition chaussée neutre (les chaussures

utilisées dans cette étude ne présentaient aucun élément de stabilisation particulier, aucun concept innovant). Chaque condition de course était précédée d'une période d'échauffement de 4 minutes. La longueur de jambe ( $L_0$  : distance verticale grand trochanter-sol en position debout, cm) était mesurée de chaque côté chez tous les sujets.

Après les sessions de course à pied, nous avons utilisé un impacteur hydraulique (numéro de série: K7500; modèle: QUIRI HIFI; régulateur ZWICK; France-Allemagne) pour appliquer des impacts au niveau du talon des chaussures de course. Les mêmes chaussures que celles utilisées lors des paliers de course (modèle neuf) ont subi 1883 impacts de force simulant ainsi une durée de l'ordre de 23 minutes de course, soit 5 km (l'amplitude de force correspondait à celle relevée lors des sessions effectuées précédemment sur tapis; fréquence de cycle appliquée : 1,4 Hz; vitesse de course simulée :  $3,61 \text{ m.s}^{-1}$ ; l'ensemble de ces caractéristiques était relevé lors de la session de course chaussée de manière à simuler avec le plus d'exactitude possible l'usage de la chaussure lors de la session de course). Enfin il a été possible grâce à l'impacteur utilisé d'évaluer l'état des caractéristiques mécaniques des chaussures à des temps correspondant au début de l'usage, à 4, 9 et 23 minutes de simulation de course ( $I_0$ ,  $I_4$ ,  $I_9$  et  $I_{23}$  respectivement). Ces quatre périodes de temps ont été choisies pour avoir des informations concernant l'état mécanique des chaussures avant leur usage, après 4 minutes d'usage (ce qui correspond au temps des sessions de course de notre étude), après 9 minutes et 23 (ce qui correspond, pour la vitesse de course de  $3,61 \text{ m.s}^{-1}$ , à une distance de 5000 m).

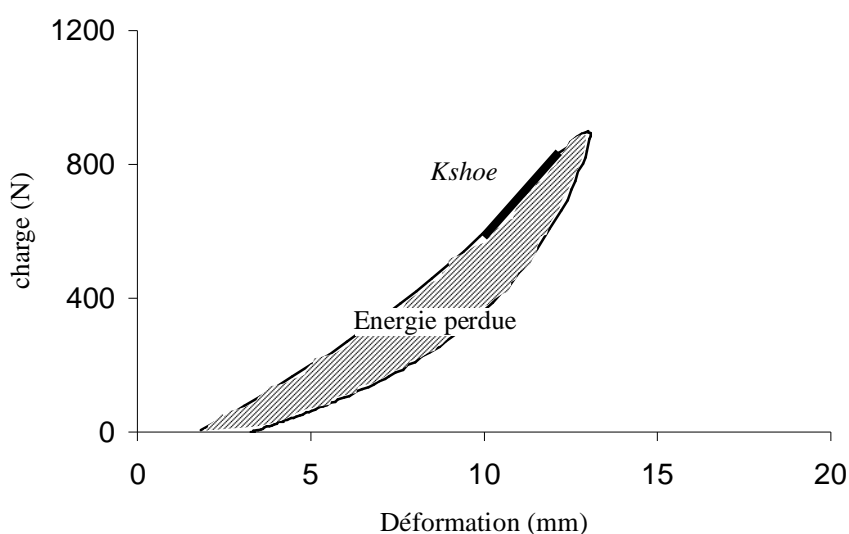
Selon la relation force-déformation connue, les paramètres mécaniques caractéristiques des chaussures de course à pied ont été mesurés (*i.e.* la raideur des semelles de chaussure ( $K_{shoe}$ ) mesurée à un niveau de force correspondant aux valeurs enregistrées lors des sessions de course réelles en terme de vitesse de course et de masse corporelle des sujets (Figure (22)), la perte d'énergie correspond à l'aire hachurée sur la Figure (22)).

Un tapis dynamométrique (ADAL 3DC, H.E.F. Tecmachine Andrézieux-Bouthéon, France) a été utilisé pour mesurer les forces de réaction au sol (« *Ground Reaction Forces* », « *GRF* », en anglais) dans les trois dimensions (3-D) pendant les épreuves de course à pied. (*cf* partie 2.2. intitulée **DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED** paragraphe 2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED).

Les GRF ont été enregistrées à trois reprises lors de chacune des sessions de course (entre les 30 et 50 premières secondes (Enregistrement 1: chaussée<sub>1</sub> et pieds nus<sub>1</sub> respectivement), de 2 à 2 minutes 20 secondes (Enregistrement 2: chaussée<sub>2</sub> et pieds nus<sub>2</sub>

respectivement) et de 3 minutes 40 secondes à 4 minutes lors de chaque session de course (Enregistrement 3: chaussée<sub>3</sub> et pieds nus<sub>3</sub> respectivement)).

La force verticale maximale ( $F_{max}$ ) ainsi que la fréquence de foulée ont été mesurées. Les amplitudes de forces étaient exprimées en poids corporel (PC). La fréquence de foulée était exprimée en Hertz (Hz). Le temps s'écoulant entre deux impacts du même pied était défini comme le temps de foulée. Un seuil de 100 N permettait de considérer les phases de contact et de vol au cours des cycles (Chang et coll., 2000). Les forces antéro-postérieures étaient utilisées pour déterminer les phases de freinage et de poussée selon leurs orientations.



#### Relation force-déformation typique

Relation force-déformation typique d'une chaussure neuve. Les paramètres caractéristiques mesurés sont représentés sur le schémas.

Figure (22)

La raideur verticale (Cavagna et coll., 1988) ainsi que le raideur de jambe (Farley et Gonzalez, 1996) ont été calculées à partir des données cinématiques obtenues par l'utilisation du tapis dynamométrique. Comme couramment utilisé dans la littérature, les sujets ont été assimilés à une masse oscillant sur un ressort lors de chaque pas : le modèle masse-ressort (MMR), « *spring-mass model* » en anglais (Alexander, 1988; Blickhan, 1989; McMahon et Cheng, 1990).

La méthodologie utilisée lors de cette étude, pour le calcul des raideurs verticale et de jambe, est décrite à la page 41 (cf **2. ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA COURSE À PIED ; 2.4. ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED ; 2.4.6. INFLUENCE DE LA RAIDEUR**

MUSCULO-TENDINEUSE ; Méthodes de mesure de la raideur en course à pied.) (Cavagna et coll., 1988; McMahon et Cheng, 1990; He et coll., 1991; Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996).

L'asymétrie entre les membres inférieurs a été vérifiée en calculant l'index SI selon l'équation suivante (Herzog et coll., 1989) :

$$SI = \frac{Ar - Al}{\frac{1}{2} \cdot (Ar + Al)} \cdot 100 \quad [18]$$

Une ANOVA à mesures répétées a été utilisée pour déterminer l'effet chaussage (chaussée et pieds nus) et l'effet temps (chaussée<sub>1,2,3</sub>, et pieds nus<sub>1,2,3</sub>) sur les paramètres mécaniques de la course à pied. Cette procédure a été suivie d'un test post-hoc de Scheffe. Le seuil de significativité a été fixé à P=0,05.

### 6.3. RÉSULTATS

L'ensemble des paramètres mécaniques mesurés présente des différences significatives entre les deux conditions de course pied nus et chaussée. La fréquence de foulée est significativement supérieure (5 %) en condition pieds nus comparativement à la course chaussée et ce pour les trois périodes d'enregistrement (1.48 Hz en condition pieds nus *versus* 1.41 Hz en condition chaussée). D'autre part, les valeurs de déplacement vertical ( $\Delta z$ ) et d'écrasement de la jambe ( $\Delta L$ ) sont toutes les deux significativement inférieures en condition pieds nus comparativement à la course chaussée ( $\Delta z=0,06$  m en condition pieds nus *versus* 0,07 m en condition chaussée;  $\Delta L=0,18$  m en condition pieds nus *versus* 0,19 m en condition chaussée). Les deux paramètres précédemment cités sont en condition pieds nus respectivement 15 % et 5 % plus faibles ( $P<0,001$ ) qu'en condition chaussée. La force verticale maximale enregistrée en condition pieds nus est 3.5 % plus faible ( $P<0,001$ ) qu'en condition chaussée. Les valeurs moyennes de raideurs verticale et de jambe sont en condition pieds nus respectivement 6,5 et 7,5 % plus importantes ( $P<0,001$ ) qu'en condition chaussée (Table 4).

Quelque soit les paramètres mécaniques considérés, il n'y a aucune interaction chaussage-temps d'après le test statistique ANOVA.

	<i>Enregistrement</i>	<i>Pieds nus</i>	<i>Chaussé</i>
$K_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	1	34,481 ± 5,106	32,208 ± 4,208 †
	2	34,546 ± 4,779	32,053 ± 4,043 †
	3	34,790 ± 4,947	31,589 ± 4,080 †#
	Moyenne 1, 2, 3	34,606 ± 4,899	32,031 ± 4,190 †
$K_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	1	11,683 ± 2,219	10,902 ± 1,812 †
	2	11,795 ± 2,380	10,984 ± 2,009 †
	3	11,541 ± 2,212	10,525 ± 1,875 †*#
	Moyenne 1, 2, 3	11,673 ± 2,250	10,804 ± 1,864 †

**Données de la raideur verticale ( $K_{vert}$ ) et de la raideur de jambe ( $K_{leg}$ ) au cours des trois enregistrements lors des deux conditions de course**

Raideur verticale et raideur de jambe mesurées (moyenne ± écart type) aux trois périodes d'enregistrement lors des deux conditions de course (pieds nus et chaussée). Les différences significatives sont aussi représentées dans le tableau († significativement différent de la condition pieds nus; \* significativement différent de l'enregistrement 1; # significativement différent de l'enregistrement 2; P < 0,001).

Tableau 4

Lors de la course pieds nus, aucun des paramètres mécaniques enregistrés ne montre de modifications au cours du temps (parmi pieds nus<sub>1</sub>, pieds nus<sub>2</sub> et pieds nus<sub>3</sub>). En effet la fréquence de foulée, le déplacement vertical, la compression de la jambe, la force verticale maximale (2,60 ± 0,20 PC) ainsi que les raideurs verticale et de jambe (respectivement de l'ordre de 35 kN.m<sup>-1</sup> et 12 kN.m<sup>-1</sup>) ne varient pas au cours du temps (parmi les trois enregistrements).

Cependant, si l'on considère maintenant la condition de course chaussée, nous observons des modifications mécaniques au cours de la session. En effet, la force verticale maximale diminue significativement des enregistrements chaussée<sub>1</sub> et chaussée<sub>2</sub> (respectivement 2,70 ± 0,20 PC et 2,71 ± 0,22 PC) comparativement à chaussée<sub>3</sub> (2,65 ± 0,21 PC) (P<0,001). La Figure (9) (se reporter à l'introduction générale **2.2. intitulée DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED** paragraphe 2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED) rapporte un tracé typique de la force verticale d'un sujet en condition de course pieds nus. De plus les raideurs verticale et de jambe en chaussée<sub>3</sub> sont significativement inférieures aux enregistrements 1 et 2 (P<0,001) (Tableau 4) alors que ces deux paramètres restent constants entre les deux



premiers enregistrements (chaussée<sub>1</sub> versus chaussée<sub>2</sub>). Concernant les autres paramètres, la fréquence de foulée, le déplacement vertical ainsi que la compression mesurée de la jambe ne varient pas au cours des enregistrements lors de la condition chaussée.

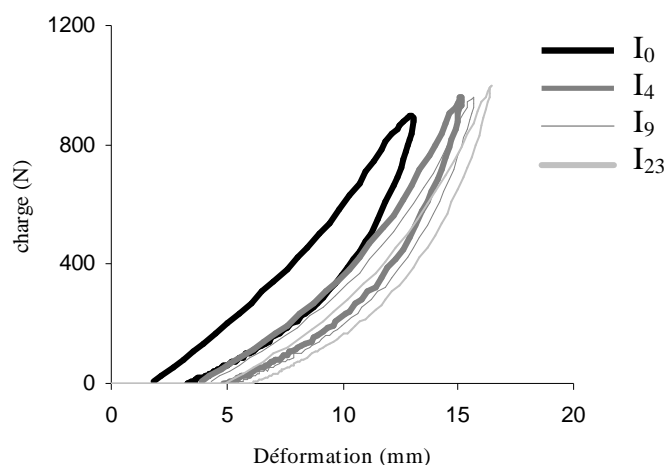
Enfin, les caractéristiques mécaniques ( $K_{shoe}$  et la perte d'énergie) mesurées sur les chaussures par l'impacteur présentent une variation entre d'une part le début de leur utilisation  $I_0$  et d'autre part les trois dernières périodes d'enregistrement  $I_4$ ,  $I_9$  et  $I_{23}$  ( $P < 0,001$ ). Au delà des 4 premières minutes de simulation, les caractéristiques mécaniques des chaussures restent constantes (Figure (23)). Les valeurs moyennées ainsi que leurs écarts types provenant de l'impacteur sont rapportées dans le Tableau 5.

Temps (min)	$K_{shoe} (kN.m^{-1})$	Énergie perdue (J)
0	$124,98 \pm 20,78$	$2227,32 \pm 385,61$
4	$165,61 \pm 16,74 *$	$1769,13 \pm 309,56 *$
9	$164,67 \pm 12,18 *$	$1706,13 \pm 298,61 *$
23	$165,79 \pm 13,24 *$	$1658,52 \pm 260,82 *$

#### Propriétés mécaniques des chaussures

Données mécaniques des paramètres caractéristiques des chaussures au cours de leur simulation à 0, 4, 9 et 23 minutes. (\* significativement différent de 0 (0 minute;  $P < 0,001$ ).

Tableau 5



#### Relation force-déformation

Relation force-déformation moyenne des chaussures à différentes périodes de simulation (en début, à 4, 9 et 23 minutes;  $I_0$ ,  $I_4$ ,  $I_9$  et  $I_{23}$  respectivement).

Figure (23)

Concernant l'asymétrie, aucune différence significative n'a été relevée entre les membres inférieurs droit et gauche et ce quelque soit les paramètres mécaniques considérés ( $SI < 2\%$ ). Par conséquent l'ensemble des valeurs présenté correspondre aux valeurs moyennes des deux jambes (pas droit et gauche).

## 6.4. DISCUSSION

Les valeurs de fréquence de foulée et de force verticale enregistrées par le tapis dynamométrique en condition de course chaussée sont en accord avec celles rapportées précédemment dans la littérature (Nilsson et Thorstensson, 1989). Nous obtenons par exemple dans cette étude des valeurs comparables de fréquence de foulée (1,39 Hz *versus* 1,41 Hz) et de force verticale maximale (2,6 Poids Corporel (PC) *versus* 2,7 PC) à celles relevées dans la littérature (Nilsson et Thorstensson, 1989).

De la même manière, les données de déplacement vertical et de compression de la jambe sont sensiblement similaires à celles précédemment rapportées (7 cm *versus* 8 cm et 19 cm *versus* 17 cm, respectivement) (He et coll., 1991; Avogadro et coll., 2004).

Les valeurs de raideurs verticale et de jambe, mesurées dans notre étude, sont elles encore comparables à celles de la littérature (Farley et Gonzalez, 1996; Ferris et coll., 1998). Nous relevons par exemple dans la littérature des valeurs de raideur verticale de 29 kN.m<sup>-1</sup> *versus* 31,589 kN.m<sup>-1</sup> dans la présente étude, ainsi que des valeurs de raideur de jambe de 14,1 kN.m<sup>-1</sup> *versus* 10,525 kN.m<sup>-1</sup>) pour des vitesses de course comparables (He et coll., 1991; Avogadro et coll., 2004).

Comme déjà rapporté dans la littérature (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) les paramètres mécaniques de la course à pied sont significativement différents selon que les sujets soient chaussés ou pieds nus. En effet dans la présente étude, la fréquence de foulée était significativement supérieure lors de la course pieds nus comparativement à la course chaussée (1,48 Hz en condition pieds nus *versus* 1,41 Hz en condition chaussée), ce résultat a déjà été rapporté précédemment (1,45 Hz en condition pieds nus *versus* 1,38 Hz en condition chaussée à 3.3 m.s<sup>-1</sup> (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I))). Dans cette étude, la force verticale maximale en course pieds nus était aussi significativement différente de celle enregistrée lors de la course chaussée (2,60 PC en condition pieds nus *versus* de l'ordre de 2,70 PC en condition chaussée) comme déjà rapporté précédemment (2,37 PC en condition pieds nus *versus* 2,48 PC en condition chaussée à 3.3 m.s<sup>-1</sup> (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I))). Les auteurs suggéraient que cet ajustement mécanique des paramètres (plus grande fréquence de foulée) réduisait l'impact initial de force verticale absorbée par le système musculo-squelettique à chaque pas (Burkett et coll., 1985). Les raideurs verticale et de jambe sont toutes deux significativement inférieures en condition de course chaussée comparativement à la condition de course pieds nus durant toute la durée des paliers de

course. Ce résultat est probablement dû au fait que la rigidité des chaussures, mécaniquement montée en série avec la rigidité musculo-tendineuse, réduit la raideur totale de la jambe (chaussure + muscle et tendon), tout en assumant que la raideur musculo-tendineuse est maintenue constante. En effet la principale fonction des chaussures est de protéger le pied et les structures de la jambe au moyen de matériaux amortissants et souples. Cependant dans la littérature il est couramment rapporté que la raideur de jambe est ajustée naturellement par les coureurs permettant de maintenir constante la raideur verticale quelque soit les caractéristiques de rigidité de la surface de course (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999). Les valeurs plus importantes de raideurs (raideurs verticale et de jambe) obtenues en course pieds nus montrent que l'ajustement des coureurs pour maintenir la raideur verticale constante comme c'est le cas sur des surfaces de course différentes (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999) est différent lorsqu'il s'agit du port de chaussures lors de la course à pied. De plus si l'on considère les différences mécaniques engendrées par le port des chaussures (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)), nous pourrions conclure que l'ajustement de la raideur de jambe couramment observé (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999) n'est pas suffisant dans ces conditions pour maintenir constante la raideur verticale.

Selon nos connaissances de la littérature, aucune information n'est rapportée concernant l'effet du port de chaussures lors de la course à pied comparativement à la course pieds nus sur les adaptations musculo-tendineuse.

Ces résultats confortent davantage le fait que courir pieds nus est un moyen de locomotion plus économique que la course chaussée (Burkett et coll., 1985) si nous considérons la relation négative qui unit la raideur de la jambe et le coût énergétique de la course à pied (Dalleau et coll., 1998).

Il est important de noter, comme précédemment rapporté par Schieb (1986), que la fréquence de foulée tout autant que le déplacement vertical n'ont présenté aucune évolution significative durant la durée des conditions de course. Quoiqu'il en soit, selon notre connaissance de la littérature, il n'y a pas de résultats nous informant sur l'évolution des paramètres à la fois de raideur verticale et de raideur de jambe au cours du temps.

L'absence de modification, au cours du temps (si l'on considère les trois enregistrements), de la fréquence de foulée, du déplacement vertical et de la compression de la jambe, de la force verticale maximale et des raideurs verticale et de jambe durant la condition de course pieds nus témoigne que le pattern de course des coureurs était déjà stable dès les premières

secondes de course chez des coureurs habitués à la course sur tapis roulant. Ce résultat est en accord avec notre première hypothèse attestant d'un pattern stable sur tapis roulant après un temps suffisant d'entraînement sur tapis roulant (Hypothèse 1). La course pieds nus pourrait alors être considérée comme le moyen de locomotion le plus naturel chez l'homme qui ne leur demande aucun ajustement de leur pattern. Ce résultat pourrait renforcer les précédentes conclusion faites (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) considérant la course pieds nus comme le moyen de locomotion le plus économique (Burkett et coll., 1985). En conséquence, les évolutions enregistrées au cours du temps des raideurs verticale et de jambe lors de la course chaussée pourraient être attribuées aux propriétés propres de la chaussure. En effet les trois enregistrements effectués au cours des quatre minutes de course dans la présente étude nous permettent de voir les premières adaptations (chaussée<sub>1</sub> *versus* chaussée<sub>2</sub> et chaussée<sub>3</sub>) de raideur de jambe aux propriétés des chaussures intervenant dans les premières secondes de course. Comme rapporté dans la littérature, les ajustements de la raideur de jambe pourraient apparaître dans les premières secondes (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999). Cependant il est difficile de dire combien de temps est nécessaire aux coureurs pour atteindre un pattern parfaitement stable et par conséquent permettre un enregistrement fidèle des paramètres mécaniques représentatifs de la course à pied. Il peut être alors suggéré que les modifications du contrôle neuro-musculaire interviennent en tout début des conditions de course pour s'adapter aux propriétés des chaussures, même chez les sujets accoutumés à la course sur tapis.

De plus les données obtenues par la simulation de course des chaussures a donné des informations sur les propriétés mécaniques des chaussures. Selon les résultats obtenus, durant les quatre premières minutes de simulation (< ou = 4 minutes), les propriétés mécaniques des chaussures évoluent considérablement ( $I_0$  *versus*  $I_4$ ,  $I_9$  et  $I_{23}$ ). De la quatrième à la vingt-troisième minute, les propriétés mécaniques des chaussures ne varient plus et restent constantes. Par conséquent nous pouvons considérer que les propriétés mécaniques des chaussures étaient stables lorsque nous avons commencé les enregistrements de données, ce grâce à l'échauffement préalable de quatre minutes des coureurs avec les chaussures. Il est alors possible de conclure que les variations de  $K_{vert}$  et  $K_{leg}$  enregistrées, durant la condition de course chaussée, sont uniquement dues à la seule adaptation des coureurs à leurs chaussures et non pas aux modifications mécaniques des propriétés de la chaussure (Hypothèse 2). Cependant, l'impacteur hydraulique utilisé pour la simulation des impacts rencontrés lors de l'activité de course à pied présente des limites connues rapportées dans la littérature (Aerts et De Clercq, 1993), il est très possible que les

impacts simulés ne soient pas en parfaite adéquation avec les impacts réels rencontrés par une chaussure lors de son utilisation véritable.

Pour conclure, comparativement à la course pieds nus, les raideurs verticale et de jambe sont diminuées lors de la course chaussée, probablement à cause du fait que la raideur musculo-tendineuse n'est pas suffisamment renforcée pour compenser les caractéristiques de souplesse des chaussures. La raideur des chaussures est amplifiée au cours des quatre premières minutes d'utilisation et se stabilise par la suite. Il semble par conséquent important de préconiser une utilisation préalable des chaussures de quatre minutes avant tout étude mécanique de la course à pied chaussée, et ce pour éviter d'enregistrer, en plus des paramètres mécaniques des coureurs, les variations de pattern dues à l'« échauffement » des chaussures. Cependant, il est important de considérer que l'adaptation des coureurs à leurs chaussures de course peut subsister.

**Compte tenu des recommandations précédemment faites (ÉTUDE II), il est important d'une part d'accoutumer le coureur aux conditions expérimentales, et d'autre part « d'échauffer les chaussures » si on évalue un coureur chaussé, ce que nous avons pris soin de faire dans la prochaine étude (ÉTUDE III). Enfin, considérant les résultats de l'ÉTUDE I et les conclusions de la littérature concernant le facteur masse comme seul responsable de la différence de coût métabolique rapportée entre la course pieds nus et chaussée, nous nous proposons maintenant d'isoler pour la première fois d'une part l'influence spécifique des chaussures et d'autres part l'influence de la masse induites par le port de la chaussure sur le coût énergétique de la course à pied (ÉTUDE III).**

## STIFFNESS ADAPTATIONS IN SHOD RUNNING.

### Introduction

The runner studied have to be accustomed to testing conditions (Schieb, 1986). However, the subject observed may show some variations in his pattern because of I a lack of adaptation to the experimental conditions and/or II the mechanical characteristics of the running shoes used. Indeed, as the mechanical characteristics have an influence on the running pattern, they must be taken into account in any study of the mechanical aspects of running technique (Burkett et coll., 1985; Frederick et Hagy, 1986; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). Besides, running with shoes is mechanically speaking very different from running barefoot (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). A study of literature shows that the leg stiffness varies depending on whether the runner wears shoes or not (Aerts et De Clercq, 1993). Nevertheless, it is important to notice that the measurements made by the authors quoted were only simulations made with an impacting device of the shocks and flattening impacts to which the leg is submitted; they were not measurements made during the course of the running activity. Moreover, we have no information concerning a possible evolution of musculo-tendinous characteristics in the course of time in the running conditions, may the subject run barefooted or even with shoes.

Consequently, the aim of this study was to put in evidence possible alterations of the running pattern in runners having reached a state of stability and understand the reasons of those changes. With this purpose, shall we observe modifications in the musculo-tendinous stiffness ( $k_{vert}$  or  $k_{leg}$ ) in the course of the running conditions, we could then put forward and answer the following hypotheses:

The stiffness modifications observed will not be attributed to the possible adaptation of the subjects to practicing running on a treadmill (H1). This will be our conclusion if we do not observe such changes when the subjects are running barefoot.

The stiffness modifications observed will be attributed to the mechanical modifications of running shoes due to the simple fact of using them and will then explain the adaptation of musculo-tendinous stiffness measured in runners (H2). This second hypothesis may be confirmed by further information regarding the evolution of the mechanical characteristics of running shoes during their use.

### Materials and methods

22 male runners ( $29 \pm 7$  years,  $66.4 \pm 3.4$  kg, height and leg length:  $175 \pm 4$  cm and  $89.7 \pm 3.2$  cm respectively) volunteered for this study. They all had training experience in competition running and reported no injury at the time of experiment. The subjects came twice to the laboratory for two test sessions. The primary purpose of the first test session was to get all the subjects used to the treadmill (Schieb, 1986). During the second visit, the subjects performed two running sessions (shoe and barefoot) of 4 minutes. They ran at  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$  in a random order with neutral running shoes (i.e. without additional stability elements) (shoe session) and barefoot (barefoot session) on a treadmill ergometer (Belli et coll., 2001). The bouts were preceded by a warm-up period of 4 minutes. After the running sessions, a hydraulic controlled impactor (serial number: K7500; jack model: QUIRI HIFI; regulator ZWICK; France-Germany) was used to apply periodic loading and relaxation cycles at shoe's heel level on exactly the same type of shoes used during the running sessions. The shoe's state has then been evaluated at impacts corresponding to the beginning, the minute 4, 9 and 23 running simulation ( $I_0$ ,  $I_4$ ,  $I_9$  and  $I_{23}$  respectively). According to the force-deformation relationship, typical quantities (i.e. stiffness of the shoe ( $K_{shoe}$ ) evaluated at force level corresponding to the values recorded during running in terms of speed and runners body mass, energy lost) were measured by the impactor at the

four times. A treadmill dynamometer (ADAL 3D, HEF-Tecmachine, Andrezieux-Boutheon, France) was used to measure three dimensional-ground reaction forces (3D-GRFs) during running bouts. (Belli et coll., 2001).

3D-GRFs were sampled at 1000 Hz three times during the two sessions (shoe and barefoot) (between the 30<sup>th</sup> and the 50<sup>th</sup> seconds (Record 1: shoe<sub>1</sub> and barefoot<sub>1</sub> respectively), from 2 to 2 minutes 20 seconds (Record 2: shoe<sub>2</sub> and barefoot<sub>2</sub> respectively) and from 3 minutes 40 seconds to 4 minutes of each running bout (Record 3: shoe<sub>3</sub> and barefoot<sub>3</sub> respectively)). Vertical stiffness ( $k_{vert}$ ) (Cavagna et coll., 1988) and leg stiffness ( $k_{leg}$ ) (Farley et Gonzalez, 1996) were measured from kinetic data given by the treadmill ergometer. Asymmetry was checked between the separately measured legs by using the index (SI) (Herzog et coll., 1989).

Two way ANOVA for repeated measures was used to assess the shod conditions (shoe and barefoot) and time (shoe<sub>1,2,3</sub>, and barefoot<sub>1,2,3</sub>) effect on running mechanical parameters. This procedure was followed by Scheffe's post-hoc test.  $P < 0.05$  was considered as statistically significant and all results were expressed as means  $\pm$  SD.

## Results

All the mechanical parameters were significantly different between the two running conditions. The stride frequency in barefoot running was statistically higher (5 %) than in shoe running for the three records (1.48 Hz in barefoot *versus* 1.41 Hz in shoe running). In addition, the vertical displacement ( $\Delta z$ ) and the leg compression ( $\Delta L$ ) parameters were both significantly lower in barefoot compared to shoe running ( $\Delta z = 0.06$  m in barefoot *versus* 0.07 m in shoe running;  $\Delta L = 0.18$  m in barefoot *versus* 0.19 m in shoe running). The two parameters were in barefoot running respectively 15 % and 5 % lower ( $P < 0.001$ ) than in the shoe running condition. The maximal vertical force in barefoot running was 3.5 % lower ( $P < 0.001$ ) than in shoe running condition. The mean vertical and leg stiffness in barefoot running were respectively 6.5 and 7.5 % higher ( $P < 0.001$ ) than shoe running condition. Whatever the mechanical parameter, no shod conditions x time interaction were found with the two way ANOVA test.

In the barefoot session, none of the mechanical parameters measured shown any modification occurring within the trial (among barefoot<sub>1</sub>, barefoot<sub>2</sub> and barefoot<sub>3</sub>). Indeed the stride frequency, the vertical displacement, the leg compression, the maximal vertical force ( $2.60 \pm 0.20$  BW) and both vertical and leg stiffness (respectively about  $35 \text{ kN.m}^{-1}$  and  $12 \text{ kN.m}^{-1}$ ) did not change with time (among the three records).

However, in the shoe condition, we noticed some modifications occurring within the trial. For instance, the maximal vertical force decreased significantly from shoe<sub>1</sub> and shoe<sub>2</sub> (respectively  $2.70 \pm 0.20$  BW and  $2.71 \pm 0.22$  BW) to shoe<sub>3</sub> ( $2.65 \pm 0.21$  BW) ( $P < 0.001$ ). Moreover the vertical and leg stiffness in shoe<sub>3</sub> was significantly lower than shoe<sub>1</sub> and shoe<sub>2</sub> stiffness values ( $P < 0.001$ ) whereas the both parameters did not change between the two first records (shoe<sub>1</sub> *versus* shoe<sub>2</sub>). Concerning the other parameters, the stride frequency, the vertical displacement and the leg compression, there were no modification occurring between the records in shoe running.

Finally, the two quantities  $K_{shoe}$  and energy lost changed significantly between  $I_0$  on one side and  $I_4$ ,  $I_9$  and  $I_{23}$  on the other side ( $P < 0.001$ ). After 4 minutes of simulation, the shoes' quantities remained constant during the impacts loading test.

Concerning asymmetry, no statistical difference was found between the separately measured legs for all measured mechanical parameters ( $SI < 2\%$ ). Then, data reported in the present manuscript corresponded to the average of all of the steps (right and left step).

## Discussion

As already mentioned in literature (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)), mechanical parameters of running are significantly different depending on whether the runner wears shoes or not. The stiffness of the shoes, set mechanically in series with the musculo-tendinous' stiffness, reduces the general leg stiffness (shoe + muscle and tendon), may the musculo-tendinous' stiffness be kept constant. Indeed, the main purpose of shoes is to preserve the foot and the structures of the leg through shock-absorbing and flexible materials. The higher values of stiffness (vertical and leg stiffness) obtained during barefoot running show that the adjustment made by runners to maintain a constant vertical stiffness, in the same way as on different running surfaces (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999), is different when the runners wear shoes. Moreover, if we consider the mechanical differences engendered by wearing shoes (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)), we can conclude that the adjustment of the leg stiffness frequently observed (Ferris et coll., 1998; Ferris et coll., 1999) is not sufficient in those conditions to keep the vertical stiffness constant.

Such results tend rather to demonstrate that running barefoot is a more economical locomotion means than running with shoes (Burkett et coll., 1985) if we consider the negative relation between the leg stiffness and the energy consumption during running (Dalleau et coll., 1998).

The absence of modification, in the course of time (if we consider the three records), of the stride frequency, the vertical movement and compression of the leg, the maximum vertical force as well as the vertical and leg stiffness during barefoot running condition, show that the running pattern was stable since the very first seconds in subjects used to running on a treadmill. This result confirms our first hypothesis putting forward a stable pattern on a treadmill after a long-enough training on a treadmill (Hypothesis 1). Thus, barefoot running may be considered as the most natural locomotion means for human being, as it requires no adjustment of his pattern, and reinforce previous conclusions made (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) stating that barefoot running is the most economical locomotion means (Burkett et coll., 1985). Consequently, evolutions of vertical and leg stiffness recorded in the course of time while running with shoes might be attributed to the properties of the shoes themselves. However, it is still hard to determine clearly how long is necessary for the runners to reach a perfectly stable pattern and, consequently, allow an accurate record of mechanical parameters representative of running. It might be suggested then that changes in the neuromuscular control take place at the very beginning of running conditions to adapt to the properties of the shoes, even in runners used to practicing on a treadmill.

According to the results obtained, during the four first minutes of simulation ( $t \leq 4$  minutes), the mechanical properties of shoes evolve highly ( $I_0$  versus  $I_4$ ,  $I_9$  and  $I_{23}$ ). From the fifth minute until the twenty-third one, mechanical properties of shoes do not vary anymore and remain constant. It is then possible to conclude that  $K_{vert}$  and  $K_{leg}$  variations recorded when running with shoes are only due to the adaptation of runners to their shoes, and not to the mechanical changes of the properties of the shoes (Hypothesis 2). However, the hydraulic impactor device used to simulate the shocks encountered during the course of the running activity presents some limits known and reported in literature (Aerts et De Clercq, 1993). The shocks simulated may very possibly not be totally in accordance with the real impacts encountered by the shoes in real conditions of use. As a consequence, it seems important to recommend a previous use of the shoes during four minutes before proceeding to any mechanical study of the practice of running with shoes, in order to avoid recording not only the mechanical parameters of runners but also the changes in the pattern



due to the “warming-up” of the shoes. Nevertheless, it is important to take into account the fact that the adaptation of runners to their running shoes can remain.

## STIFFNESS - ANPASSUNGEN BEIM LAUF MIT SCHUHEN

Für die Messung mechanischer Laufparameter müssen die Läufer an die Testbedingungen gewöhnt sein. Dennoch können auch nach einer Eingewöhnungsphase zu Beginn jedes neuen Laufintervalls geringfügige Abweichungen auftreten. Ziel dieser Studie war es, die Stiffness-Anpassungen von Läufern während Schuh- und Barfußlaufes und Steifigkeitsveränderungen von Schuhen zu untersuchen.

24 Läufer absolvierten nach einer vier Minuten langen Aufwärmphase zwei, jeweils vier Minuten lange Einheiten mit Schuhen und barfuß bei einer Geschwindigkeit von  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$ . Die vertikale Stiffness und die Stiffness der Beine nahm beim Lauf mit Schuhen ab, während sie beim Barfußlauf stabil blieb ( $p < 0.001$ ). Des weiteren zeigte ein Aufpralltest („Impactor-Test“), dass die Steifigkeit der Schuhe während der ersten vier Minuten signifikant abnahm ( $p < 0.001$ ). Ab der vierten Minute war die Schuhbeschaffenheit stabil. Auch wenn die Läufer an die Testbedingungen gewöhnt waren, veränderten sie ihre vertikale Stiffness und die Stiffness ihrer Beine, während die Laufmuster beim Barfußlauf stabil blieben. Es kann vermutet werden, dass die Schuheigenschaften sich dabei nicht veränderten, da die Messungen nach einer vierminütigen Aufwärmphase durchgeführt wurden. Somit könnten Stiffness-Veränderungen, die beim Lauf mit Schuhen beobachtet wurden, mit der anhaltenden Eingewöhnung der Läufer an das Laufen mit Schuhen begründet werden.

Zusammenfassend betrachtet, scheint es wichtig, dass vor der Durchführung von Messungen im Rahmen einer Eingewöhnungsphase mindestens vier Minuten lang gelaufen wird, um Stiffness-Veränderungen der Probanden aufgrund von Änderungen der Schuheigenschaften zu vermeiden. Anpassungen des Läufers an den Schuh können jedoch auch nach dieser Aufwärmphase auftreten.

## ÉTUDE III

### **DIFFÉRENCE DE COÛT ÉNERGÉTIQUE ENTRE LA COURSE PIEDS NUS ET CHAUSSÉE : EFFET CHAUSSURE OU EFFET MASSE ?**

*Cette partie a fait l'objet de la publication suivante:*

- DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, FREYCHAT Philippe, BALY Laurent, BELLI Alain (2005) Barefoot - Shod running  $\dot{V}O_2$  difference : shoe or mass effect? Medicine and Science in Sports and Exercise, *Soumis* (Annexe III)

## 7.1. INTRODUCTION

Lorsque l'on court chaussé, la masse ajoutée due aux chaussures pourrait expliquer la plus grande consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ ) enregistrée en course chaussée comparativement à la course pieds nus (Burkett et coll., 1985). En effet lorsque l'on compare les conditions pieds nus, avec chaussures et avec chaussures munies de semelles correctrices, Burkett et collaborateurs (1985) concluaient que les variations de  $\dot{V}O_2$  pourraient davantage être imputables à la masse additive induite par le port des chaussures qu'à d'éventuelles altérations mécaniques inhérentes à la course chaussée comparativement à la course pieds nus. Les études de la même thématique confortent elles aussi cette théorie (Catlin et Dressendorfer, 1979; Hayes et coll., 1983; Martin, 1985). Martin (1985), pour ne citer que cet exemple, trouve que l'addition de 0,5 ou 1 kg sur le pied au cours d'une condition de course à pied sous-maximale entraîne une augmentation significative de  $\dot{V}O_2$ . Les auteurs précédemment cités concluent que l'augmentation de la demande énergétique est directement liée à une augmentation du travail mécanique induit par le port de chaussure. Cependant, d'après leurs résultats, la hausse du travail mécanique est presque totalement inhérente aux changements inertiels subis par le membre inférieur plutôt qu'à des modifications d'ordre cinématique de la locomotion. De leur côté, Frederick et collaborateurs (1980) rapportent une réduction significative de 5,7 mL.kg<sup>-1</sup>.km<sup>-1</sup> d'oxygène consommé lorsqu'ils comparent deux types de chaussures (dont les masses respectives sont de 677,8 et 646,9 g/paire) en faveur de la chaussure la plus lourde. De cette comparaison, il semblerait que la masse ajoutée ne soit pas le seul facteur responsable d'un moindre rendement. Par conséquent, en plus de l'influence de la masse ajoutée, les modifications mécaniques induites par le port des chaussures (Frederick et coll., 1980; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) pourraient être prises en compte pour tenter d'expliquer ce résultat contradictoire avec la théorie admise jusqu'à présent : les variations de  $\dot{V}O_2$  seraient essentiellement imputables à la masse additive induite par le port des chaussures.

En effet, comparativement à la course en condition pieds nus, la course chaussée apporterait différents avantages lors de locomotion humaine notamment le contrôle du pied au cours du mouvement –stabilisation du talon–, un amorti supplémentaire et une distribution des chocs plus homogène. Cependant, comme rapporté par de nombreux auteurs, la course chaussée n'est pas sans conséquence sur la mécanique du pattern de

course comparativement à la course en condition pieds nus (Frederick et Hagy, 1986; Nigg, 1986; Komi et coll., 1987a; De Wit et coll., 2000; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). En effet, récemment, Divert et collaborateurs (2005 (ÉTUDE I)) ont rapporté des différences significatives entre les deux types de course (pieds nus *versus* chaussée) concernant certains paramètres mécaniques représentatifs du pattern de course. Lors de la condition pieds nus, les auteurs rapportaient une fréquence de foulée significativement supérieure, un moindre temps de contact et de vol, un plus faible pic passif (dimension verticale) (1,48 *versus* 1,70 Poids Corporel), des impulsions de freinage et de poussée plus importantes ainsi qu'une pré-activation des muscles fléchisseurs plantaires (les muscles gastrocnemius lateralis et medialis et le soleus) supérieure comparativement à la course en condition chaussée.

Si la chaussure est un facteur de variation des paramètres mécaniques propres de la course à pied, la question d'une influence de celle-ci sur la demande énergétique se pose ici. Enfin si l'on se réfère aux conclusions apportées par différents auteurs (Bosco et coll., 1981; Bosco et coll., 1982; Bosco et Rusko, 1983; Aura et Komi, 1986b), les adaptations à la fois musculaires et mécaniques inhérentes à la course en condition pieds nus pourraient améliorer le phénomène de stockage-restitution d'énergie élastique au niveau des muscles extenseurs de la cheville et par conséquent expliquer la consommation d'oxygène moindre nécessaire lors de la course pieds nus (Burkett et coll., 1985).

Finalement, la demande énergétique ainsi que la mécanique de la locomotion subissent tous les deux des influences du moyen de locomotion utilisé, chaussé ou pieds nus. Cependant, d'après notre connaissance des données de la littérature, les causes imputables à la hausse de  $\dot{V}O_2$  et aux modifications mécaniques du pattern rapportées en condition chaussée ne sont toujours pas claires. En effet, il est pas encore possible de savoir si ces modifications sont purement et simplement dues à la masse ajoutée par le port des chaussures ou si les propriétés mécaniques des chaussures peuvent elles aussi en être la cause.

Le but de la présente étude était donc de mettre en évidence d'une part l'influence spécifique des chaussures et d'autre part l'influence de la masse induite par le port de la chaussure sur le coût énergétique et le rendement mécanique de la course à pied.

## 7.2. MATÉRIELS ET MÉTHODES

### SUJETS

Douze sujets en bonne santé ont été volontaires pour participer à cette étude. L'ensemble des sujets avait une bonne expérience en course de longue distance et ne présentait aucune blessure au moment de l'expérimentation. L'âge moyen des sujets était de  $24 \pm 5$  ans (moyenne  $\pm$  écart type); la masse, la taille et la longueur des membres inférieurs étaient respectivement de  $66 \pm 8$  kg,  $176 \pm 6$  cm et  $91,4 \pm 4,4$  cm. Cette étude a été approuvée par le comité d'éthique en accord avec les termes de la Loi de Protection des Personnes dans la Recherche Biomédicale (Loi Huriet).

### PROTOCOLE

Les sujets sont venus à deux reprises au laboratoire. L'objectif principal de leur première venue était que chacun des coureurs effectue un temps d'entraînement suffisant à la course sur tapis roulant. Cette première séance leur permettait une accoutumance parfaite à l'ergomètre selon les prescriptions faites dans la littérature (Schieb, 1986) avant de débiter les conditions de course de l'étude. Lors de leur seconde venue, les sujets ont effectués six conditions de course, dans un ordre randomisé, d'une durée de 4 minutes à  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$ . Cette vitesse de course a été choisie car elle correspondait à la vitesse d'entraînement des coureurs participant à notre étude, elle permettait en plus la mesure de la dépense énergétique au moyen de la consommation d'oxygène seulement. Les sujets ont couru sur tapis roulant (Belli et coll., 2001) en conditions : i) pieds nus (BF), ii) chaussés de chaussons de plongée (modèle de chausson ultra fin; 1,5 mm; 50 g) (SK<sub>50</sub>), iii) chaussés de chaussons faiblement alourdis (SK<sub>150</sub>; 150 g par chausson) et iv) grandement alourdis (SK<sub>350</sub>; 350 g par chausson), et chaussés de deux modèles de chaussures différents v: chaussures « légère » (« light » en anglais) (SH<sub>150</sub>; 150 g par chaussure; matériau semelle: EVA; épaisseur semelle: 22 mm) et vi « lourde » (« heavy » en anglais) (SH<sub>350</sub>; 350 g par chaussure; matériau semelle: EVA; épaisseur semelle: 25 mm). Des masses de 5 g ont été réparties (cousues main) de façon homogène sur les chaussons de manière à les alourdir respectivement de 150 et 350 g. Une période de repos d'une durée de 2 minutes séparait chacune des conditions. Le protocole était précédé d'une période d'échauffement de 10 minutes, 5 minutes par modèle de chaussures (SH<sub>150</sub> et SH<sub>350</sub>). La longueur de jambe ( $L_0$ ;

correspondant à la distance verticale en cm séparant le grand trochanter du sol en position debout) des membres inférieurs droit et gauche a été mesurée pour chacun des sujets.

### MATÉRIELS ET MÉTHODES

La consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ , mL.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) par kg de masse corporelle des sujets (masse corporelle + masse des chaussures), a été évaluée pour chacune des conditions de course au cours des dernières 30 s de chacun des paliers. Un pince nez a été porté par le sujet pendant toute la durée de l'acquisition afin de recueillir la totalité des gaz expirés. Les sujets ont respiré dans une valve inspiro-expiratoire (Hans Rudolph, Kansas City, Mo., USA) au travers d'un embout buccal. Le gaz expiré a été récolté dans des sacs de Douglas. Un système de robinet 3 voies équipé de chronomètres a permis de contrôler l'ouverture et la fermeture des sacs et de déterminer de façon précise (1/100<sup>e</sup> seconde) la durée du prélèvement. Un spiromètre de Tissot (Gymrol, Roche-la-Molière, France) a servi à la mesure du volume des gaz expirés. Connaissant le temps de prélèvement exact et le volume de gaz recueilli, le débit a été calculé. Les teneurs en gaz contenues dans chaque sac ont été mesurées au moyen d'un analyseur infra rouge (Servomex 2240, Crowborough, Angleterre) pour les teneurs en dioxyde de carbone et d'un analyseur Zircon pour les teneurs en oxygène.

Le même tapis dynamométrique validé en 2001 (Belli et coll., 2001), et adapté depuis à la course à pied a été utilisé dans cette étude. Cet outil a été utilisé pour mesurer les forces de réaction au sol (« *Ground Reaction Forces* », « *GRF* », en anglais) dans les trois dimensions (3-D) pendant les épreuves de course à pied. La totalité des caractéristiques de l'outil est détaillée en introduction générale du manuscrit dans la partie **2.2.** intitulée **DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED** paragraphe 2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED.

Ce tapis permet de déterminer les forces appliquées au point de contact de chaque impact au sol (Belli et coll., 2001). Par ailleurs, ce type de tapis ne perturbe pas plus la course du sujet que celle sur tapis roulant classique.

Les GRF mesurées en 3-D sont enregistrées avec une fréquence d'acquisition de 1000 Hz durant les 20 dernières secondes de chaque condition de course. Par conséquent, environ 60 pas consécutifs ont été moyennés et analysés diminuant ainsi les erreurs dues à la variabilité de la foulée (Bates et coll., 1979; Belli et coll., 1995). La figure (9) (se reporter à l'introduction générale **2.2.** intitulée **DYNAMIQUE DE LA COURSE À PIED** paragraphe

**2.2.2. UN TAPIS ROULANT ERGOMÉTRIQUE POUR LA MESURE DES FORCES EN 3-DIMENSIONS PENDANT LA COURSE À PIED)** représente les courbes de force typiques dans les dimensions verticale, antéro-postérieure et médio-latérale enregistrées lors de la course à pied. Le temps séparant deux impacts consécutifs, du même pied, au sol se définit comme une foulée. Les temps de contact et de vol se définissent selon un seuil de 100 N mesuré dans la dimension verticale (Chang et coll., 2000). La dimension antéro-postérieure sert à déterminer les phases de poussée et de freinage selon l'orientation de la force (figure (9)).

Les amplitudes du pic passif et du pic actif, correspondant généralement à la valeur maximale de la force verticale, ( $F_{z1}$  et  $F_{max}$ , respectivement), l'impulsion verticale ( $I_v$  ;  $I = \int F(t)dt$  pendant la phase de contact), les impulsions de freinage et de poussée antéro-postérieures ( $I_f$  et  $I_p$ , respectivement), ainsi que les temps de stride ( $T_{str}$ ), de contact et de vol ( $T_c$  et  $T_v$ , respectivement) ont été mesurés. Les amplitudes de force ont été exprimées en pourcentage de poids corporel (% PC) et les impulsions en PC seconde (PCxs). Le temps de stride a été exprimé en seconde (s), la fréquence de foulée ( $S_f$ ) en Hertz (Hz) et les temps de contact et de vol ont été exprimés en pourcentage de temps de stride (%  $T_{str}$ ). A partir des données de force de réaction au sol, nous avons appliqué comme suit la méthodologie décrite par Cavagna (1975). Durant le contact, l'accélération verticale a été obtenue suivant la loi fondamentale de la dynamique à partir de la force verticale ( $F(t)$ , en Newton), de la constante d'accélération due à la gravité ( $g$ , en  $m.s^{-2}$ ) et de la masse des sujets ( $m$ , en kg) comme  $a_v(t) = F_v(t).m^{-1} - g$  (Équation [4]). En procédant par une double intégration dans le temps de l'accélération verticale il était possible d'obtenir le déplacement vertical ( $\Delta y$ ) (Figure (24) a) du centre de masse (CM) (Cavagna, 1975). Finalement, le travail potentiel ( $W_{pot}$ ) nécessaire pour déplacer le centre de masse a pu être calculé selon l'Équation [2] en multipliant le déplacement vertical ( $\Delta y$ ) du centre de masse par le poids corporel des sujets. Les variations de la vitesse horizontale du centre de masse ont été déterminées par intégration simple de l'accélération antéro-postérieure du centre de masse (obtenue par le calcul suivant  $a_h(t) = F_h(t).m^{-1}$ , équation [5]). La vitesse horizontale du CM relative à la bande du tapis a été calculée en additionnant la vitesse horizontale du centre de masse à celle du tapis. A partir du tracé de la vitesse horizontale, les vitesses maximale ( $v_{mx}$ ) et minimale ( $v_{mn}$ ) ont été obtenues (Figure (24) b), ainsi le travail cinétique ( $W_{cin}$ ) a été calculé selon l'Équation [3]. Enfin, considérant qu'aucun transfert n'a lieu entre le travail cinétique et le travail potentiel en course à pied (Cavagna et coll., 1964) et



que la dimension médio-latérale est négligeable (Cavagna, 1975), le travail externe ( $W_{ext}$ ) est la somme du  $W_{cin}$  et du  $W_{pot}$ . Le travail interne ( $W_{int}$ ) a été calculé selon l'Équation [10] (Minetti, 1998).

Pour chacune des conditions, le coût énergétique ( $C_r$ ; mL.kg<sup>-1</sup>.m<sup>-1</sup>) a été calculé selon l'équation [1].

Pour chacune des conditions, le rendement net ( $\eta_{net}$ ) a été calculé selon l'équation :

$$\eta_{net} = \frac{W_{tot}}{\dot{V}O_{2net} \cdot EqO_2} \quad [19]$$

Dans cette équation,  $\dot{V}O_{2net}$  (L.s<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) correspond à la consommation d'oxygène mesurée ( $\dot{V}O_2$ ) moins les 0,083 mL.s<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup> d'oxygène correspondant à l'ordonnée à l'origine dans la relation consommation d'oxygène-vitesse de déplacement rapportée par Medbo et collaborateurs (1988).  $EqO_2$  correspond à l'équivalent énergétique de l'oxygène (J.L<sup>-1</sup>) calculé comme suit:

$EqO_2 = 21130 \times ((RER - 0.7) \div 0.3) + 19600 \times ((1 - RER) \div 0.3)$  si  $RER < 1$  et  $EqO_2 = 21130$  si  $RER > 1$  où  $RER$  est le quotient respiratoire déterminé par le rapport de la production de dioxyde de carbone (L.min<sup>-1</sup>) sur la consommation d'oxygène (L.min<sup>-1</sup>).

Les raideurs verticale ( $K_{vert}$ ) (Cavagna et coll., 1988; McMahon et Cheng, 1990; Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996) et de jambe ( $K_{leg}$ ) (McMahon et Cheng, 1990; He et coll., 1991; Farley et coll., 1993; Farley et Gonzalez, 1996) ont été calculées en respectant la méthodologie énoncée dans **2. ANALYSE BIOMÉCANIQUE DE LA COURSE À PIED ; 2.4. ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED ; 2.4.6. INFLUENCE DE LA RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE ; Méthodes de mesure de la raideur en course à pied.**

L'asymétrie entre les deux jambes a été vérifiée par le calcul de l'index (SI) suivant :  $([Ar - Al] \times [0,5 \times [Ar + Al]]^{-1}) \times 100$  (Équation [18]) (Herzog et coll., 1989).

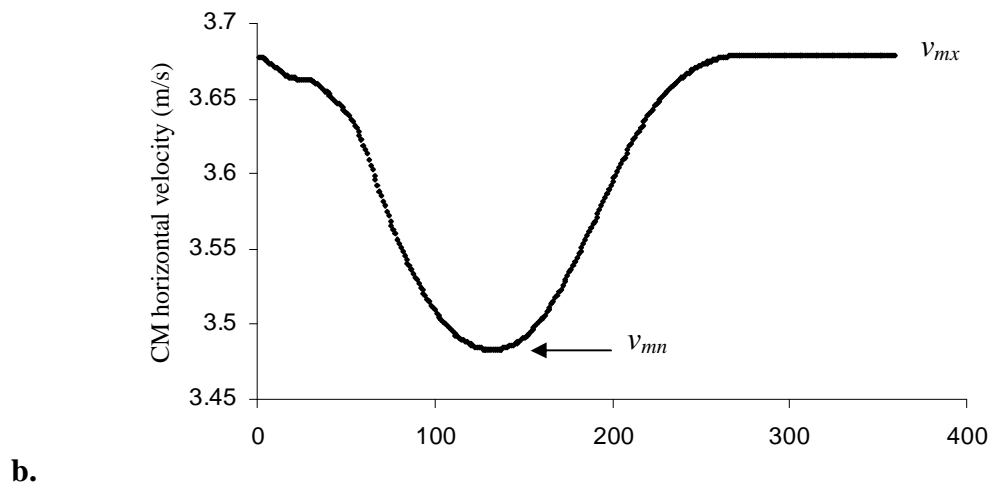
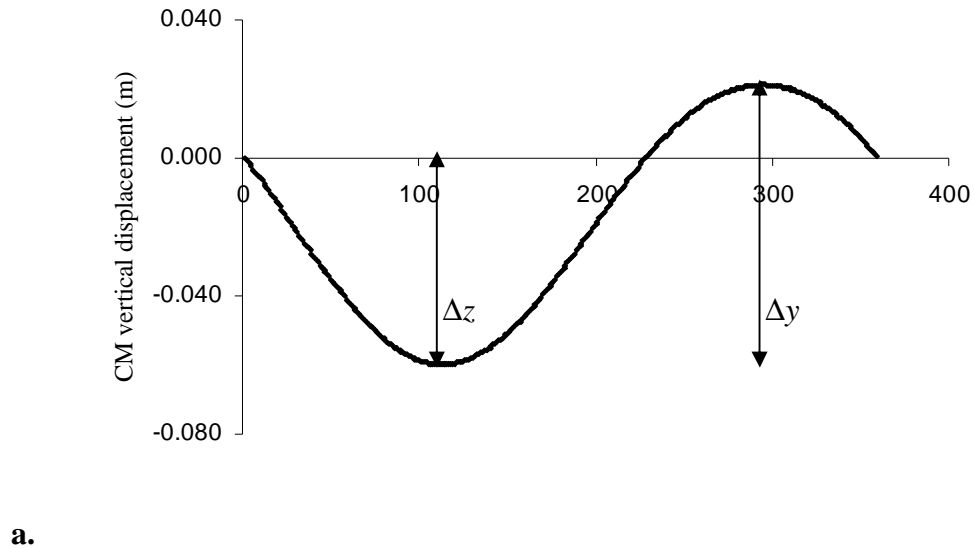
L'ensemble des résultats a été présenté et exprimé sous forme de moyenne et d'écart type ( $\pm$  ET). Des statistiques descriptives et une ANOVA ont été utilisées pour mettre en évidence les différences mécaniques et métaboliques entre les deux condition de course (BF et SK<sub>50</sub>). Une ANOVA à mesures répétées a été utilisée pour déterminer l'effet chaussage (SK<sub>150</sub> et SK<sub>350</sub> versus SH<sub>150</sub> et SH<sub>350</sub> respectivement) et l'effet masse (150 versus 350 g) sur les paramètres mécaniques et métaboliques de la course à pied. Cette

procédure a été suivie d'un test post-hoc de Fisher. Concernant les différences de travail interne et total et de rendement net, seul le facteur chaussage a été testé en utilisant une ANOVA à mesures répétées suivie d'un test post-hoc de Fisher. Le seuil de significativité a été fixé à  $P=0,05$ .

### 7.3. RÉSULTATS

Aucune différence mécanique et métabolique n'a été rapportée entre les conditions BF et SK<sub>50</sub>.

$Sf$ ,  $k_{leg}$  et  $k_{vert}$  diminuent significativement avec la masse et le port de chaussure alors que  $\Delta L$  et  $\Delta z$  augmentent significativement.  $W_{ext}$  augmente significativement avec la masse alors qu'il diminue avec le port de chaussure (tableau 6). Les autres paramètres sont influencés par la chaussure à l'exception de  $W_{int}$ ,  $W_{pot}$  et  $F_{max}$ , et seulement  $W_{pot}$  et  $I_v$  augmentent avec la masse.  $T_v$ ,  $W_{cin}$  et  $W_{tot}$  diminuent avec la chaussure alors que  $T_c$  augmente.  $I_f$  et  $I_p$  diminuent tous les deux lors de la course avec chaussures.  $F_{zI}$  n'est pas influencé par le port de chaussure, cependant 9 sujets sur 12 mesurés ne présentent pas de pic passif en condition BF et conditions de chaussons.  $C_r$  est influencé par la masse comme montré dans le tableau 6 alors que  $\eta_{net}$  est significativement influencé par le port de chaussure (tableau 7).  $\eta_{net}$  en condition SH<sub>350</sub> est 4,4 % significativement inférieur comparativement à la condition SK<sub>350</sub>. La plus grande valeur de  $\eta_{net}$  parmi les 4 conditions (SK<sub>150</sub>, SK<sub>350</sub>, SH<sub>150</sub> et SH<sub>350</sub>) sont rapportées lors de la condition SK<sub>150</sub> ( $58,0 \pm 4,7$  %) (Tableau 7).



#### Déplacement vertical et vitesse horizontale

L'accélération verticale et horizontale en fonction du temps sont obtenues par la loi fondamentale de la dynamique. Une première intégration de l'accélération verticale donne la vitesse verticale en fonction du temps. Une seconde intégration donne le déplacement vertical (a). L'intégration de l'accélération horizontale donne la vitesse horizontale en fonction du temps (b). Méthode de détermination de  $\Delta z$  (variation de hauteur du centre de masse au cours du contact),  $\Delta y$  (variation de hauteur du centre de masse au cours de la foulée),  $v_{mx}$  (vitesse maximale du centre de masse) et  $v_{mn}$  (vitesse minimale du centre de masse)

Figure (24)

Variable	BF	SK <sub>50</sub>	SK <sub>150</sub>	SK <sub>350</sub>	SH <sub>150</sub>	SH <sub>350</sub>	E
$T_c$ (% $T_{str}$ )	33,2 ± 2,5	33,1 ± 2,2	32,9 ± 2,6	32,5 ± 2,7	33,9 ± 2,5 <sup>a</sup>	34,4 ± 2,7 <sup>b,c</sup>	<b>S, SxM</b>
$T_v$ (% $T_{str}$ )	15,7 ± 2,5	15,9 ± 2,4	16,3 ± 2,6	16,6 ± 2,6	15,4 ± 2,8 <sup>a</sup>	15,6 ± 2,6 <sup>b</sup>	<b>S</b>
$Sf$ (Hz)	1,46 ± 0,08	1,44 ± 0,08	1,43 ± 0,08	1,41 ± 0,08	1,41 ± 0,07 <sup>a</sup>	1,40 ± 0,07 <sup>b,c</sup>	<b>S, M</b>
$F_{z1}$ (%PC)	149 ± 6	151 ± 8	155 ± 6	156 ± 8	168 ± 16	166 ± 6	-
$F_{max}$ (%PC)	254 ± 24	255 ± 24	258 ± 26	261 ± 26	255 ± 25	259 ± 24	-
$I_v$ (%PCxs)	34,5 ± 1,94	35,0 ± 1,94	35,3 ± 1,87	35,6 ± 2,10	35,6 ± 1,84	36,1 ± 1,75 <sup>b,c</sup>	<b>S, M</b>
$I_f$ (%PCxs)	-2,16 ± 0,21	-2,18 ± 0,20	-2,18 ± 0,19	-2,25 ± 0,17	-2,05 ± 0,17 <sup>a</sup>	-2,06 ± 0,20 <sup>b</sup>	<b>S</b>
$I_p$ (%PCxs)	2,16 ± 0,21	2,18 ± 0,20	2,18 ± 0,20	2,25 ± 0,17	2,05 ± 0,17 <sup>a</sup>	2,06 ± 0,20 <sup>b</sup>	<b>S</b>
$\Delta L$ (m)	0,159 ± 0,008	0,163 ± 0,008	0,163 ± 0,007	0,165 ± 0,009	0,175 ± 0,009 <sup>a</sup>	0,187 ± 0,015 <sup>b,c</sup>	<b>S, M, SxM</b>
$\Delta z$ (m)	0,055 ± 0,007	0,056 ± 0,007	0,057 ± 0,007	0,058 ± 0,007	0,058 ± 0,007	0,063 ± 0,007 <sup>b,c</sup>	<b>S, M, SxM</b>
$K_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	10,2 ± 1,4	10,0 ± 1,3	10,1 ± 1,4	10,1 ± 1,3	9,4 ± 1,5 <sup>a</sup>	9,1 ± 1,8 <sup>b,c</sup>	<b>S, M, SxM</b>
$K_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	29,6 ± 3,7	29,1 ± 3,5	29,1 ± 3,4	28,7 ± 3,3	28,5 ± 3,6	27,0 ± 3,8 <sup>b,c</sup>	<b>S, M, SxM</b>
$W_{pot}$ (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	2,26 ± 0,28	2,30 ± 0,28	2,34 ± 0,29	2,37 ± 0,29	2,32 ± 0,27	2,38 ± 0,26 <sup>c</sup>	<b>M, SxM</b>
$W_{cin}$ (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	2,31 ± 0,23	2,30 ± 0,20	2,29 ± 0,24	2,35 ± 0,16	2,11 ± 0,20 <sup>a</sup>	2,10 ± 0,20 <sup>b</sup>	<b>S</b>
$W_{ext}$ (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	4,57 ± 0,26	4,61 ± 0,27	4,63 ± 0,28	4,72 ± 0,18	4,43 ± 0,26 <sup>a</sup>	4,47 ± 0,25 <sup>b,c</sup>	<b>S, M</b>
$C_r$ (mL.kg <sup>-1</sup> .m <sup>-1</sup> )	0,161 ± 0,013	0,160 ± 0,013	0,161 ± 0,011	0,165 ± 0,011 <sup>a</sup>	0,160 ± 0,014	0,167 ± 0,010 <sup>c</sup>	<b>M</b>

### Paramètres mécaniques et métabolique enregistrés au cours des six conditions de course

Moyenne et écart type des paramètres mécaniques ( $T_c$  (temps de contact) et  $T_v$  (temps de vol) exprimés en % de temps de stride ( $T_{str}$ ) ;  $Sf$  : fréquence de foulée ;  $F_{z1}$  (pic passif) et  $F_{max}$  (force verticale maximale) exprimés en % de Poids Corporel (PC) ;  $I_v$  (impulsion verticale),  $I_f$  (impulsion de freinage) et  $I_p$  (impulsion de poussée) exprimées en % de PC×seconde ;  $\Delta L$  et  $\Delta z$  (respectivement la variation de longueur de jambe et le déplacement vertical du centre de masse) exprimés en mètre (m) ;  $K_{leg}$  et  $K_{vert}$  (respectivement la raideur de jambe et la raideur verticale) exprimée en kN.m<sup>-1</sup> ;  $W_{pot}$ ,  $W_{cin}$ ,  $W_{ext}$  (respectivement le travail potentiel, cinétique et externe) exprimés en Joules par kg par seconde et  $C_r$  (la consommation d'oxygène) exprimé en millilitres d'oxygène par mètre par kg.

<sup>a</sup> : significativement différent de SK<sub>150</sub> (P < 0,05); <sup>b</sup> : significativement différent de SK<sub>350</sub> (P < 0,05); <sup>c</sup> : significativement différent de SH<sub>150</sub> (P < 0,05). Quand des différences significatives ont été obtenues, l'effet chaussure (S; P < 0,05), masse (M; P < 0,05) et chaussure×masse (SxM; P < 0,05) a été noté dans la colonne E.

Tableau 6

Variable	BF	SK <sub>50</sub>	SK <sub>150</sub>	SK <sub>350</sub>	SH <sub>150</sub>	SH <sub>350</sub>
$W_{int}$ (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	2,56 ± 0,25	2,52 ± 0,24	2,49 ± 0,24	2,46 ± 0,24	2,50 ± 0,24	2,49 ± 0,24
$W_{tot}$ (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	7,13 ± 0,23	7,13 ± 0,20	7,12 ± 0,23	7,18 ± 0,11	6,93 ± 0,20 <sup>a</sup>	6,96 ± 0,20 <sup>b</sup>
$\eta_{net}$ (%)	58,3 ± 5,3	58,7 ± 5,0	58,0 ± 4,7	57,0 ± 4,6	57,0 ± 5,6	54,5 ± 3,8 <sup>b</sup>

#### Travail interne, travail mécanique total et rendement net au cours des six conditions de course

Moyenne et écart type des valeurs de travail interne ( $W_{int}$ , exprimé en J.kg<sup>-1</sup>.s<sup>-1</sup>), travail mécanique total ( $W_{tot}$ , exprimé en J.kg<sup>-1</sup>.s<sup>-1</sup>) et de rendement net ( $\eta_{net}$  en %).

<sup>a</sup>: significativement différent de SK<sub>150</sub> (P < 0,01); <sup>b</sup>: significativement différent de SK<sub>350</sub> (P < 0,01).

Tableau 7

## 7.4. DISCUSSION

Étant donné que ni les paramètres mécaniques ni les paramètres métaboliques ne montrent de différence significative entre BF et SK<sub>50</sub> (Tableaux 6 et 7), nous considérons que la course en chausson peut être utilisée pour simuler la course pieds nus. Les données mécaniques et métaboliques sont en accord avec les résultats précédemment rapportés dans la littérature (Catlin et Dressendorfer, 1979; Burkett et coll., 1985; Nilsson et Thorstensson, 1989; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). La comparaison statistique entre les deux conditions de course est elle aussi en accord avec les recherches antérieures (Burkett et coll., 1985; Martin, 1985; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) à l'exception de la valeur moyenne du pic passif ( $F_{zI}$ ) (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)). Dans la présente étude,  $F_{zI}$  a été évalué respectivement 8 % et 6 % inférieur lors des conditions SK<sub>150</sub> *versus* SH<sub>150</sub> et SK<sub>350</sub> *versus* SH<sub>350</sub>. Malheureusement, contrairement aux données de Divert et collaborateurs (2005 (ÉTUDE I)), ces différences ne sont pas significatives. Cependant il est important de préciser que sur les 12 sujets évalués, 9 d'entre eux ne présentent pas de pic passif lorsqu'ils courent en chaussons ce qui rend l'analyse statistique impossible. Dans la présente étude, la protection nécessaire des coureurs contre les chocs répétés au sol a entraîné l'absence du pic passif par la modification du pattern (*rear à fore foot technique*) (Cavanagh et Lafortune, 1980) plutôt qu'une seule réduction de ce pic comme Divert et

collaborateurs en faisaient l'hypothèse lors de la course pieds nus (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)).

Au regard des variations de  $C_r$ , aucun effet du port des chaussures n'a été rapporté, contrairement à l'effet masse qui expliquerait ces variations (Tableau 6). Ces premiers résultats amènent à dire que la plus importante consommation d'oxygène rapportée en condition de course chaussée (Burkett et coll., 1985) serait uniquement due à la masse additive induite par le port des chaussures comme suggéré dans la littérature (Burkett et coll., 1985) et ne serait pas imputable aux propriétés mécaniques des chaussures comme nous en avons fait l'hypothèse.

En accord avec les résultats de Martin (1985), nous observons un plus grand déplacement vertical, ainsi qu'un plus grand travail potentiel, lorsqu'une masse est ajoutée au niveau du pied d'un coureur en condition chaussée (Tableau 6). De plus Martin (1985) rapportait une réduction significative de la fréquence de foulée lors de l'ajout d'une masse. Ce résultat a été constaté à plusieurs reprises selon Martin (1985) même si le phénomène inverse pourrait aussi être rapporté. En effet, une masse ajoutée au pied rendrait plus difficile le retour de la jambe lors d'un cycle de course du fait d'une plus grande inertie, occasionnant une diminution du pas.

Concernant le rendement musculaire ( $\eta_{net}$ ), du fait du moindre  $W_{tot}$  ( $P < 0,05$ ) en condition chaussée comparativement à la course pieds nus pour une même condition de masse, alors que  $C_r$  n'est pas affecté par la condition chaussée, le rendement net est inférieur lors de la course chaussée (SH<sub>350</sub>) comparativement à la condition de course pieds nus simulée (SK<sub>350</sub>). Ce résultat n'a, d'après notre connaissance de la littérature, jamais été rapporté. De plus, au regard de l'analyse statistique (Tableau 7)  $\eta_{net}$  est exclusivement et fortement affecté par la chaussure ( $P < 0,01$ ).

Cependant, nous sommes conscient des limites méthodologiques de notre étude concernant la détermination du travail interne ( $W_{int}$ ) qui entre en compte dans le calcul du travail mécanique total et du rendement. En effet, le facteur  $q$  proposé par Minetti (1998), qui est supposé constant et égale à 0,1 dans l'équation [10], reflète les caractéristiques inertielles des membres et dépend par conséquent du degré de flexion des différents segments des membres au cours de la course (Minetti, 1998). Or l'ajout de masses au niveau des pieds des coureurs modifie lors de la course les caractéristiques inertielles des membres qui n'ont pu être mesurées lors de cette étude. Néanmoins, lorsque nous procédons à la comparaison du ( $W_{int}$ ) entre des conditions de chaussage de même masse (SK<sub>150</sub> versus SH<sub>150</sub> et SK<sub>350</sub> versus SH<sub>350</sub>), nous avons considéré que la valeur constante de  $q=0,1$  pouvait être utilisée

et permettait ainsi la comparaison du travail mécanique total et du rendement entre ces mêmes conditions.

La course chaussée semble être un moyen de locomotion moins efficace, si on se réfère à  $\eta_{\text{net}}$ , lorsqu'on la compare à la course pieds nus. Divert et collaborateurs (2005 (ÉTUDE I)) émettaient l'hypothèse qu'une amélioration du phénomène stockage-restitution de l'énergie élastique en course pieds nus pouvait expliquer ce résultat. Si on regarde l'analyse détaillée du travail mécanique et des impulsions, nous pouvons noter que  $W_{\text{cin}}$ ,  $I_f$  et  $I_p$  sont significativement plus élevés en condition de course pieds nus par rapport à la course chaussée. Ces modifications pourraient entraîner une amélioration du stockage d'énergie élastique en condition pieds nus et pourrait être une explication de la plus grande efficacité (Bosco et coll., 1982; Bosco et Rusko, 1983) observée en condition pieds nus dans la présente étude.

De plus, et considérant les résultats statistiques de  $k_{\text{leg}}$  (Tableau 6), la valeur plus élevée de  $k_{\text{leg}}$  rapportée lors de la course en chaussons comparativement à la course en chaussures pourrait elle aussi expliquer la meilleure efficacité en condition pieds nus. En effet, d'après les résultats avancés par Dalleau et collaborateurs (1998), il existe une relation significativement négative entre la raideur musculo-tendineuse et le coût énergétique de la course à pied. Par conséquent,  $k_{\text{leg}}$  pourrait être aussi un facteur mécanique influencé par la chaussure capable d'expliquer les variations de coût énergétique. Quoiqu'il en soit, dans la présente étude, nous ne constatons aucune relation entre  $C_r$  et  $k_{\text{leg}}$ ; cette absence de relation pourrait s'expliquer par le faible éventail de valeurs rapportées dans notre étude par rapport à celui rapporté par Dalleau et collaborateurs (1998) (7-13 kN.m<sup>-1</sup> *versus* 12-28 kN.m<sup>-1</sup>).

De plus il n'était pas surprenant d'observer une augmentation significative de  $k_{\text{leg}}$  lors de la condition chausson-chargé comparativement à la condition chaussée. En effet, la raideur des chaussures, montée mécaniquement en série avec la raideur musculo-tendineuse, entraînerait une réduction de la raideur totale (chaussure + muscle et tendon), en assumant que la raideur musculo-tendineuse reste constante. Le rôle principal donné à la chaussure est en effet d'atténuer le contact pied-sol par l'utilisation de matériaux amortissant.

$k_{\text{vert}}$ , informant sur le mouvement vertical du coureur, est significativement inférieur en SH<sub>350</sub> comparativement à SK<sub>350</sub> et SH<sub>150</sub>. Il est généralement rapporté dans la littérature que la raideur verticale est maintenue constante, quelque soit les propriétés élastiques de la surface de course (Ferris et coll., 1999), grâce à un ajustement de la raideur des jambes. Cependant, au regard des modifications de  $k_{\text{vert}}$  et  $k_{\text{leg}}$  enregistrées en condition de chausson, il apparaît que l'ajustement de la raideur de jambe aux surfaces (Ferris et coll.,

1999) est différent de celui nécessaire aux propriétés des chaussures. De plus il semblerait que les différences de pattern séparant la course pieds nus de la course chaussée (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) soient trop importantes et ne permettent pas d'observer l'ajustement de la raideur de jambe (aux surfaces (Ferris et coll., 1999)) nécessaire à la stabilité du mouvement vertical si on se réfère à la raideur verticale et au déplacement vertical (Tableau 6).

Enfin, les résultats de l'ANOVA s'intéressant aux variables mécaniques et métaboliques, où les effets masse et chaussure ont été étudiés, indiquent la présence d'une interaction significative masse  $\times$  chaussure pour  $T_c$ ,  $\Delta L$ ,  $\Delta z$ ,  $k_{leg}$ ,  $k_{vert}$  et  $W_{pot}$  (Tableau 6). Quoiqu'il en soit, il est important de noter que les tests post-hoc ont démontré que l'évolution des paramètres sous l'influence de la masse, observée pour les six variables mécaniques, n'a été rapportée que pour les conditions de course chaussée. L'effet induit par la masse aurait en définitive davantage de conséquence lors de la course chaussée comparativement à la course en condition pieds nus. Ces résultats suggèrent que l'ajustement éventuel du pattern de course face aux modifications inertielles (dans le but de conserver la locomotion la plus économique) (Stegemann, 1981) serait plus facile en condition pieds nus que lorsque le sujet est chaussé.

En résumé, même si la consommation d'oxygène est, d'après les résultats de la présente étude, significativement influencée par la masse de la chaussure,  $\eta_{net}$  est lui influencé par le port de la chaussure. En guise de conclusion, nous pouvons avancer l'idée que la différence de coût métabolique, rapportée entre la course pieds nus et chaussée, n'est pas uniquement le résultat de l'influence d'une masse additive, mais plutôt celui entraîné par le port de la chaussure elle-même et de ses propriétés mécaniques.



## BAREFOOT - SHOD RUNNING $C_r$ DIFFERENCE: SHOE OR MASS EFFECT?

### Introduction

When you run with shoes on, the mass added because of the shoes could better account for the higher consumption of oxygen ( $\dot{V}O_2$ ) recorded while shod running compared to barefoot running, than the mechanical modifications due to shod running (Burkett et coll., 1985). According to Frederick et collaborators (1980) when they compared two kinds of shoes (whose respective mass were 677.8 and 646.9 g/pair) there was a significant reduction of 5,7 mL.kg<sup>-1</sup>.km<sup>-1</sup> in the consumption of oxygen in favour of the heaviest one. From this comparison, it appears that the added mass wouldn't be the only factor responsible for a lower efficiency. Consequently, besides the influence of the added mass, the mechanical modifications due to the wearing of shoes (Frederick et coll., 1980; Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) could be taken into account. If shoes are a factor of variations of the mechanical parameters specific to running, we are led to think that the influence of shoes on energetic cost should be investigated. Finally, if we refer to the conclusions given by different authors (Bosco et coll., 1981; Bosco et coll., 1982; Bosco et Rusko, 1983; Aura et Komi, 1986b), the muscular and mechanical adaptations due to barefoot running could improve the phenomenon of elastic energy store-recoil at the ankle extensors level and consequently could account for the lower consumption necessary for barefoot running (Burkett et coll., 1985).

Therefore the aim of this study is to underline, first the specific influence of shoes and secondly, the influence of the mass resulting from the wearing shoes, on the energetic cost of running.

### Materials and methods

12 healthy males runners ( $24 \pm 5$  years,  $66 \pm 8$  kg, height and leg length:  $176 \pm 6$  cm and  $91.4 \pm 4.4$  cm) volunteered for this study. They all had training experience in long distance competition running and reported no injury at the time of experiment. The subjects came twice to the laboratory for two test sessions. The primary purpose of the first test session was to get all the subjects used to the treadmill (Schieb, 1986). During the second session, the subjects were performed six running bouts of 4 minutes at  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$  in a random order: barefoot (BF), in diving socks (ultra thin; 1.5 mm; 50 g) (SK<sub>50</sub>), in light loaded diving socks (SK<sub>150</sub>; 150 g per sock) and in diving socks heavy loaded (SK<sub>350</sub>; 350 g per sock), and in two conditions of shoes of similar construction: "light" shoes (SH<sub>150</sub>; 150 g per shoe; sole material: EVA; sole thickness: 22 mm) and in "heavy" shoes (SH<sub>350</sub>; 350 g per shoe; sole material: EVA; sole thickness: 25 mm). They ran on a treadmill ergometer (Belli et coll., 2001) Masses of 5 g were handsewn evenly on the diving socks to load them down at 150 and 350 g and to maintain the same coordinates of the centre of mass relative to the shoes whatever the mass. A rest period of 2 minutes separated the bouts. The protocol was preceded by a warm-up period of 10 minutes, 5 minutes per shoes (SH<sub>150</sub> and SH<sub>350</sub>). The energetic cost ( $C_r$ , mL.m<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) relative to the total mass of the subject (body mass + shoe mass), was determined for each running condition from the expired gases during the last 30 seconds. A treadmill dynamometer (ADAL 3D, HEF-Tecmachine, Andrezieux-Bouthéon, France) was used to measure three Dimensional-Ground Reaction Forces (3D-GRFs) during running bouts (Belli et coll., 2001). 3D forces were sampled at 1000 Hz during the last 20 seconds of each bout. From the GRF measurements the method described by Cavagna (1975) was applied to the treadmill ergometer and allowed the calculation of the potential work ( $W_{pot}$ ) and the kinetic work ( $W_{kin}$ ). Internal work ( $W_{int}$ ) was calculated according to Minetti (Minetti, 1998). For each condition, the net efficiency ( $\eta_{net}$ ) was computed. Vertical stiffness ( $K_{vert}$ ) (Cavagna et coll., 1988) and leg stiffness ( $K_{leg}$ )

(Farley et Gonzalez, 1996) were measured from kinetic data given by the treadmill ergometer.

Descriptive statistics and ANOVA test were used to determine mechanical and metabolic differences between the two running conditions (BF and SK<sub>50</sub>). Two way ANOVA for repeated measures was used to assess the shoe (SK<sub>150</sub> and SK<sub>350</sub> *versus* SH<sub>150</sub> and SH<sub>350</sub> respectively) and mass (150 *versus* 350 g) effect on running mechanical and metabolic parameters. This procedure was followed by Fisher's post-hoc test. Concerning internal and total work and net efficiency differences, shoe effect was only tested with a ANOVA test followed by Fisher's post-hoc test.  $P < 0.05$  was considered as statistically significant.

## Results

There was no difference between BF and SK<sub>50</sub> concerning neither mechanical nor metabolic parameters. The two way ANOVA for repeated measures followed by Fisher's post-hoc test reported that Stride frequency ( $Sf$ ),  $k_{leg}$  and  $k_{vert}$  decreased significantly with mass and shoe while  $\Delta L$  (maximal leg spring compression) and  $\Delta z$  (vertical displacement of the CM) increased significantly.  $W_{ext}$  (external work) increased significantly with mass whereas it decreased with shoe. All others mechanical parameters were influenced by shoe except  $W_{int}$ ,  $W_{pot}$  and  $F_{max}$ , and only  $W_{pot}$  and  $I_v$  (vertical impulse) increased with mass.  $T_v$  (flight time),  $W_{cin}$  and  $W_{tot}$  decreased with shoe whereas  $CT$  increased. Both  $I_f$  and  $I_p$  decreased when running with shoes.  $Fz1$  was not influenced by shoe, however it could be observed that nine subjects on the twelve measured ran without  $F_{z1}$  during BF and all diving socks running conditions.  $C_r$  was influenced by mass whereas  $\eta_{net}$  was significantly influenced by the shoe.  $\eta_{net}$  in SH<sub>350</sub> was 4.4 % significantly lower than SK<sub>350</sub>. The highest  $\eta_{net}$  among the four conditions (SK<sub>150</sub>, SK<sub>350</sub>, SH<sub>150</sub> and SH<sub>350</sub>) was obtained in SK<sub>150</sub> ( $58,0 \pm 4,7$  %).

## Discussion

Neither mechanical nor metabolic parameters showed significant differences between BF and SK<sub>50</sub>, it could then be assumed that running with diving socks could be used to simulate barefoot running. In this study, the necessary protection of runners against repeated shocks on the ground led to the lack of passive peak by switching from rear to fore foot technique (Cavanagh et Lafortune, 1980) instead of its reduction during barefoot running as hypothesized by Divert and collaborators (2005 (ÉTUDE I)).

Regarding variations of  $C_r$ , there is no effect induced by the wear of shoe, contrary to the mass effect which would explain these variations.

In accord with Martin's results (1985), we observed an higher vertical displacement, as well as an higher potential work, when a mass is added at the runner's foot level in shod condition. Moreover Martin (1985) reported a significant reduction of the stride frequency when a mass is added.

Concerning the net efficiency ( $\eta_{net}$ ), because of a lower  $W_{tot}$  ( $P < 0,05$ ) in shod condition by comparison with the barefoot running for a same condition of mass, whereas  $C_r$  is not affected by the wear of shoe, the net efficiency is lower during shod running (SH<sub>350</sub>) by comparison with the barefoot running simulated (SK<sub>350</sub>). This result has, to the best of our knowledge, never been reported. Furthermore, regarding the statistical analysis,  $\eta_{net}$  is exclusively and deeply affected by shoe ( $P < 0,01$ ).

However internal work ( $W_{int}$ ) should have been calculated more precisely in the present study to evaluate the total mechanical work (the total work is the sum of the  $W_{int}$  and the  $W_{ext}$ ) and the net efficiency. In fact the q factor proposed by Minetti (1998), which is assumed to be constant and equal to 0.1 in the equation 1, depends of the inertial properties and can therefore be modified by the degree of flexion of the different segments

composing the limb during running (Minetti, 1998). Now the inertial properties are modified when extra loads are applied to the lower limb during running and couldn't be measured in the present study. Incidentally when comparing running conditions of same weight (SK<sub>150</sub> *versus* SH<sub>150</sub> and SK<sub>350</sub> *versus* SH<sub>350</sub>) value of internal work, total work and net efficiency, according to Minetti's equation, using  $q$  was not affected.

Shod running seems to be a less efficiency way of locomotion by comparison with barefoot running, if we consider the  $\eta_{\text{net}}$ . Divert and collaborators (2005 (ÉTUDE I)) put forward the hypothesis that an improvement of the elastic energy store-recoil phenomenon in barefoot running could explained this result. Regarding detailed analysis of mechanical work and impulses, we can note that  $W_{\text{cin}}$ ,  $I_f$  and  $I_p$  are significantly higher in barefoot running by comparison with shod running. These modifications could lead to an improvement of energy elastic storage in barefoot running.

Besides this, regarding results from literature (Dalleau et coll., 1998), the higher value of  $k_{\text{leg}}$  reported in running with diving socks by comparison with shod running could also explained the better efficiency in barefoot running. However, in this study, we did not reported any relation between  $C_r$  and  $k_{\text{leg}}$ . It would seem that pattern differences separating the barefoot from shod running (Divert et coll., 2005 (ÉTUDE I)) were too important and did not allow to observe the adjustment of the leg stiffness (like with surfaces (Ferris et coll., 1999)) necessary for vertical movement stability if we refer to vertical stiffness and vertical displacement.

Finally, the effect induce by the mass would have more influence during shod running by comparison with barefoot running. These results suggest that the possible adjustment of the running pattern to inertial modifications (in order to keep the most efficiency locomotion) (Stegemann, 1981) would be easier during barefoot running than during shod running.

To sum up, even if the energetic cost is, according to the present results, significantly influenced by the shoe mass,  $\eta_{\text{net}}$  is significantly influenced by the wear of shoe. To conclude, we could put forward the idea that metabolic cost difference, reported between the barefoot and shod running, is not only due to the mass added, but also to the wear of shoe itself and its mechanical properties.

## **$\dot{V}O_2$ - UNTERSCHIEDE ZWISCHEN DEM LAUF MIT SCHUHEN UND BARFUßLAUF: SCHUH –ODER GEWICHTSBEDINGT**

In der Literatur heißt es, dass höhere  $VO_2$  Werte beim Lauf mit Schuhen durch die zusätzliche Masse der Schuhe verursacht werden. Aktuelle Ergebnisse zeigen jedoch beachtenswerte Unterschiede zwischen dem Laufmuster mit Schuhen und ohne Schuhe. Ziel dieser Studie war es, die Auswirkungen von zusätzlicher Masse und die Auswirkungen der Schuhe auf  $VO_2$  voneinander abzugrenzen. 12 trainierte Probanden liefen auf einem 3-D-Laufbandergometer unter sechs unterschiedlichen Bedingungen: Barfuß (BF), unter Verwendung ultradünner Tauchsocken ohne (SK<sub>50</sub>) und mit Zusatzlast (SK<sub>150</sub>: 150g pro Socken und SK<sub>350</sub>: 350g pro Socken) und mit zwei unterschiedlichen Schuhen (Schuhgewicht: SH<sub>150</sub>: 150g, SH<sub>350</sub>: 350g pro Schuh) bei einer Laufgeschwindigkeit von 3.61 m.s<sup>-1</sup>. Mechanische und metabolische Daten wurden gemessen.  $VO_2$  war unter höherer Belastung signifikant höher, kein Schuheffekt war erkennbar. Die Netto-Effizienz war für SH<sub>350</sub> signifikant höher als für SK<sub>350</sub>. Die mechanischen Parameter wurden in erster Linie durch die Schuhe und nicht durch die Masse beeinflusst. Verglichen zum Lauf mit Schuhen waren Schrittfrequenz, Schwungzeit, anterior-posteriore Kraftimpulse, vertikale und Muskel-Sehnen-Stiffness und mechanische Arbeit unter Barfuß-Bedingungen signifikant höher. Die Kontaktzeit war dagegen kürzer. Die mechanischen Veränderungen verdeutlichen die Hauptaufgabe von Schuhen: eine Abschwächung des Aufpralls beim Fuß-Boden-Kontakt durch Dämpfungsmaterial. Diese Veränderungen könnten jedoch eine Verringerung der Kapazität zur Speicherung und Abgabe von elastischer Energie zur Folge haben. Dies könnte die beobachtete Verringerung der Effizienz beim Lauf mit Schuhen erklären. Abschließend kann gesagt werden, dass der höhere Stoffwechselbedarf beim Laufen mit Schuhen im Vergleich zum Laufen ohne Schuhe nicht nur durch die zusätzliche Masse, sondern auch durch die mechanischen Veränderungen ausgelöst werden, die Schuhe hervorrufen.

## CONCLUSION GÉNÉRALE

Le travail de thèse présenté ici visait, au travers de trois études, à mettre en évidence de manière exhaustive les différences séparant le pattern de course pieds nus de celui de la course chaussée dans le but dominant de comprendre et d'identifier les raisons mécaniques permettant un meilleur rendement lors de la course à pied en condition pieds nus.

Les trois études de ce travail de thèse nous ont successivement permis

I d'identifier les différences mécaniques entre la course pieds nus et chaussée

II de constater la stabilité naturelle de la locomotion pieds nus par rapport à l'adaptation nécessaire du pattern en condition chaussée

III de conclure à l'influence des propriétés même de la chaussure sur la demande énergétique.

L'objet de notre première étude (ÉTUDE I) a en effet été d'éclaircir les données concernant la biomécanique de la course pieds nus comparativement à la course chaussée étant donné le peu d'informations rapportées dans la littérature et surtout les résultats et relations contradictoires que l'on y trouve. Il s'agissait d'ores et déjà de cumuler des mesures d'ordre dynamique, par la mesure des forces de réaction au sol, et temporelle conjointement aux données relatives à l'activité musculaire du coureur. Dans un second temps, il s'agissait de faire l'usage d'un nouvel outil d'expérimentation qui nous permettait d'appréhender l'ensemble des paramètres mécaniques et temporels basés sur des échantillons de valeurs conséquentes. Ainsi nous limitons les problèmes de représentativité et de variabilités des données mesurées et nous informons de manière objective et pertinente sur les différences et adaptations mécaniques entre la course pieds nus et chaussée. En outre, cette première étude nous a permis de connaître avec précision la locomotion pieds nus et de nous procurer des données de référence sur la biomécanique de la course à pied.

Toujours dans un souci de représentativité de nos mesures, l'ÉTUDE II a permis d'évaluer et de mettre en évidence les possibles altérations du pattern de course chez des coureurs normalement parvenu à état stable. L'objet de cette étude était d'avancer et de répondre à deux hypothèses : I Les modifications de pattern observées ne sont pas attribuables à l'adaptation des coureurs à la course sur tapis roulant. II Les modifications de pattern observées sont attribuées aux modifications mécaniques des chaussures de course à pied dues au simple fait de leur utilisation. Cette deuxième hypothèse a été validée par de plus amples informations concernant l'évolution des caractéristiques mécaniques des

chaussures de course à pied au cours de leur utilisation. Nous avons finalement pu conclure que la course pieds nus pourrait être considérée comme le moyen de locomotion le plus naturel chez l'homme puisqu'il ne lui demande aucun ajustement de son pattern. En revanche, il semble important de préconiser une utilisation préalable des chaussures pendant quatre minutes avant toute étude mécanique de la course à pied chaussée, ce pour éviter d'enregistrer, en plus des paramètres mécaniques des coureurs, les variations de pattern dues à l'« échauffement » des chaussures. Au delà de cette période d'échauffement, la variabilité du pattern chaussée enregistrée serait imputable à l'adaptation du coureur à sa chaussure de course.

Le nombre conséquent d'études de la littérature traitant de l'influence des chaussures sur la demande énergétique, qu'il s'agisse de la comparaison de concepts de chaussures différents ou de la comparaison d'une chaussure par rapport à la condition pieds nus, apporte fréquemment la conclusion que la masse de la chaussure est l'explication prédominante à l'augmentation de la consommation métabolique. Le manque d'information ainsi que certains résultats contradictoires nous ont amenés à envisager qu'outre l'influence de la masse, la présence même de chaussure pouvait conduire à une détérioration de l'efficacité d'un coureur. Pour cette raison, il nous apparaissait intéressant de mettre en place un protocole d'expérimentation qui nous permettrait de dissocier l'effet masse de l'effet de la chaussure sur la demande métabolique d'un athlète en activité de course à pied. Il ressort de notre étude (ÉTUDE III) que si la consommation d'oxygène est, fortement influencée par la masse de la chaussure, le rendement du coureur est lui influencé exclusivement par le port de la chaussure. Pour conclure, la différence de coût métabolique, rapportée entre la course pieds nus et chaussée, n'est pas uniquement le résultat de l'influence d'une masse additive, mais aussi celui entraîné par le port de la chaussure elle-même et de ses propriétés mécaniques.

Ce travail de thèse nous permet d'envisager différentes alternatives dans l'utilisation de ses résultats pour la conceptualisation de chaussures de course à pied :

- encourager la liberté de mouvement du pied en activité, tant pour des raisons de santé que de performance. Il s'agit d'ailleurs de l'axe que prennent les dernières compagnies de fabricant de chaussures de sport : redonner au pied sa fonction initiale et naturelle d'interface sol-homme. Par cette démarche on sait dorénavant que la course pieds nus

pourrait être une piste dans la recherche perpétuelle de performance des athlètes et dans celle des fabricants d'articles de sport de proposer une chaussure plus performante.

- enfin, et toujours dans l'idée de renseigner le fabricant de chaussures, ces données pourraient être une raison suffisante pour remettre en question l'éternelle course à l'allègement de la masse de la chaussure. Sans imaginer que l'avenir est la conception de chaussures lourdes, il est à présent possible d'envisager l'utilisation de matériaux moins légers si ceux ci peuvent permettre de mieux répondre aux exigences d'un coureur et d'offrir un coût financier réduit.
- la mise en évidence des modifications des propriétés des chaussures au cours de leur premières minutes d'utilisation ouvre une piste de travail supplémentaire. Il serait en effet intéressant d'explorer le comportement mécanique d'une chaussure au cours d'un usage de longue durée. Si les concepteurs de chaussures mettent leur énergie dans la réalisation de chaussures aux propriétés d'amortis importantes, il apparaîtrait intéressant de voir comment évoluent les matériaux en allant même jusqu'à déterminer un temps d'utilisation maximale au delà duquel les propriétés mécaniques seraient altérées.
- ces résultats conduisent aussi à des recommandations méthodologiques. En effet, il apparaît important, avant toute étude biomécanique d'un coureur à pied chaussée, de considérer les variations inéluctables du pattern de course provoquées par le port des chaussures lors des premières minutes.



The aim of the work presented here, through the three studies, was to highlight the differences between the barefoot and the shod running pattern in order to understand and to identify the mechanical reasons allowing a better efficiency reported during barefoot running.

The three studies of this work have allowed us successively I to identify the mechanical differences between barefoot and shod running, II to note the natural stability of the barefoot locomotion compare to the necessary adaptation of the shod pattern and III to conclude that the properties of the shoes themselves play a major role on energetic demand.

The aim of the first study (ÉTUDE I) was to clear up the data concerning the biomechanics of barefoot running by comparison with running with shoes on in view of the few information reported in literature and above all the results and conflicting relationships that can be found there. This study aims first and foremost to accumulate dynamics, through ground reaction forces measurements and temporal data, and the muscular activity data of runners. In the second place, it was a matter of making use of a new experimental tool which allows us to comprehend the set of mechanical and temporal data based on important sample of values. Therefore, we reduced the problems of representativeness and variability of measured data and we could give pertinent information about the mechanical differences and adaptations between barefoot and shod running. Besides, this first study allowed us to know precisely barefoot locomotion and to get reference data on the biomechanics of running.

With the same concern for the representativeness of our measurements, the ÉTUDE II allowed us to assess and focus on the possible alterations of the running pattern in runners having reached a state of stability. The second study aims to put forward the two following hypotheses and then propose an answer: I The pattern modifications observed will not be attributed to the possible adaptation of the subjects to treadmill running habituation. II The pattern modifications observed will be attributed to the mechanical modifications of running shoes due to the simple fact of using them. This second hypothesis was validated by further information regarding the evolution of the mechanical characteristics of running shoes during their use. From this second study we could finally conclude that barefoot running may be considered as the most natural locomotion means for human beings, as it requires no adjustment of his pattern. Nevertheless, it seems important to recommend a

previous use of the shoes during four minutes before proceeding to any mechanical study of the practice of running with shoes, in order to avoid recording not only the mechanical parameters of runners but also the changes in the pattern due to the “warming-up” of the shoes. Therefore the shod pattern variability recorded beyond the “warming-up” period may be due to the adaptation of the runners to the shoes.

The substantial number of studies dealing with the influence of shoes on the energetic demand, concerning the comparison between different kinds of shoes or the comparison of shod versus barefoot conditions, frequently concluded that the mass of the shoe is the main cause for a higher metabolic consumption. The lack of information as well as some conflicting results have led us to consider that besides the mass influence, the shoe itself can account for the runners’ efficiency alteration. It was then interesting to put up an experimental procedure which could allow us to distinguish the mass effect from the shoe effect on the subject’s energetic demand in the course of the running activity. Therefore it results from this study (ÉTUDE III) that although the oxygen consumption was mostly influenced by the mass of the shoe, the runner’s efficiency was influenced exclusively by the shoe. To conclude, the metabolic cost differences, between shod and barefoot running, are not exclusively the result of the added mass, but also the one due to the wearing a shoe itself and its mechanical properties.

This work allows us to assess several options in the use of these results for sneakers designing :

- to encourage the active foot’s freedom of movement for healthy reasons and also performance goal. Moreover this is one of main challenges of shoe makers : to give back to the foot its initial and natural function of ground-human interface. From now on, we know that barefoot running could be a lead in the permanent research concerning the athletes’ performances and in the one of the shoe designers for proposing the most performing shoe.
- therefore, again with a concern of informing shoe makers, these data may be a sufficient reason to question the constant efforts of reducing the mass of the shoe. The future is not heavy shoe designing, but it is from now on to consider using heavier materials if they could better answer to the athletes demand and offer a reduced financial cost.
- the knowledge of the properties of the shoe alteration during the very first minutes of their use opens further working direction. Indeed it could be interesting to explore the

mechanical performance of a shoe in the course of long time use. If shoe designers try their best to create absorbing shoes, it may be interesting to assess how the materials will evolve. It could also be useful to determine the maximal time of use before the properties of the shoes would be spoiled.

- these results lead to some methodological recommendations. Indeed, it seems important, before any biomechanical investigations on a shod runner, to take into account the inescapable variability in the course of running pattern during the first minutes induced by the wearing of shoes.

Das Ziel der hier über drei Studien präsentierten Arbeit war die evidenzbasierte Untersuchung der Unterschiede zwischen Barfußlauf und dem Laufen im Schuh, um die mechanischen Ursachen zu identifizieren, die für eine angeführte bessere mechanische Effizienz des Barfußlauf verantwortlich sein können. Die drei Studien zeigten sukzessiv erstens mechanische Differenzen zwischen Barfußlauf und laufen im Schuh, zweitens die natürliche Stabilität des Barfußlaufens im Vergleich zu notwendiger Adaptation beim laufen im Schuh und drittens, dass die Schuheigenschaften selbst eine große Rolle hinsichtlich des Energiebedarfs beim laufen spielen.

Ziel der ersten Studie (STUDIE I - ÉTUDE I) war aufgrund der unklaren und unzureichenden Datenlage und der gegensätzlichen Erklärungstheorien die Untersuchung des Vergleichs von Barfußlauf und laufen im Schuh. Die Studie hatte zu allererst die Erfassung kontinuierlicher dynamischer Daten von Bodenreaktionskräften, zeitlichen laufmechanischen Größen und muskulärer Aktivierungsmuster von Läufern zum Ziel. Zum zweiten war das Ziel mit einem neuen experimentellen Setup (Laufbandergometer) mechanische und zeitliche Größen in einem ausreichenden Stichprobenumfang mit großer Schrittfolge zu erheben. Dadurch wurden die Probleme fehlenden Repräsentationsgrades in der Laborsituation und möglicher Variabilität der Messdaten minimiert. Zusätzlich konnten mechanische Differenzen und Anpassungsvorgänge, die barfußlaufen vom laufen im Schuh unterscheiden, angemessen evaluiert werden. Daneben erlaubte die erste Studie eine präzise Untersuchung der Barfußbewegung und die Generierung von Referenzwerten zur Biomechanik des Laufens.

Studie II (ÉTUDE II) stand immer noch im Zeichen eines hohen Repräsentationsgrades der Messungen bezüglich der Abbildung der natürlichen Laufbewegung und erlaubte die Beurteilung möglicher Adaptationen hin zu einem stabilen Laufmuster. Die Studie hatte aufbauend auf Studie I die Überprüfung folgender Hypothesen zum Ziel: I. Mögliche Modifikationen des Laufmusters sind nicht möglicher Anpassungen des Läufers im Zuge der Gewöhnung an das Laufband zuzuschreiben. II. Zu beobachtende mögliche Modifikationen des Laufmusters werden der mechanischen Modifikation der Laufschuhe durch fortwährenden Gebrauch derselben zugeschrieben. Die zweite Hypothese wurde durch zusätzliche Informationen bezüglich der Evolution der mechanischen Eigenschaften der Laufschuhe durch ihren Gebrauch validiert. Wir konnten schließlich aus der zweiten Studie folgern, dass der Barfußlauf als die natürlichste Fortbewegungsart des Menschen

gelten kann, da keinerlei Anpassungen des Bewegungsmusters nötig sind. Es scheint jedoch wichtig, bei der Untersuchung des Laufmusters beim laufen mit Schuhen, eine Eingewöhnungsphase von vier Minuten zu empfehlen. Dadurch kann verhindert werden, dass die Veränderung schuhmechanischer Größen während dieser „Aufwärmphase“ die Veränderung laufmechanischer Parameter des untersuchten Läufers überlagern. Die Variabilität des Laufmusters beim laufen im Schuh im Anschluss an diese „Aufwärmphase“ liegt dann möglicherweise ausschließlich an der fortwährenden Adaptation des Läufers an den Schuh.

Die überwiegende Zahl an Studien, welche den Einfluss von Schuhen auf den Energiebedarf beim laufen untersuchten und beispielsweise den Einfluss von unterschiedlichem Schuhwerk oder den Unterschied von barfuß zu Schuh evaluierten, folgern häufig, dass das Gewicht des Schuhs die Haupterklärung für einen höheren metabolischen Verbrauch ist. Gegenläufige Studienergebnisse und ein Mangel an umfassender Information haben zu der Überlegung geführt, ob neben dem reinen Gewichteinfluss, die Schuheigenschaften selbst als Erklärung für Effizienzdifferenzen des Läufers dienen können. Deshalb erschien ein experimentelles Setup interessant, das es ermöglicht zwischen dem Effekt der reinen Schuhmasse und den Schuheigenschaften auf den energetischen Bedarf des Läufers im Verlauf einer Laufbelastung zu unterscheiden. In der Folge dieser Studie (Studie III - ÉTUDE III) - konnte zwar gezeigt werden, dass der Sauerstoffverbrauch hauptsächlich durch das Schuhgewicht beeinflusst wird, dass aber die mechanische Effizienz des Läufers ausschließlich von den Schuheigenschaften bestimmt wird. Abschließend kann also gefolgert werden, dass Unterschiede im metabolischen Bedarf zwischen barfußlaufen und laufen im Schuh nicht rein auf zusätzliches Gewicht durch das Schuhwerk zurückzuführen sind, sondern auch durch das Tragen der Schuhe und deren mechanischen Eigenschaften zustande kommen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit erlauben deshalb die Formulierung verschiedener Optionen hinsichtlich einer sinnvollen Gestaltung zukünftiger Sportschuhe:

- Es ist die Bewegungsfreiheit des Fußes nicht nur aus gesundheitlichen Gründen, sondern auch in leitungsoptimierender Hinsicht zu fordern. Darüber hinaus ist als Herausforderung an die Schuhhersteller zu formulieren, dass dem Fuß seine ursprüngliche Funktion als Mensch-Umwelt-Interface zurückgegeben werden sollte. Von nun an ist geklärt, dass der Barfußlauf als Referenzbedingung zur Erforschung der Leistung eines Läufers dient und

für Schuhkonstrukteure als Anhaltspunkt für einen maximal leistungsfördernden Schuh gelten kann.

- Deshalb kann auch das von vielen Schuhherstellern verfolgte Ziel der reinen Gewichtsreduktion von Schuhen in Frage gestellt werden. Die Zukunft ist jedoch nicht die Gestaltung schwerer Schuhe, aber es kann zunehmend auch schweres Material ins Auge gefasst werden, wenn damit die sportspezifischen Anforderungen des Athleten besser erfüllt werden und gegebenenfalls sogar zusätzlich Kosten gespart werden können.
- Die Kenntnis über die Veränderung der Eigenschaften von Schuhen während den ersten Minuten ihres Gebrauchs eröffnet zukünftige Arbeitsrichtungen. So erscheint es in der Tat interessant zu untersuchen, wie lange das mechanische Verhalten eines Schuhs im langfristigen Gebrauch Änderungen unterliegt. Legen die Schuhentwickler in Zukunft weiter ihren Focus auf die Entwicklung dämpfender Schuhe, so scheint es notwendig, die Schuhmaterialien und ihre Eigenschaften über einen längeren Zeitraum zu evaluieren. Vorstellbar ist zudem die Bestimmung der maximalen Gebrauchsdauer eines Schuhs ab der die Schuheigenschaften nicht mehr in ihrer ursprünglichen Form vorliegen und der Schuh als verschlissen gelten kann.

## RÉFÉRENCES

- ABBOTT BC, BIGLAND B, RITCHIE JM. The physiological cost of negative work. *J Physiol* 1952;117:380-390.
- AERTS P, DE CLERCQ D. Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heel strike: the effect of varying midsole hardness. *J Sports Sci* 1993;11(5):449-461.
- ALEXANDER RM. Elastic mechanisms in animal movement. *Cambridge university press, Cambridge, UK* 1988.
- ALLARD P, BLANCHI JP. Analyse du mouvement humain par la biomécanique. *Décarie éditeur* 2000;2<sup>ème</sup> édition.
- ANDERSON T. Biomechanics and running economy. *Sports Med* 1996;22(2):76-89.
- ARAMPATZIS A, BRUGGEMANN GP, METZLER V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999;32(12):1349-1353.
- ARSENAULT AB, WINTER DA, MARTENIUK RG. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* 1986;29(5):665-676.
- ASMUSSEN E, BONDE-PETERSEN F. Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiol Scand* 1974b;92(4):537-545.
- ASMUSSEN E, BONDE-PETERSEN F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 1974a;91(3):385-392.
- ÅSTRAND PO. Experimental studies of physical working capacity in relation to sex and age. *Munksgaard, Copenhagen* 1952.
- ÅSTRAND PO, RODAHL K. Manuel de physiologie de l'exercice musculaire. 3e éd. *Masson et C<sup>ie</sup>* 1994.
- AURA O, KOMI PV. Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 1986b;7(3):137-143.
- AVOGADRO P, CHAUX C, BOURDIN M, DALLEAU G, BELLI A. The use of treadmill ergometers for extensive calculation of external work and leg stiffness during running. *Eur J Appl Physiol* 2004;92(1-2):182-185.
- AVOGADRO P, DOLENEC A, BELLI A. Changes in mechanical work during severe exhausting running. *Eur J Appl Physiol* 2003;90(1-2):165-170.
- BATES BT, OSTERNIG LR, MASON BR, JAMES SL. Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Med Sci Sports* 1979;11(4):328-331.
- BELLI A. Measurement of mechanical factors of running efficiency. *Med Sport Sci* 1996;41:57-70.



- BELLI A, AVELA J, KOMI PV. Mechanical energy assessment with different methods during running. *Int J Sports Med* 1993;14(5):252-256.
- BELLI A, BUI P, BERGER A, GEYSSANT A, LACOUR JR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 2001;34(1):105-112.
- BELLI A, BUI P, BERGER A, LACOUR JR. A treadmill for measurement of ground reaction forces during walking. *XVth Congress of the International Society of Biomechanics, Jyväskylä, Finland 1995*;(Abstract).
- BELLI A, HINTZY F. Influence of pedalling rate on the energy cost of cycling in humans. *Eur J Appl Physiol* 2002;88(1-2):158-162.
- BELLI A, LACOUR JR, KOMI PV, CANDAU R, DENIS C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1995;70(6):510-517.
- BELLI A, REY S, BONNEFOY R, LACOUR JR. A simple device for kinematic measurements of human movement. *Ergonomics* 1992;35(2):177-186.
- BERGH U, SJODIN B, FORSBERG A, SVEDENHAG J. The relationship between body mass and oxygen uptake during running in humans. *Med Sci Sports Exerc* 1991;23(2):205-211.
- BHAMBHANI Y, SINGH M. Metabolic and cinematographic analysis of walking and running in men and women. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17(1):131-137.
- BIGLAND-RITCHIE B, WOODS JJ. Integrated EMG and oxygen uptake during dynamic contractions of human muscles. *J Appl Physiol* 1974;36:475-479.
- BLICKHAN R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989;22(11-12):1217-1227.
- BOBBERT MF, SCHAMHARDT HC, NIGG BM. Calculation of vertical ground reaction force estimates during running from positional data. *J Biomech* 1991;24(12):1095-1105.
- BOSCO C, ITO A, KOMI PV, et al. Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises. *Acta Physiol Scand* 1982;114(4):543-550.
- BOSCO C, KOMI PV. Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand* 1979;106(4):467-472.
- BOSCO C, KOMI PV, ITO A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 1981;111(2):135-140.
- BOSCO C, RUSKO H. The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiol Scand* 1983;119(3):219-224.

- BOSCO C, TIHANYI J, KOMI PV, FEKETE G, APOR P. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 1982;116(4):343-349.
- BOURDIN M. Facteurs mécaniques et neuro-musculaires de variation du coût énergétique de la course à pied. *Thèse de doctorat* 1995.
- BOURDIN M, BELLI A, ARSAC LM, BOSCO C, LACOUR JR. Effect of vertical loading on energy cost and kinematics of running in trained male subjects. *J Appl Physiol* 1995;79(6):2078-2085.
- BOURDIN M, PASTENE J, GERMAIN M, LACOUR JR. Influence of training, sex, age and body mass on the energy cost of running. *Eur J Appl Physiol* 1993;66(5):439-444.
- BRANSFORD DR, HOWLEY ET. Oxygen cost of running in trained and untrained men and women. *Med Sci Sports* 1977;9(1):41-44.
- BUNC V, HELLER J. Energy cost of running in similarly trained men and women. *Eur J Appl Physiol* 1989;59(3):178-183.
- BURKETT LN, KOHRT WM, BUCHBINDER R. Effects of shoes and foot orthotics on VO<sub>2</sub> and selected frontal plane knee kinematics. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17(1):158-163.
- 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* 1998;77:479-485.
- CANDAU R, LAMENDIN H, CORNU JY, ROUILLON JD, LACOUR JR. Coût énergétique des locomotions humaines terrestres. In: Lamendin, H., Courteix, D. Eds. *Biologie et pratique sportive*. Masson 1995:25-42.
- CATLIN MJ, DRESSENDORFER RH. Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Med Sci Sports Exerc* 1979;11:80.
- CAVAGNA GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol* 1975;39(1):174-179.
- CAVAGNA GA. Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol* 1968;24(1):21-32.
- CAVAGNA GA, FRANZETTI P, HEGLUND NC, WILLEMS P. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *J Physiol* 1988;399:81-92.
- CAVAGNA GA, KANEKO M. Mechanical work and efficiency in level walking and running. *J Physiol* 1977;268(2):467-481.
- CAVAGNA GA, SABEINE FP, MARGARIA R. Mechanical work in running. *J Appl Physiol* 1964;19:249-256.
- CAVAGNA GA, WILLEMS PA, FRANZETTI P, DETREMBLEUR C. The two power limits conditioning step frequency in human running. *J Physiol* 1991;437:95-108.

- CAVANAGH PR. The biomechanics of lower extremity action in distance running. *Foot Ankle* 1987;7(4):197-217.
- CAVANAGH PR. Running shoe sole construction in *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics Publishers 1984:137-160.
- CAVANAGH PR, KRAM R. Stride length in distance running: velocity, body dimensions, and added mass effects. *Med Sci Sports Exerc* 1989;21(4):467-479.
- CAVANAGH PR, LAFORTUNE MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980;13(5):397-406.
- CAVANAGH PR, WILLIAMS KR. The effect of stride length variation on oxygen uptake during distance running. *Med Sci Sports Exerc* 1982;14(1):30-35.
- CHANG YH, HUANG HW, HAMERSKI CM, KRAM R. The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *J Exp Biol* 2000;203 Pt 2:229-238.
- CHANG YH, KRAM R. Metabolic cost of generating horizontal forces during human running. *J Appl Physiol* 1999;86(5):1657-1662.
- CHO SH, PARK JM, KWON OY. Gender differences in three dimensional gait analysis data from 98 healthy Korean adults. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(2):145-152.
- CLARKE TE, FREDERICK EC, COOPER LB. Biomechanical measurement of running shoe cushioning properties in *Biomechanics of distance running (Cavanagh, P. R.)*. Human Kinetics Publishers 1983b:137-160.
- CLARKE TE, FREDERICK EC, COOPER LB. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int J Sports Med* 1983a;4(4):247-251.
- CLAUSER CE, MCCONVILLE JT, YOUNG JW. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. *AMRL Tech. Rept. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base* 1969:69-70.
- CONLEY DL, KRAHENBUHL GS, BURKETT L. Training for aerobic capacity and running economy. *Physician and Sportsmed* 1981;9:107-115.
- CONLEY DL, KRAHENBUHL GS, BURKETT L, MILAR L. Following Steve Scott: physiological changes accompanying training. *Physician and Sportsmed* 1984;12:103-106.
- COSTILL DL, THOMASON H, ROBERTS E. Fractional utilization of the aerobic capacity during distance running. *Med Sci Sports* 1973;5(4):248-252.
- DALLEAU G. Influence du contrôle de la raideur musculo-tendineuse lors de la locomotion: Apport de nouvelles méthodes de mesures. *Thèse de doctorat* 1998.
- 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):257-263.

- DANIELS J, DANIELS N. Running economy of elite male and elite female runners. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(4):483-489.
- DANIELS J, OLDRIDGE N. Changes in oxygen consumption of young boys during growth and running training. *Med Sci Sports* 1971;3(4):161-165.
- DANIELS J, OLDRIDGE N, NAGLE F, WHITE B. Differences and changes in VO<sub>2</sub> among young runners 10 to 18 years of age. *Med Sci Sports* 1978a;10(3):200-203.
- DANIELS JT. A physiologist's view of running economy. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17(3):332-338.
- DANIELS JT, KRAHENBUHL GS, FOSTER C, GILBERT J, DANIELS S. Aerobic responses of female distance runners to submaximal and maximal exercise. *Milvy P (Ed) The marathon: physiological, medical and psychological studies, New York, Annals NY Acad Sci* 1977:726-733.
- DANIELS JT, YARBROUGH RA, FOSTER C. Changes in VO<sub>2</sub> max and running performance with training. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1978b;39(4):249-254.
- DAVIES CT, THOMPSON MW. Aerobic performance of female marathon and male ultramarathon athletes. *Eur J Appl Physiol* 1979;41(4):233-245.
- DE WIT B, DE CLERCQ D, AERTS P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 2000;33(3):269-278.
- DE WIT B, DE CLERCQ D, LENOIR M. The effect of varying midsole hardness on impact forces and foot motion during foot contact in running. *J Appl Biomech* 1995;11:395-406.
- DEMPSTER WT. Space requirements of the seater operator. *WADC Tech. Rept. Ohio: Wright-Patterson Air Force Base* 1955:55-159.
- DI PRAMPERO PE. The energy cost of human locomotion on land and in water. *Int J Sports Med* 1986;7(2):55-72.
- DI PRAMPERO PE, ATCHOU G, BRÜCKNER J-C, MOIA C. The energetics of endurance running. *Eur J Appl Physiol* 1986;55(3):259-266.
- DIVERT C, MORNIEUX G, BAUR H, MAYER F, BELL I A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med* 2005;26:593-598.
- DIVERT C, MORNIEUX G, MÜLLER S, BAUR H, BELL I A, MAYER F. Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35(5 [suppl]):S237.
- DRESSENDORFER RH, WADE CE, FREDERICK EC. Effect of shoe cushioning on the development of reticulocytosis in distance runners. *Am J Sports Med* 1992;20(2):212-216.
- EDWARDS RG, LIPPOLD OC. The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J Physiol* 1956;132(3):677-681.

- FARLEY CT, Thomas A. McMahon (1943-99). *Nature* 1999;398(6728):566.
- FARLEY CT, BLICKHAN R, SAITO J, TAYLOR CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991;71(6):2127-2132.
- FARLEY CT, GLASHEEN J, MCMAHON TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993;185:71-86.
- FARLEY CT, GONZALEZ O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996;29(2):181-186.
- FARLEY CT, MCMAHON TA. Energetics of walking and running: insights from simulated reduced-gravity experiments. *J Appl Physiol* 1992;73(6):2709-2712.
- FARRELL PA, WILMORE JH, COYLE EF, BILLING JE, COSTILL DL. Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Med Sci Sports* 1979;11(4):338-344.
- FENN WO. Frictional and kinetic factors in the work of sprint running. *Am J of Physiol* 1930;92:582-611.
- FERRIS DP, LIANG K, FARLEY CT. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J Biomech* 1999;32(8):787-794.
- FERRIS DP, LOUIE M, FARLEY CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1998;265(1400):989-994.
- FREDERICK EC, HAGY JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *Int J Sport Biomech* 1986;2:41-49.
- FREDERICK EC, HOWLEY ET, POWERS SK. Lower O<sub>2</sub> cost while running in air cushion type shoe. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12:81-82.
- FREDERICK EC, HOWLEY ET, POWERS SK. Lower oxygen demands of running in soft-soled shoes. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 1986;57(2):174-177.
- FREYCHAT P, BELLI A, CARRET JP, LACOUR JR. Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running. *Med Sci Sports Exerc* 1996;28(2):225-232.
- GOLDSPINK DF. The influence of activity on muscle size and protein turnover. *J Physiol* 1977;264(1):283-296.
- GOLLHOFER A, KOMI PV, FUJITSUKA N, MIYASHITA M. Fatigue during stretch-shortening cycle exercises: changes in neuromuscular activation patterns of human skeletal muscle. *Int J Sports Med* 1987b;8(Suppl 1):38-47.
- GOUBEL F. Muscle mechanics: Fundamental concepts in stretch-shortening cycle. *Med Sport Sci* 1987;26:24-35.

- HAGBERG JM, MULLIN JP, GIESE MD, SPITZNAGEL E. Effect of pedaling rate on submaximal exercise responses of competitive cyclists. *J Appl Physiol* 1981;51(2):447-451.
- HARDIN EC, HAMILL J, LI L. Midsole-surface influence on muscle activation and impact shock. *Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 1998;S1:142-143.
- HAYES J, SMITH L, SANTOPIETRO F. The effects of orthotics on the aerobic demands of running. *Med Sci Sports Exerc* 1983;15:169.
- HE JP, KRAM R, MCMAHON TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *J Appl Physiol* 1991;71(3):863-870.
- HENNEMAN E, SOMJEN G, CARPENTER DO. Excitability and inhibitability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol* 1965;28:599-620.
- HERMANS HJ, FRERIKS B, MERLETTI R, et al. SENIAM, european recommendations for surface electromyography. *Roessingh Research and Development, Enschede* 1999.
- HERZOG W, NIGG BM, READ LJ, OLSSON E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989;21(1):110-114.
- HILL AV. The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *J Physiol* 1922;56:19-41.
- HINTZY F, BELLI A, GRAPPE F, ROUILLON JD. Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1999;79(5):426-432.
- HOWLEY ET, GLOVER ME. The caloric costs of running and walking one mile for men and women. *Med Sci Sports* 1974;6(4):235-237.
- JACOBS R, BOBBERT MF, VAN INGEN SCHENAU GJ. Function of mono- and biarticular muscles in running. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25:1163-1173.
- JOHNSON KL. Contact mechanics. *Cambridge university press, Cambridge, UK* 1985.
- KADABA MP, WOOTTEN ME, GAINEY J, COCHRAN GV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 1985;3(3):350-359.
- KANEKO M. Optimum step frequency in constant speed running. *Champaign III: Jonsson B (ed) Human Kin* 1987:803-807.
- KEARNEY J, VAN HANDEL P. Economy: a physiologic perspective. *Adv Sports Med Fitness* 1989;2:57-90.
- KOMI PV. Strength and power in sport. *Encyclopaedia of Sports Medicine* 1992;3:169-179.

- KOMI PV, BOSCO C. Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women. *Med Sci Sports* 1978;10(4):261-265.
- KOMI PV, GOLLHOFER A, SCHMIDTBLEICHER D, FRICK U. Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *Int J Sports Med* 1987a;8(3):196-202.
- KRAHENBUHL GS, MORGAN DW, PANGRAZI RP. Longitudinal changes in distance-running performance of young males. *Int J Sports Med* 1989;10(2):92-96.
- KRAHENBUHL GS, WILLIAMS TJ. Running economy: changes with age during childhood and adolescence. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(4):462-466.
- KRAM R. Muscular force or work: what determines the metabolic energy cost of running? *Exerc Sport Sci Rev* 2000;28(3):138-143.
- KRAM R, GRIFFIN TM, DONELAN JM, CHANG YH. Force treadmill for measuring vertical and horizontal ground reaction forces. *J Appl Physiol* 1998;85(2):764-769.
- KRAM R, POWELL AJ. A treadmill-mounted force platform. *J Appl Physiol* 1989;67(4):1692-1698.
- KRAM R, TAYLOR CR. Energetics of running: A new perspective. *Nature* 1990;346:265-267.
- KURZ MJ, STERGIOU N. Does footwear affect ankle coordination strategies? *J Am Podiatr Med Assoc* 2004;94(1):53-58.
- LACOUR JR, PADILLA-MAGUNACELAYA S, BARTHÉLÉMY JC, DORMOIS D. The energetics of middle-distance running. *Eur J Appl Physiol* 1990;60(1):38-43.
- LEJEUNE TM, WILLEMS PA, HEGLUND NC. Mechanics and energetics of human locomotion on sand. *J Exp Biol* 1998;201(Pt 13):2071-2080.
- MACDOUGALL JD, ROCHE PD, BAR-OR O, MOROZ JR. Maximal aerobic capacity of Canadian schoolchildren: prediction based on age-related oxygen cost of running. *Int J Sports Med* 1983;4(3):194-198.
- MANN RA, HAGY J. Biomechanics of walking, running and sprinting. *Am J Sports Med* 1980;8(5):345-350.
- MARGARIA R. Sulla fisiologica, e specialmente sul consumo energetico, della marcia e della corsa a varie velocità ed inclinazioni del terreno. *Atti Accad Naz Lincei, Mem classe; Sci Fis Mat Nat Sez I* 1938;7:229-368.
- MARGARIA R, CERRETELLI P, AGHEMO P, SASSI G. Energy cost of running. *J Appl Physiol* 1963;18:367-370.
- MARTIN PE. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17(4):427-433.

- MARTIN PE, HEISE GD, MORGAN DW. Interrelationships between mechanical power, energy transfers, and walking and running economy. *Med Sci Sports Exerc* 1993;25(4):508-515.
- MAYERS N, GUTIN B. Physiological characteristics of elite prepubertal cross-country runners. *Med Sci Sports* 1979;11(2):172-176.
- MCMAHON TA, CHENG GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990;23 Suppl 1:65-78.
- MCMAHON TA, VALIANT G, FREDERICK EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987;62(6):2326-2337.
- MEDBO JI, MOHN AC, TABATA I, BAHR R, VAAGE O, SEJERSTED OM. Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *J Appl Physiol* 1988;64(1):50-60.
- MERO A, KOMI PV, GREGOR RJ. Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Med* 1992;13(6):376-392.
- MINETTI AE. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *J Biomech*. 1998;31:463-468.
- MINETTI AE, ARDIGO LP, SAIBENE F. Mechanical determinants of the minimum energy cost of gradient running in humans. *J Exp Biol* 1994;195:211-225.
- MINETTI AE, CAPELLI C, ZAMPARO P, DI PRAMPERO PE, SAIBENE F. Effects of stride frequency on mechanical power and energy expenditure of walking. *Med Sci Sports Exerc* 1995;27(8):1194-1202.
- MINETTI AE, SAIBENE F. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. *J Exp Biol* 1992;170:19-34.
- MORIN JB. Facteurs mécaniques de la performance en sprint appréhendés par de nouvelles méthodes de mesure. *Thèse de doctorat* 2004.
- NACHBAUER W, NIGG BM. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exerc* 1992;24(11):1264-1269.
- NIGG BM. Biomechanics of running shoes. *Human Kinetics Publishers* 1986:139-159.
- NIGG BM. Biomechanics, load analysis and sports injuries in the lower extremities. *Sports Med* 1985;2:367-379.
- NIGG BM, BAHLSSEN AH. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *Int J Sport Biomech* 1988a;4:205-219.
- NIGG BM, LUETHI SM, DENOTH J, STACOFF A. Methodological aspects of sport shoe and sport surface analysis. In Matsui, H. and Kobayashi, K. (eds.), *Biomechanics VIII-B, Champaign, Illinois* 1981:1041-1052.



- NIGG BM, MORLOCK M. The influence of lateral heel flare of running shoes on pronation and impact forces. *Med Sci Sports Exerc* 1987a;19(3):294-302.
- NIGG BM, WAKELING JM. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev* 2001;29(1):37-41.
- NILSSON J, THORSTENSSON A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989;136(2):217-227.
- NILSSON J, THORSTENSSON A, HALBERTSMA J. Changes in leg movements and muscle activity with speed of locomotion and mode of progression in humans. *Acta Physiol Scand* 1985;123:457-475.
- NOVACHEK TF. The biomechanics of running. *Gait Posture* 1998;7(1):77-95.
- OGON M, ALEKSIEV AR, SPRATT KF, POPE MH, SALTZMAN CL. Footwear affects the behavior of low back muscles when jogging. *Int J Sports Med* 2001;22(6):414-419.
- PADILLA S, BOURDIN M, BARTHELEMY JC, LACOUR JR. Physiological correlates of middle-distance running performance. A comparative study between men and women. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1992;65(6):561-566.
- ROBERTS TJ, KRAM R, WEYAND PG, TAYLOR CR. Energetics of bipedal running. I. Metabolic cost of generating force. *J Exp Biol* 1998;201(Pt 19):2745-2751.
- ROWLAND TW, GREEN GM. Physiological responses to treadmill exercise in females: adult-child differences. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20(5):474-478.
- SAIBENE F, MINETTI AE. Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol* 2003;88(4-5):297-316.
- SCHIEB DA. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 1986;57(1):1-7.
- SHIAVI R, FRIGO C, PEDOTTI A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput* 1998;36(2):171-178.
- SHORTEN MR. Muscle elasticity and human performance. *Med Sport Sci* 1987;25:1-18.
- SHORTEN MR. The myth of running cushioning. *The IV International conference on the Engineering of Sport; Kyoto Japan* 2002:1-6.
- SHORTEN MR, WINSLOW DS. Spectral analysis of impact shock during running. *Int J Sports Biomech* 1992;8:288-304.
- SHORTEN MR, WOOTON SA, WILLIAMS C. Mechanical energy changes and the oxygen cost of running. *Engin Med* 1981;10:213-217.
- SPARLING PB, CURETON KJ. Biological determinants of the sex difference in 12-min run performance. *Med Sci Sports Exerc* 1983;15(3):218-223.

- SPURRS RW, MURPHY AJ, WATSFORD ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 2003;89(1):1-7.
- STEGEMANN J. Exercise Physiology: Physiological bases of work and sport. *Chicago: Year Book Medical Publishers* 1981:258-264.
- SVEDENHAG J, SJODIN B. Body-mass-modified running economy and step length in elite male middle- and long-distance runners. *Int J Sports Med* 1994;15(6):305-310.
- TAYLOR CR, HEGLUND NC. Energetics and mechanics of terrestrial locomotion. *Annu Rev Physiol* 1982;44:97-107.
- TAYLOR CR, HEGLUND NC, MCMAHON TA, LOONEY TR. Energetic cost of generating muscular force during running: a comparison of large and small animals. *J Exp Biol* 1980;86:9-18.
- TELFORD RD, SLY GJ, HAHN AG, CUNNINGHAM RB, BRYANT C, SMITH JA. Footstrike is the major cause of hemolysis during running. *J Appl Physiol* 2003;94(1):38-42.
- VAN INGEN SCHENAU GJ, BOBBERT MF, DE HAAN A. Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *J Appl Biomech* 1997;13(4):389-415.
- VON TSCHARNER V, GOEPFERT B, NIGG BM. Changes in EMG signals for the muscle tibialis anterior while running barefoot or with shoes resolved by non-linearly scaled wavelets. *J Biomech* 2003;36(8):1169-1176.
- WEBSTER KE, KINMONT JC, PAYNE R, FELLER JA. Biomechanical differences in landing with and without shoe wear after anterior cruciate ligament reconstruction. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19(9):978-981.
- WENDT IR, GIBBS CL. Energy production of mammalian fast- and slow-twitch muscles during development. *Am J Physiol* 1974;226(3):642-647.
- WILLIAMS KR. The relationship between mechanical and physiological energy estimates. *Med Sci Sports Exerc* 1985;17(3):317-325.
- WILLIAMS KR, CAVANAGH PR. Relationship between distance running mechanics, running economy, and performance. *J Appl Physiol* 1987;63(3):1236-1245.
- WILLIAMS KR, CAVANAGH PR, ZIFF JL. Biomechanical studies of elite female distance runners. *Int J Sports Med* 1987;8 Suppl 2:107-118.
- WINTER DA. The biomechanics and motor control of human gait. *University of Waterloo Press* 1991.
- WINTER DA. The biomechanics and motor control of human movement, 3rd Edition. *University of Waterloo Press* 2004:59-85.
- WINTER DA, YACK HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987;67(5):402-411.

WOODS JJ, BIGLAND-RITCHIE B. Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med* 1983;62:287-299.

## ANNEXES

### **Articles publiés dans des revues internationales indexées SCI :**

**ANNEXE I:** DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, BAUR Heiner, MAYER Frank, BELLI Alain (2005) Mechanical comparison of barefoot and shod running. International Journal of Sports Medicine, 26, 593-598

**ANNEXE II:** DIVERT Caroline, BAUR Heiner, MORNIEUX Guillaume, MAYER Frank, BELLI Alain (2005) Stiffness adaptations in shod running. Journal of Applied Biomechanics, 21 (4), 311-321

**ANNEXE III:** DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, FREYCHAT Philippe, BALY Laurent, BELLI Alain (2005) Barefoot - Shod running  $\dot{V}O_2$  difference : shoe or mass effect? Medicine and Science in Sports and Exercise, *Soumis*

### **Acte de congrès :**

**ANNEXE IV:** DIVERT Caroline, MORNIEUX Guillaume, MÜLLER Steffen, BAUR Heiner, BELLI Alain, MAYER Frank (2003) Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer. ACSM Congress, 2003, San Francisco publié sous forme de résumé dans Medicine and Science in Sports and Exercise, 35 (5 suppl), S237

## ANNEXE I

**DIVERT Caroline**, MORNIEUX Guillaume, BAUR Heiner, MAYER Frank, BELLI Alain (2005)

Mechanical comparison of barefoot and shod running.

**International Journal of Sports Medicine**, 26, 593-598

C. Divert<sup>1</sup>  
C. Mornieux<sup>1</sup>  
H. Baur<sup>2</sup>  
F. Mayer<sup>2</sup>  
A. Belli<sup>1</sup>

## Mechanical Comparison of Barefoot and Shod Running

### Abstract

In order to further compare shod versus barefoot running, 35 subjects ran two bouts of 4 minutes at  $3.33 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  on a treadmill dynamometer. Parameters were measured on about 60 consecutive steps. Barefoot showed mainly lower contact and flight time ( $p < 0.05$ ), lower passive peak (1.48 versus 1.70 body weight,  $p < 0.05$ ), higher braking and pushing impulses ( $p < 0.05$ ), and higher pre-activation of triceps surae muscles ( $p < 0.05$ ) than

shod. It was concluded that when performed on a sufficient number of steps, barefoot running leads to a reduction of impact peak in order to reduce the high mechanical stress occurring during repetitive steps. This neural-mechanical adaptation could also enhance the storage and restitution of elastic energy at ankle extensors level.

### Key words

Shoe · force · treadmill · electromyography

### Introduction

Running is a complex movement to study where both mechanical [7,9,10,13,23–26,28] and muscular [23] characteristics interact with the external shod conditions. Analysis of running has mostly been conducted by comparing different running techniques, running velocities, shoe types. Compared to barefoot, running with shoes is supposed to lead to different advantages for the human locomotion like for instance "rear foot control", "cushioning", "shock distribution", or "heel stabilization". However, the effect of different types of shoe on kinematic and dynamic parameters is still under debate [31].

On the one hand it has been reported that mechanical differences of the shoe do not lead to any modification of the running

pattern. For example, Nachbauer and Nigg [24] did not show any change on the force amplitude applied on the floor when comparing three types of shoes with different arch heights by means of force plate.

On the other hand, according to several studies, lateral supports and the sole's stiffness altered the foot motion recording by means of force plate respectively situated under a treadmill and in a runaway [7,13,26]. Furthermore the force applied on the floor has been also altered when recording by means of force plate situated in a lab runaway [3,13]. For instance, Bosco and Rusko [7] observed a significant modification of time parameters when using special soft shoes compared to normal shoes (data recorded by means of a force plate under the belt of a treadmill). Additionally, Nigg and Bahlisen [26] demonstrated an influence

### Affiliation

<sup>1</sup> Laboratory of Physiology, GIP Exercise-Sport-Santé, University of Saint-Etienne, France  
<sup>2</sup> Medical Clinic, Department of Preventive and Rehabilitative Sports Medicine, University of Freiburg, Germany

The work was undertaken at the Laboratoire de Physiologie – GIP E2S, Pavillon 12, Hôpital St Jean Bonnefons, 42055 Saint-Etienne Cedex 2, France

### Correspondence

C. Divert - Laboratoire de Physiologie – GIP E2S - Pavillon 12, Hôpital St Jean Bonnefons - 42055 Saint-Etienne Cedex 2 - France - Phone: +33 477 12 79 85 - Fax: +33 477 12 72 29 - E-mail: caroline.divert@univ-st-etienne.fr

Accepted after revision: July 30, 2004

### Bibliography

Int J Sports Med 2005; 26: 593–598 © Georg Thieme Verlag KG · Stuttgart · New York · DOI 10.1055/s-2004-821327 · Published online September 27, 2004 · ISSN 0172-4622



of different conception in stiffness and flares of soles on the time of occurrence and on the amplitude of the impact force peaks.

To explain the discrepancy of the results reported in the literature, it has been hypothesized [24] that slight modifications in mechanical characteristics of shoes are easily and automatically compensated by the neuromuscular control of the runner. In the same manner, Ferris et al. [16] reported a perfect adjustment of mechanical parameters (stiffness of the runner's leg, elevation of the centre of mass) in order to keep the locomotion mechanics constant whatever the surface stiffness. Therefore only severe modifications of lateral support [26] and sole stiffness [7,13,26] could induce modifications of external running mechanics.

It is worth noting that whatever the mechanical characteristics of the shoes (e.g., hardness and geometry of the shoes), the primary function of the shoe is to protect the foot against shocks occurring when the heel hits the ground [25]. Indeed barefoot running can be seen as a running condition in which external protection and shock reduction is minimal. Thus it could be expected that running shoes modify the dynamic characteristics of the contact phase. Moreover alterations in running style are expected to be more pronounced between barefoot and shoe running than when comparing different shoe conditions. Many authors [17,23,25] reported that shod condition induces modifications of impact forces upon heel contact compared to barefoot condition. Indeed, Komi et al. [23] reported a higher impact force in barefoot than in jogging shoes recorded thanks to a Kistler force-plate (about 1800 N in barefoot versus 1350 N wearing jogging shoes at  $3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ). Nigg [25] reported from kinematics data a higher acceleration of the heel in barefoot than in training shoes ( $160 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$  versus  $110 \text{ m} \cdot \text{s}^{-2}$ ). De Wit et al. [14] reported no significant difference for vertical impacts when comparing the two manners of running. Moreover, Freychat et al. [18] measured, in barefoot condition at  $3.97 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ , passive peak amplitude of 2.05 body weight, while for the same velocity and in shod condition Nilsson and Thorstensson [28] reported amplitude of 1.75 body weight.

With respect to the neurophysiologic aspect, it is known that the innervation activity during running cycle consists of a pre-activation phase, starting before the ground contact, an activation phase during the weight-acceptance phase, and an innervation phase occurring during the push-off phase. The literature also lacks information concerning the influence of using different types of shod on the muscular pattern. According to Komi et al. [23], differences in EMG activation between conditions of shod are slight and non-systematic whereas compared to barefoot condition differences in EMG activation were found for one subject [23].

Until now few authors studied barefoot running but none of them, to the best of our knowledge, reported a complete biomechanical and muscular analysis of the differences between shod running and barefoot running. Moreover probably because of poor relevant experimental method of kinematic and dynamic analysis used in the literature, the conflicting results reported could be explained. Indeed, in order to evaluate dynamic characteristics of running, mechanical measurements were performed on a limited number of successive steps by means of video re-

cordings and force plates [28]. In most of the published studies, ground reaction forces have been measured by using one or two force plates. The critical point of this methodology is that the subjects must reach the plates with their normal running style without shortening or lengthening the step. Additionally, because they are time consuming and difficult to handle, mechanical analyses of running, reported in the literature were done on a limited number of steps. In such a case, step variability limits the analysis accuracy [5]. Measurement on a restricted number of steps could lead to difficulties in the mechanical analysis [5], not only because of large inter-individual variation compared to the variation due to the shoe [3] but also because of large intra-individual variation of step parameters. Then it is of interest to extensively compare shod and barefoot conditions in order to further evidence the possible alteration of wearing shoes on the running parameters.

As a consequence, the aim of the present study was to extensively measure and discuss mechanical and muscular differences that could explain the metabolic differences found between barefoot and shod running [9].

## Materials and Method

### Subjects

Thirty-one healthy male and four healthy female runners volunteered for this study. They all had training experience in leisure running and reported no injury at the time of experiment. Age of the subjects was  $28 \pm 7$  (mean  $\pm$  Standard Deviation) years and body mass was  $72 \pm 9 \text{ kg}$ . This experiment was accepted by the local ethical committee.

### Protocol

The subjects came once to the laboratory for two test sessions. The primary purpose of the first test session was to get all the subjects used to the treadmill. So each had adequate time to become accustomed to treadmill running prior to the introduction of the experimental load conditions [29]. During the second session, the subjects were asked to perform two running bouts of 4 minutes at  $3.33 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  in a random order using rear foot striking technique. One of the bouts was carried out barefoot and the other one in standard running shoe condition (i.e., without additional stability elements). A rest period of 2 minutes separated the bouts.

## Material and method

### Mechanical measurements

A treadmill dynamometer (ADAL 3D, HEF-Tecmachine, Andrieux-Bouthéon, France) was used to measure 3-D-GRFs during running bouts. The treadmill frame was made as rigid as possible and bolted firmly to the ground through crystal force transducers [4]. This specific treadmill has the main advantage to allow fast recording and analysis of forces from a large number of steps at a fixed velocity. Using the same procedure as Belli et al. [4], treadmill's static non-linearity was determined to be less than 0.5% in vertical dimension and 1% in horizontal direction. Natural vibration frequency (treadmill hit with a hammer) was 147 Hz in vertical and medio-lateral direction and 135 Hz in anterior-posterior direction.



3-D forces were sampled at 1000 Hz during the last 20 seconds of each bout. It was then possible, for both conditions, to average and analyse about 60 consecutive steps in order to reduce the measurement error due to the stride variability [3,5]. Fig. 1 shows typical curves of vertical, anterior-posterior, and medio-lateral forces obtained during running. The time elapsed between two impacts on the ground of the same foot was defined as the stride duration. Contact and flight phases were defined when vertical force was above and below 100 N, respectively [12]. Anterior-posterior forces were used to determine braking and pushing phases during ground contact according to the orientation of the forces (Fig. 1).

Amplitude of passive and active peaks ( $Fz1$  and  $Fz2$ , respectively) of vertical force, vertical impulse ( $Iz$ ;  $I = \int F(t) dt$  during considered support phase), amplitude of braking and pushing peak ( $Fy1$  and  $Fy2$ , respectively) of anterior-posterior force, anterior-posterior braking and pushing impulses ( $Iy1$  and  $Iy2$ , respectively), medio-lateral impulse ( $Ix$ ), and stride duration (SD), contact and flight times (CT, FT, respectively), and braking and pushing times (the time elapsed during the braking and pushing phases corresponding respectively to the negative and the positive periods of the anterior-posterior force: BT, PT, respectively) were measured. Amplitudes were normalised to body mass (BW) and impulses were expressed in body mass  $\times$  time second (BW $\cdot$ s). Stride duration, as well as contact, flight, braking, and pushing times were expressed in second (s). Asymmetry was checked between the separately measured legs by using the index (SI) with  $SI = [(Ar - Al) \cdot (0.5 - [Ar + Al])^{-1}] \cdot 100$  [20].

#### EMG measurements

The EMG signals from five superficial lower leg muscles (M. tibialis, M. peroneus, M. gastrocnemius lateralis, M. gastrocnemius medialis, M. soleus) were recorded using bilateral bipolar surface-EMG (1000 Hz, Noraxon®, Scottsdale, AZ, USA). Preparation of the muscles was done according to the method of Winter and Yack [33]. Before applying the electrodes (disposable electrodes, Medicotest®, Denmark, Type N-00-S, inter-electrode distance: 2 cm), a skin impedance below 5 k $\Omega$  was ensured by shaving, sanding, and cleaning the skin to remove surface epithelial layers. The EMG-amplitudes were calculated in the gait-cycle phases published by Winter [32] (Pre-activation, Weight Acceptance, Push-Off). The raw signal was rectified (full wave rectification [33]) and smoothed (moving average: 50 points [21]). Presentation of the quantities was made based on a time-normalized gait cycle each in relation to the initial ground contact [1]. EMG signals were recorded 20 seconds before the end of each bout simultaneously with 3-D forces measurements. The mean gait cycle of 10 individual cycles was used in the analysis [1,30]. Start and end of activation were set based on the definition of the On/Off-pattern as 10%-threshold of the maximum of the EMG-signal [19]. As no significant difference between the mean EMG amplitude of barefoot and shod conditions was found we could compare each gait cycle phases amplitude of shod versus barefoot conditions relative to the mean amplitude.

A one-way repeated measures ANOVA and a Fischer post-hoc test were used to test the difference due to shoeing factor. Significance level was set at  $p < 0.05$ .

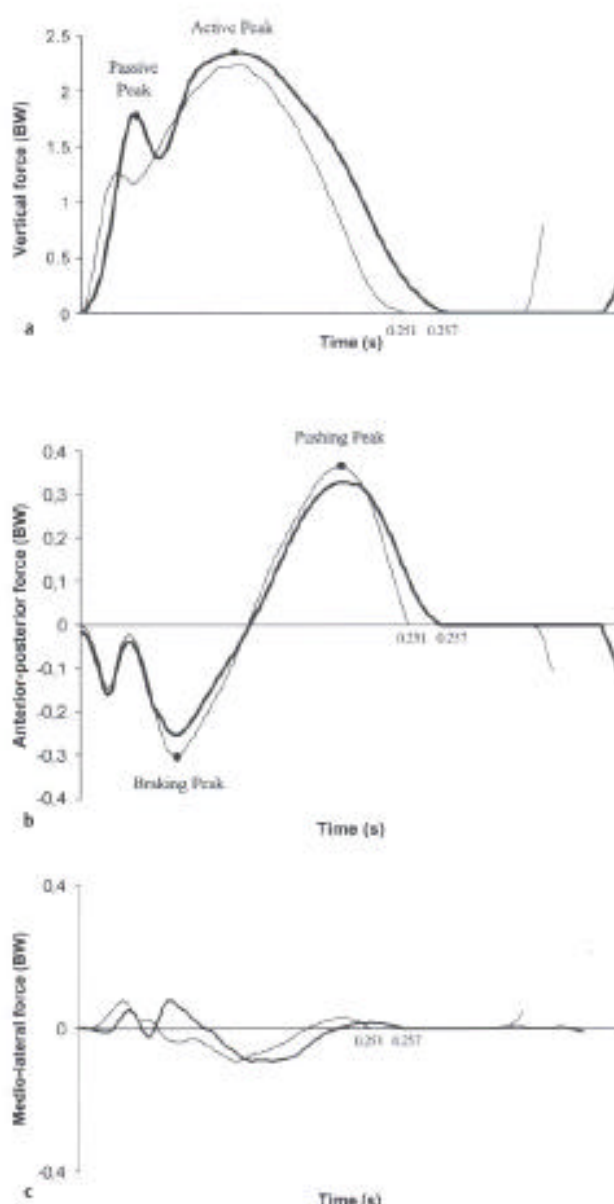


Fig. 1 a to c Selected ground reaction forces variables. Force-time graph of the vertical (a), anterior-posterior (b), and medio-lateral (c) components of a typical subject in barefoot and shod (bold line) conditions. Force normalized to the subject's body weight.

#### Results

Time parameters (mean  $\pm$  SD) and significant differences between barefoot and shod running are reported in Table 1. The time duration of contact, flight, and total stride were respectively  $0.257 \pm 0.002$  (mean  $\pm$  SD),  $0.106 \pm 0.003$ , and  $0.726 \pm 0.005$  s in shod condition versus  $0.251 \pm 0.002$ ,  $0.094 \pm 0.003$ , and  $0.691 \pm 0.005$  s in barefoot condition.

Force and impulse amplitudes (mean  $\pm$  SD) and significant differences between barefoot and shod running are reported in Table 2. Passive and active peaks of vertical force were respectively  $1.7 \pm 0.03$  and  $2.48 \pm 0.03$  BW in shod condition versus  $1.48 \pm$



**Table 1** Time parameters (mean  $\pm$  SD) for barefoot and shod running. Stride duration (SD), contact and flight times (CT, FT, respectively) and braking and pushing times (BT, PT, respectively) are presented

	Barefoot	Shod
SD (s)	0.691 $\pm$ 0.005	0.726 $\pm$ 0.005*
CT (s)	0.251 $\pm$ 0.002	0.257 $\pm$ 0.002*
FT (s)	0.094 $\pm$ 0.003	0.106 $\pm$ 0.003*
BT (s)	0.137 $\pm$ 0.002	0.132 $\pm$ 0.002
PT (s)	0.113 $\pm$ 0.002	0.125 $\pm$ 0.002*

\*  $p < 0.05$

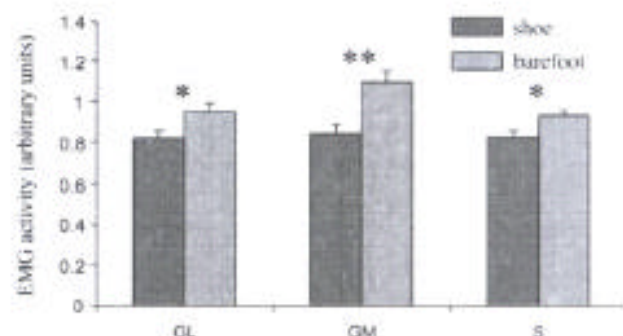
**Table 2** Force and impulsion amplitudes (mean  $\pm$  SD) for barefoot and shod running. Amplitude of passive and active peaks (Fz1 and Fz2, respectively) for vertical force, vertical impulse (Iz), amplitude of braking and pushing peaks (Fy1 and Fy2, respectively) of anterior-posterior force, anterior-posterior braking and pushing impulses (Iy1 and Iy2, respectively), and medio-lateral impulse (Ix) are presented

	Barefoot	Shod
Fz1 (BW)	1.48 $\pm$ 0.03	1.70 $\pm$ 0.03*
Fz2 (BW)	2.37 $\pm$ 0.03	2.46 $\pm$ 0.03*
Iz (BW·s)	0.29 $\pm$ 0.003	0.29 $\pm$ 0.003*
Fy1 (BW)	-0.35 $\pm$ 0.005	-0.34 $\pm$ 0.005
Fy2 (BW)	0.31 $\pm$ 0.004	0.27 $\pm$ 0.004*
Iy1 (BW·s)	-1.62 $\pm$ 0.02	-1.45 $\pm$ 0.02*
Iy2 (BW·s)	1.56 $\pm$ 0.02	1.40 $\pm$ 0.02*
Ix (BW·s)	0.002 $\pm$ 0.001	0.004 $\pm$ 0.001

\*  $p < 0.05$

0.03 and 2.37  $\pm$  0.03 BW in barefoot condition. Vertical impulse was 0.291  $\pm$  0.003 BW·s versus 0.290  $\pm$  0.003 BW·s in barefoot condition. The mean measured braking and pushing peaks of anterior-posterior force were respectively -0.34  $\pm$  0.005 and 0.27  $\pm$  0.004 BW in shod condition versus -0.35  $\pm$  0.005 and 0.31  $\pm$  0.004 BW in barefoot condition. Braking and pushing impulses of anterior-posterior force were respectively -1.45  $\pm$  0.02 and 1.40  $\pm$  0.02 BW·s in shod condition versus -1.62  $\pm$  0.02 and 1.56  $\pm$  0.02 BW·s in barefoot condition. Medio-lateral impulses were respectively 0.004  $\pm$  0.001 BW·s in shod condition versus 0.002  $\pm$  0.001 BW·s in barefoot condition. Fz1 and Fz2 were significantly higher in shod than in barefoot condition, 14.9 and 4.6%, respectively. Iz was significantly higher (0.3%) in shod than in barefoot condition. Fy1 and Fy2 were respectively lower, 2.9 and 12.9%, in shod than in barefoot condition. Iy1 and Iy2 were respectively lower in shod than in barefoot condition, 10.5 and 10.3%, respectively. Concerning asymmetry, no statistical difference was found between the separately measured legs for all measured mechanical parameters (SI < 2%).

Amplitudes in pre-activation of plantar flexors muscles (m. gastrocnemius lateralis, m. gastrocnemius medialis, and m. soleus)



**Fig. 2** Amplitudes in pre-activation phase of gastrocnemius lateralis (GL) and medialis (GM), and soleus (S) muscles. \*  $p < 0.05$ ; \*\*  $p < 0.001$ .

showed significant higher activity, 13.7, 23.6, and 10.8%, respectively, in barefoot compared to shod condition [Fig. 2]. No significant difference was reported concerning peroneus and tibialis muscles for pre-activation amplitudes. Moreover concerning weight-acceptance and push-off phases amplitudes, no statistical difference between the two conditions of running was reported.

## Discussion

### Shod condition: comparison with the literature

The step characteristics recorded on the treadmill in neutral shoe condition were in agreement with the results previously reported in the literature [28]. For instance, comparable values of SD (0.750 s versus 0.726 s), CT (0.28 s versus 0.26 s), and FT (0.09 s versus 0.11 s) were found in literature [28] and in the present study at the same speed. Moreover, values of Fz1 and Fz2 reported by Nilsson and Thorstensson [28] were respectively 1.75 and 2.6 BW versus 1.7 and 2.5 BW in the present study. Values of Iy1 and Iy2 reported previously [28] were also in agreement with those found in the present experimentation (-1.45  $\pm$  0.02 and 1.40  $\pm$  0.02 BW·s versus -1.45 and 1.39 BW·s, respectively). Moreover values of Ix found in the present study were smaller than those reported in previous experimentations in shod running (0.004  $\pm$  0.001 versus 0.009 BW·s). Because of the high intra- and inter-individual variability (SD about 25%) observed in medio-lateral dimension, this horizontal force was not discussed [28].

### Shod versus unshod

To the best of our knowledge, only kinematics and vertical impact peak data [23] as well as metabolic data [9] have been previously compared in the literature for barefoot and shod conditions. In running experiments, non-systematic study of three-dimensional kinetics and kinematics data as well as EMG data were performed in the literature to allow the barefoot and shod patterns comparison.

In the present experiment, the FT in barefoot condition was lower than in shod condition (0.094 versus 0.106 s). Moreover, lower values of CT and SD in barefoot condition were reported (respectively 0.251 versus 0.257 s and 0.691 versus 0.726 s). These results were in agreement with previous results [9]. This stride



length decrease (and therefore stride rate increase) at a given running speed has already been observed [13]. It was suggested that this biomechanical adjustment could reduce the initial impact forces that should be absorbed by the muscular-skeletal system at each step [9].

The significant lower values of Fz1 in barefoot condition than in shod condition (1.48 versus 1.71 BW) are in line with this hypothesis. However, higher values of Fz1 in barefoot condition (about 2.65 BW) versus shod condition (about 1.95 BW) at speed of 3 m·s<sup>-1</sup> have been previously reported in the literature [23]. Moreover, compared to values of the present study and to the one of Nilsson and Thorstensson [28], passive peak values reported by Komi et al. [23] at lower speed were considerably higher. In these previous studies results were averaged on 10 non-consecutive ground contacts and experiments were performed on less than six subjects. In addition, Komi et al. [23] and De Wit et al. [14] reported non-significant differences between barefoot and shod conditions.

It could then be suggested that when measurements are performed on a limited number of steps, runners are able to sustain and then to maintain high impact peaks, whereas in the present study the repetition of impacts induced by three minutes of running (about 260 impacts per leg) probably led the runner to reduce the high mechanical stress occurring at heel level. These mechanical adjustments are probably obtained by switching from rear foot to forefoot technique [11]. Forefoot running is characterised by lower impact peaks [11] and higher preactivation of plantar flexor muscles before braking phase of running [22]. The significant increase of pre-activation of gastrocnemius medialis and lateralis, and soleus muscles obtained in barefoot compared to shod running further support the reduction of heel impact observed by switching to forefoot technique [15]. Indeed EMG activity before heel strike is pre-programmed based on the expected impact shock. Shortly before ground contact, muscle activity has the major goal of preparing the locomotor system for the landing and the subsequent ground contact [27]. Then the necessary protection from repeated shock of the muscular skeletal structure could lead to a higher pre-activation of plantar flexor muscles. It is also worth noticing that higher active pre-stretch levels [2], as well as the reduction of contact time [7] observed here in barefoot condition, could enhance the stretch shortening cycle behaviour of the plantar flexor muscles and thus possibly allow a better storage and restitution of elastic energy [6,8] compared to shod condition. Although further studies are necessary to confirm this hypothesis, the higher energy cost of shod running could not be only due to the simple additional mass effect associated to the shoe as hypothesized by Catlin and Dressendorfer [10] and Burkett et al. [9] but also to a worse elastic energy storage and restitution of shod running.

In conclusion, when barefoot and shod conditions are compared on a sufficient number of consecutive steps, a significant reduction of impact peak and time parameters and an increase of impulse were observed probably in order to reduce the high mechanical stress occurring during repetitive steps. This neural-mechanical adaptation could also enhance the storage and restitution of elastic energy at ankle extensors level in barefoot condition.

## References

- Arsenault AB, Winter DA, Marteniuk RC. Treadmill versus walkway locomotion in humans: an EMG study. *Ergonomics* 1986; 29: 665–676.
- Aura D, Komi PV. Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 1986; 7: 137–143.
- Bates BT, Ostering LR, Mason BK, James SL. Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Med Sci Sports* 1979; 11: 328–331.
- Belli A, Bui P, Berger A, Geyssant A, Lacour JR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech* 2001; 34: 105–112.
- Belli A, Lacour JR, Komi PV, Candau R, Denis C. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol* 1995; 70: 510–517.
- Bosco C, Komi PV, Ito A. Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiol Scand* 1981; 111: 135–140.
- Bosco C, Rusko H. The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiol Scand* 1983; 119: 219–224.
- Bosco C, Tihanyi J, Komi PV, Fekete G, Apor P. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 1982; 116: 343–349.
- Burkett LN, Kohrt WM, Buchbinder R. Effects of shoes and foot orthotics on VO<sub>2</sub> and selected frontal plane knee kinematics. *Med Sci Sports Exerc* 1985; 17: 158–163.
- Catlin MJ, Dressendorfer RH. Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Med Sci Sports Exerc* 1979; 11: 80.
- Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech* 1980; 13: 397–406.
- Chang YH, Huang HW, Hamerski CM, Kram R. The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *J Exp Biol* 2000; 203: 229–238.
- Clarke TE, Frederick EC, Cooper LB. Effects of shoe cushioning upon ground reaction forces in running. *Int J Sports Med* 1983; 4: 247–251.
- De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* 2000; 33: 269–278.
- Divent C, Mornieux G, Müller S, Baur H, Belli A, Mayer F. Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer. *Med Sci Sports Exerc* 2003; 35: 237.
- Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1998; 265: 989–994.
- Frederick EC, Hagy JL. Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *Int J Sport Biomech* 1986; 2: 41–49.
- Freychat P, Belli A, Carret JP, Lacour JR. Relationship between rearfoot and forefoot orientation and ground reaction forces during running. *Med Sci Sports Exerc* 1996; 28: 225–232.
- Hardin EC, Hamill J, Li L. Midsole-surface influence on muscle activation and impact shock. *Int Soc Electrophysiol Kinesiol* 1998; 1: 142–143.
- Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc* 1989; 21: 110–114.
- Kadaba MP, Wootten ME, Gahney J, Cochran CV. Repeatability of phasic muscle activity: performance of surface and intramuscular wire electrodes in gait analysis. *J Orthop Res* 1985; 3: 350–359.
- Komi PV. Strength and power in sport. *Encyclopedia of Sports Medicine* 1992; 3: 169–179.
- Komi PV, Collhofer A, Schmidtbleicher D, Frick U. Interaction between man and shoe in running: considerations for a more comprehensive measurement approach. *Int J Sports Med* 1987; 8: 196–202.
- Nachbauer W, Nigg BM. Effects of arch height of the foot on ground reaction forces in running. *Med Sci Sports Exerc* 1992; 24: 1264–1269.
- Nigg BM. *Biomechanics of Running Shoes*. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publishers, 1986: 139–159.
- Nigg BM, Bahlisen AH. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel-toe running. *Int J Sport Biomech* 1988; 4: 205–219.

- <sup>27</sup> Nigg BM, Wakeling JM. Impact forces and muscle tuning: a new paradigm. *Exerc Sport Sci Rev* 2001; 29: 37–41
- <sup>28</sup> Nilsson J, Thorstensson A. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand* 1989; 136: 217–227
- <sup>29</sup> Schieb DA. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Res Quart Exerc Sport* 1986; 57: 1–7
- <sup>30</sup> Shiavi R, Frigo C, Pedotti A. Electromyographic signals during gait: criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput* 1998; 36: 171–178
- <sup>31</sup> Williams KR. Biomechanics of running. *Exerc Sport Sci Rev* 1985; 13: 389–441
- <sup>32</sup> Winter DA. *The Biomechanics and Motor Control of Human Gait*. Waterloo, Canada: University of Waterloo Press, 1991
- <sup>33</sup> Winter DA, Yack HJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1987; 67: 402–411

## ANNEXE II

**DIVERT Caroline**, BAUR Heiner, MORNIEUX Guillaume, MAYER Frank, BELLI  
Alain (2005)

Stiffness adaptations in shod running.

Journal of Applied Biomechanics, 21 (4), 311-321

## Stiffness Adaptations in Shod Running

*Caroline Divert<sup>1</sup>, Heiner Baur<sup>2</sup>, Guillaume Mornieux<sup>1</sup>,  
Frank Mayer<sup>2</sup>, and Alain Belli<sup>1</sup>*

*<sup>1</sup>University of Saint-Étienne; <sup>2</sup>University of Freiburg*

When mechanical parameters of running are measured, runners have to be accustomed to testing conditions. Nevertheless, habituated runners could still show slight evolutions of their patterns at the beginning of each new running bout. This study investigated runners' stiffness adjustments during shoe and barefoot running and stiffness evolutions of shoes. Twenty-two runners performed two 4-minute bouts at 3.61 m·s<sup>-1</sup> shod and barefoot after a 4-min warm-up period. Vertical and leg stiffness decreased during the shoe condition but remained stable in the barefoot condition,  $p < 0.001$ . Moreover, an impactor test showed that shoe stiffness increased significantly during the first 4 minutes,  $p < 0.001$ . Beyond the 4th minute, shoe properties remained stable. Even if runners were accustomed to the testing condition, as running pattern remained stable during barefoot running, they adjusted their leg and vertical stiffness during shoe running. Moreover, as measurements were taken after a 4-min warm-up period, it could be assumed that shoe properties were stable. Then the stiffness adjustment observed during shoe running might be due to further habituations of the runners to the shod condition. To conclude, it makes sense to run at least 4 minutes before taking measurements in order to avoid runners' stiffness alteration due to shoe property modifications. However, runners could still adapt to the shoe.

*Key Words:* barefoot, shoe properties, adjustment

When mechanical parameters of running are examined, a steady running pattern must be reached. Therefore runners have to be accustomed to testing conditions (Schieb, 1986). However, at the beginning of each new running bout, habituated runners could still show slight modifications in their running patterns which could first be attributed to the remaining running habituations of runners (Schieb, 1986). Indeed Schieb reported changed kinematics and temporal data over time during treadmill running habituation during the first minutes (over the first 3 days). This phenomenon could actually be limited by a sufficient treadmill running session (Schieb, 1986). Second, these modifications could be also attributed to the mechani-

---

<sup>1</sup>Physiology Laboratory, PPEH Unit, University of Saint-Étienne, CHU Bellevue, 42055 St-Étienne, Cedex 02, France; <sup>2</sup>Medical Clinic, Dept. of Rehabilitative and Preventive Sports Medicine, University of Freiburg, D-79087 Freiburg, Germany.



cal properties of the shoes. Indeed, shoe characteristics have an influence on running pattern and have to be considered when investigating the mechanical parameters of running, e.g., the kinematics, kinetics, and time parameters (Burkett, Kohrt, & Buchbinder, 1985; Divert, Mornieux, Baur, Mayer, & Belli, 2005; Frederick & Hagy, 1986; Nigg, 1986). Furthermore, shod running is mechanically different from barefoot running (Divert et al., 2005).

Moreover, another important parameter considered in running pattern analysis, which is determinant for running energy (Dalleau, Belli, Bourdin, & Lacour, 1998), is the regulation of the musculo-tendinous stiffness parameter (Farley, Glasheen, & McMahon, 1993; Farley & Gonzalez, 1996; Dalleau et al., 1998). The runner's stiffness depends on the musculoskeletal system, a complex combination of muscles, tendons, and ligaments. However, a simple spring-mass model accurately describes the mechanics of running, hopping, and trotting (Blickhan, 1989; Dalleau et al., 1998; Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; Farley & Gonzalez, 1996; Farley et al., 1993; He, Kram, & McMahon, 1991; McMahon & Cheng, 1990). This model represents the spring-mass characteristics of the overall musculoskeletal system as a single linear spring (the leg spring).

Leg stiffness is defined as the ratio of maximal vertical force to maximal leg spring compression ( $\Delta L$ ), both occurring at midstance. The stiffness of the leg spring remains nearly the same at all forward speeds in each animal studied to date (Farley et al., 1993), including running humans (Farley et al., 1993; He et al., 1991). Leg stiffness also remains constant when humans run at a reduced level of gravity (He et al., 1991). We know from the literature (Ferris, Louie, & Farley, 1998) that this parameter changes with surface stiffness alterations. As further supported (Ferris, Liang, & Farley, 1999; Ferris et al., 1998), humans seem to adjust their leg spring stiffness to adapt to different surface stiffnesses and the delay for adjustment is very short (Ferris et al., 1999). This adjustment allows the vertical stiffness, describing vertical motion of the center of mass during contact (McMahon & Cheng, 1990), to remain constant with a wide range of surface stiffnesses. Indeed, vertical stiffness is defined as the ratio of maximal vertical force to maximal vertical displacement ( $\Delta z$ ) of the center of mass (CM).

Interestingly, shoe properties seem to have an influence on musculo-tendinous stiffness characteristics, likewise when comparing barefoot and shod (Aerts & De Clercq, 1993), even if this was only simulated by means of an impactor tool. However, to the best of our knowledge there is no information about the influence of shoe properties on musculo-tendinous stiffness parameters in real running conditions. Furthermore, as far as we know there is again no information concerning the possible evolution of runners' stiffness over time during the fixed condition of running, either in barefoot or shod conditions.

Therefore the aim of this study was to help us understand the slight modifications in running pattern during a steady running trial. For that purpose we measured the possible stiffness adjustments of runners during barefoot and shod steady running trials. Then, if we noticed any runner's stiffness evolution during running trials, we sought to test the two following hypotheses:

Hypothesis 1: No modification of leg and vertical stiffness occurs during a barefoot session, thanks to a sufficient time of treadmill running habituation. Incidentally occurring modifications of a runner's stiffness in shod running could not be attributed to possible adaptations of runners to treadmill running.

Hypothesis 2: Occurring modifications of runners' stiffness are attributed to

shoe property modifications appearing by the simple use of shoes which lead to subsequent stiffness adaptations of the runners. This second hypothesis could be validated by further study informing us on the evolution of shoe properties.

## Materials and Method

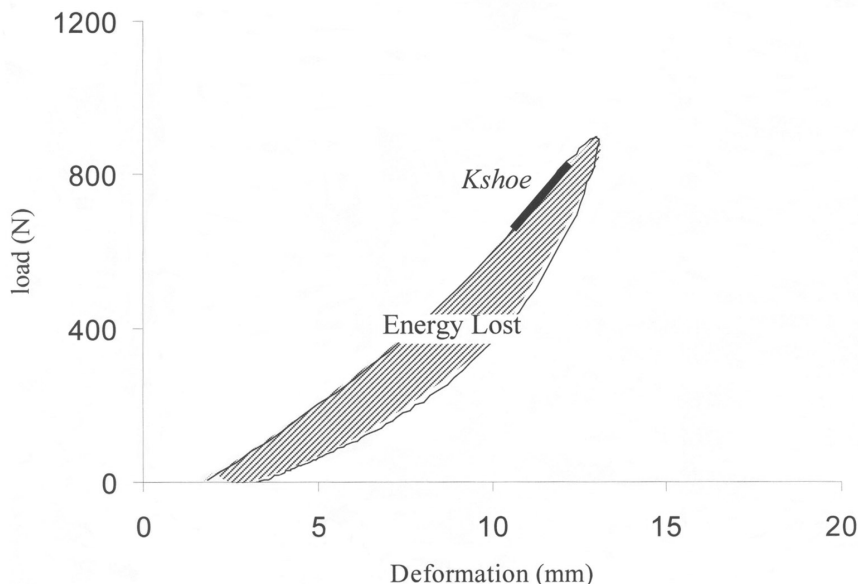
Twenty-two healthy male runners volunteered for this study. They all had training experience in competition running and reported no injury at the time of the experiment. They were  $29 \pm 7$  (mean  $\pm$  standard deviation) years of age, with a body mass of  $66.4 \pm 3.4$  kg; height of  $175 \pm 4$  cm; and leg length of  $89.7 \pm 3.2$  cm. This experiment was accepted by the local ethics committee.

The participants came twice to the laboratory for two test sessions. The primary purpose of the first test session was to get them all used to the treadmill so that each could become habituated to treadmill running prior to the introduction of the experimental load conditions (Schieb, 1986). During the second visit the runners were asked to undertake two running sessions (shoe and barefoot) of 4 minutes. They ran at  $3.61 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  in random order with neutral running shoes, i.e., without additional stability elements (shoe session) and barefoot (barefoot session) on a treadmill ergometer (Belli, Bui, Berger, Geyssant, & Lacour, 2001). The bouts were preceded by a warm-up period of 4 minutes. The leg length ( $L_0$ ; measured as the vertical distance from the ground to the greater trochanter during standing) of both right and left sides were measured for all runners.

After the running sessions, a hydraulic controlled impactor (serial no. K7500; jack model QUIRI HIFI; regulator ZWICK; Strasbourg, France) was used to apply periodic loading and relaxation cycles at shoe heel level on exactly the same type of shoes as used during the running sessions. Shoes were firmly fixed at the impactor's bottom and 1,883 successive cycles, corresponding to about 23 minutes and 5 km of running, were performed (applied force: maximal passive vertical force; stride frequency = 1.4 Hz and velocity =  $3.61 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  corresponding to the running shoe session were simulated). The aim was to further check possible alterations of shoe properties occurring during real running conditions. The shoe's state was then evaluated at impacts corresponding to the beginning and to Minutes 4, 9, and 23 running simulation ( $I_0$ ,  $I_4$ ,  $I_9$ , and  $I_{23}$ , respectively). These four times were chosen so as to have information concerning shoe state before their use, 4 minutes after use (which corresponds to the time running sessions), 9 minutes after use, and 23 minutes after use (corresponding to a 5,000 m, which is a competitive distance).

According to the force-deformation relationship, typical quantities, i.e., stiffness of the shoe ( $K_{\text{shoe}}$ ) evaluated at force level corresponding to the values recorded during running in terms of speed and runners' body mass (Figure 1), and energy loss corresponding to the area hatched on Figure 1, were measured by the impactor at the four time points.

A treadmill dynamometer (ADAL 3D, HEF-Tecmachine, Andrezieux-Boutheon, France) was used to measure 3-D ground reaction forces (3D-GRFs) during running bouts. The treadmill frame was made as rigid as possible and bolted firmly to the ground through crystal force transducers (Belli et al., 2001). This specific treadmill has the main advantage of allowing fast recording and analysis of forces from a large number of steps at a fixed velocity. Using the same procedure as Belli et al. (2001), we determined the treadmill's static nonlinearity to be less than 0.5% in the vertical dimension and 1% in the horizontal direction.



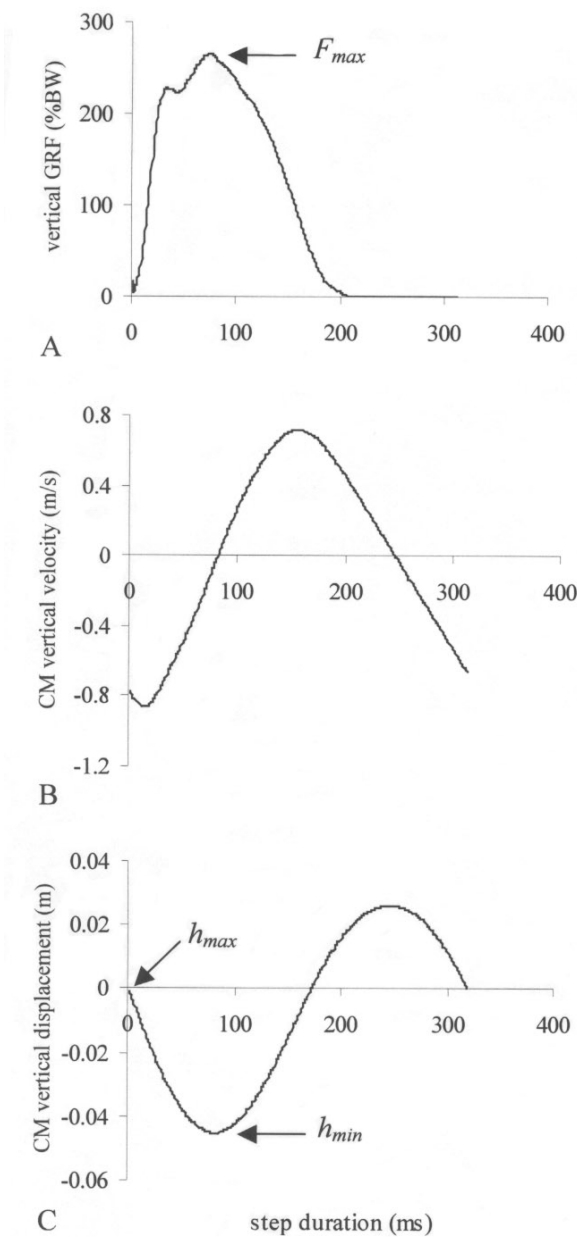
**Figure 1 — Typical load-deformation loop of the shoe.**

Natural vibration frequency (treadmill hit with a hammer) was 147 Hz in the vertical direction and 135 Hz in the anterior-posterior and mediolateral directions. Those characteristics are satisfactory with respect to the frequency spectrum of ground reaction forces of running. 3D-GRFs were sampled at 1,000 Hz three times during the two sessions (shoe and barefoot) between the 30th and the 50th seconds (Record 1: shoe<sub>1</sub> and barefoot<sub>1</sub>, respectively), from 2 minutes to 2 min 20 sec (Record 2: shoe<sub>2</sub> and barefoot<sub>2</sub>, respectively), and from 3 min 40 sec to 4 minutes of each running bout (Record 3: shoe<sub>3</sub> and barefoot<sub>3</sub>, respectively). For all records, it was then possible to average and analyze about 60 consecutive steps in order to reduce measurement error due to stride variability (Bates, Osternig, Mason, & James, 1979; Belli, Lacour, Komi, Candau, & Denis, 1995) and to get information on runners' mechanics and their possible adaptations three times during the session: at the beginning, middle, and end of the bout.

Active peak amplitude (Fmax) of vertical force and stride frequency were measured. Amplitudes were normalized to body weight (BW). Stride frequency was expressed in Hertz (Hz). The time elapsed between two impacts on the ground of the same foot was defined as stride duration. Contact and flight phases were defined when vertical force was above and below 100 N, respectively (Chang, Huang, Hamerski, & Kram, 2000). Anterior-posterior forces were used to determine braking and pushing phases during ground contact according to the orientation of the forces.

Vertical stiffness (*Kvert*) (Cavagna, Franzetti, Heglund, & Willems, 1988) and leg stiffness (*Kleg*) (Farley & Gonzalez, 1996) were measured from kinetic data given by the treadmill ergometer. As commonly explained in literature, the





**Figure 2** — Typical curve of vertical (A) ground reaction forces (GRF) expressed as a percent of the participant’s body weight (%BW), vertical speed (B), and vertical displacement (C) of the center of mass (CM) during running at  $3.61\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ .  $F_{max}$  is the maximal vertical force,  $h_{min}$  and  $h_{max}$  are, respectively, the minimal and maximal relative heights of the CM during foot contact.

running motion has been studied by modeling the runner as a spring-mass system: the mass representing total body mass and the spring representing the behavior of the support leg (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990).

Vertical stiffness ( $K_{vert}$ ,  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio of the maximal vertical force ( $F_{\max}$ ) to the maximal vertical displacement of the center of mass (CM) ( $\Delta z = |h_{\max} - h_{\min}|$ ) (Cavagna et al., 1988).

$$K_{vert} = \frac{F_{\max}}{\Delta z} \quad (1)$$

From the GRF measurements, the method described by Cavagna (1975) was applied to the treadmill ergometer as follows. The vertical displacement of the CM ( $\Delta z$ ) was calculated by integrating the vertical acceleration ( $a_v$ ) twice (Figure 2). The vertical acceleration was obtained from the maximal vertical force ( $F_{\max}$  in Newtons) divided by body mass ( $m$ ) after subtracting the gravitational acceleration ( $g$ ) as  $a_v = (\frac{F_{\max}}{m}) - g$  (Cavagna, 1975).

Leg stiffness ( $K_{leg}$ ,  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio of the maximal vertical force ( $F_{\max}$ ) to the maximal leg spring compression ( $\Delta L$ ), both occurring at midstance (Farley & Gonzalez, 1996).

$$K_{leg} = \frac{F_{\max}}{\Delta L} \quad (2)$$

Leg compression was calculated from the vertical displacement of the CM ( $\Delta z$ ), horizontal speed ( $v$ ), contact time ( $t_c$ ), and leg length ( $L_0$ ) (Avogadro et al., 2004).

$$\Delta L = \Delta z + L_0 - \sqrt{L_0^2 - (\frac{1}{2}vt_c)^2} \quad (3)$$

Asymmetry was checked between the separately measured legs by using the index ( $SI$ ) with

$$SI = \frac{Ar - Al}{\frac{1}{2} \cdot (Ar + Al)} \cdot 100 \quad (\text{Herzog, Nigg, Read, \& Olsson, 1989}).$$

Two-way ANOVA for repeated measures was used to assess the shod conditions (shoe and barefoot) and time (shoe<sub>1,2,3</sub> and barefoot<sub>1,2,3</sub>) effect on running mechanical parameters. This procedure was followed by the Scheffé post hoc test. We considered  $p < 0.05$  as statistically significant and all results were expressed as means  $\pm$   $SD$ .

## Results

All mechanical parameters were significantly different between the two running conditions. The stride frequency in barefoot running was statistically higher (5%) than in shoe running for the three records (1.48 Hz in barefoot vs. 1.41 Hz in shoe running). In addition, the vertical displacement ( $\Delta z$ ) and leg compression ( $\Delta L$ ) parameters were both significantly lower in barefoot compared to shoe running ( $\Delta z = 0.06$  m in barefoot vs. 0.07 m in shoe running;  $\Delta L = 0.18$  m in barefoot vs. 0.19 m in shoe running). The two parameters in barefoot running were, respectively, 15% and 5% lower ( $p < 0.001$ ) than in the shoe running condition. Maximal vertical force

**Table 1 Vertical and Leg Stiffness During the 2 Running Sessions (mean  $\pm$  SD) With Significant Differences**

	Record	Barefoot	Shoe
<i>K<sub>vert</sub></i> (kN·m <sup>-1</sup> )	1	34.481 $\pm$ 5.106	32.208 $\pm$ 4.208 †
	2	34.546 $\pm$ 4.779	32.053 $\pm$ 4.043 †
	3	34.790 $\pm$ 4.947	31.589 $\pm$ 4.080 †#
	Avg 1, 2, 3	34.606 $\pm$ 4.899	32.031 $\pm$ 4.190 †
<i>K<sub>leg</sub></i> (kN·m <sup>-1</sup> )	1	11.683 $\pm$ 2.219	10.902 $\pm$ 1.812 †
	2	11.795 $\pm$ 2.380	10.984 $\pm$ 2.009 †
	3	11.541 $\pm$ 2.212	10.525 $\pm$ 1.875 †*#
	Avg 1, 2, 3	11.673 $\pm$ 2.250	10.804 $\pm$ 1.864 †

Note: Significantly different,  $p < 0.001$ : † from barefoot running; \* from Record 1; # from Record 2.

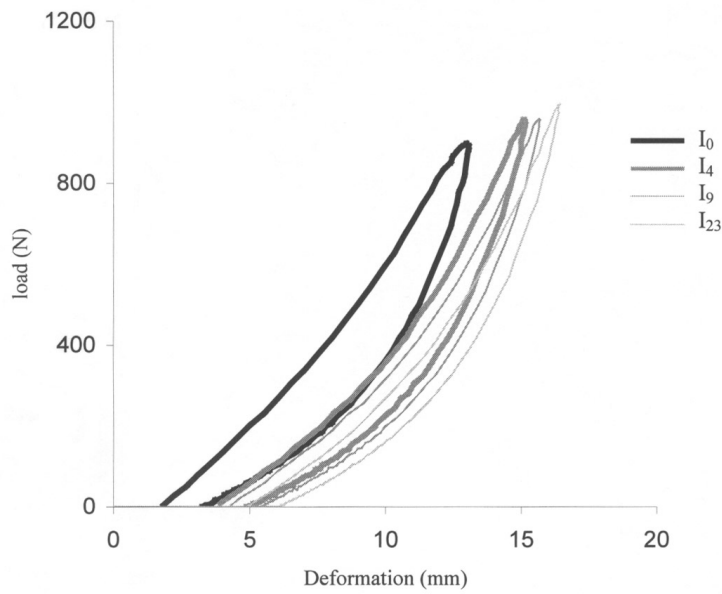
in barefoot running was 3.5% lower ( $p < 0.001$ ) than in the shoe running condition. The mean vertical and leg stiffness in barefoot running were 6.5 and 7.5% higher, respectively ( $p < 0.001$ ), than in the shoe running condition (Table 1). Whatever the mechanical parameter, no shod conditions  $\times$  time interaction were found with the two-way ANOVA test.

In the barefoot session, none of the mechanical parameters measured showed any modification occurring within the trial (among barefoot<sub>1</sub>, barefoot<sub>2</sub>, and barefoot<sub>3</sub>). Indeed the stride frequency, vertical displacement, leg compression, maximal vertical force ( $2.60 \pm 0.20$  BW), and both vertical and leg stiffness (respectively about 35 kN·m<sup>-1</sup> and 12 kN·m<sup>-1</sup>) did not change with time among the three records.

However, in the shoe condition we noticed some modifications occurring within the trial. For instance, the maximal vertical force decreased significantly from shoe<sub>1</sub> and shoe<sub>2</sub> (respectively,  $2.70 \pm 0.20$  BW and  $2.71 \pm 0.22$  BW) to shoe<sub>3</sub> ( $2.65 \pm 0.21$  BW),  $p < 0.001$ . Figure 2 A shows a typical curve of the vertical force for one runner during barefoot running. Moreover, the vertical and leg stiffness in shoe<sub>3</sub> was significantly lower than shoe<sub>1</sub> and shoe<sub>2</sub> stiffness values,  $p < 0.001$  (Table 1), whereas both parameters did not change between the two first records (shoe<sub>1</sub> vs. shoe<sub>2</sub>). Concerning the other parameters, the stride frequency, vertical displacement, and leg compression, no modifications occurred between the records in shoe running.

Finally, the two quantities *K<sub>shoe</sub>* and energy lost changed significantly between *I*<sub>0</sub> on one side and *I*<sub>4</sub>, *I*<sub>9</sub>, and *I*<sub>23</sub> on the other side,  $p < 0.001$ . After 4 minutes of simulation, the shoe quantities remained constant during the impact loading test (Figure 3). Mean and standard deviations of general parameters resulting from hydraulic controlled impactor are reported in Table 2.

Concerning asymmetry, no statistical difference was found between the separately measured legs for all measured mechanical parameters ( $SI < 2\%$ ). Therefore the data reported in this paper corresponded to the average of all steps, both right and left.



**Figure 3 — Load-deformation loops of the shoe at different times of simulation, i.e., at the beginning and at Minutes 4, 9, and 23 ( $I_0$ ,  $I_4$ ,  $I_9$ , and  $I_{23}$ , respectively).**

**Table 2 Mean ( $\pm$  SD) General Parameters Resulting From Pneumatically Controlled Impactor**

Time (min)	<i>Kshoe</i> (kN·m <sup>-1</sup> )	Energy lost (J)
0	124.98 $\pm$ 20.78	2227.32 $\pm$ 385.61
4	165.61 $\pm$ 16.74 *	1769.13 $\pm$ 309.56 *
9	164.67 $\pm$ 12.18 *	1706.13 $\pm$ 298.61 *
23	165.79 $\pm$ 13.24 *	1658.52 $\pm$ 260.82 *

*Note:* Stride frequency = 1.4 Hz, velocity = 3.61 m·s<sup>-1</sup> were simulated.

\*Significantly different from  $I_0$  (0 minute),  $p < 0.001$

**Discussion**

Stride frequency and vertical force values recorded on the treadmill in the shoe condition were in agreement with the results previously reported in the literature (Nilsson & Thorstensson, 1989). For instance, comparable values of stride frequency (1.39 Hz vs. 1.41 Hz) and maximal vertical force (2.6 body weight [BW] vs. 2.7 BW) were found in literature (Nilsson & Thorstensson, 1989) and in the present study at the same speed.

Vertical displacement and leg compression for shod running measured in the present study were in agreement with the data previously reported in the literature

(7 cm vs. 8 cm and 19 cm vs. 17 cm, respectively) (Avogadro, Chaux, Bourdin, Dalleau, & Belli, 2004; He et al., 1991).

Vertical and leg stiffness data found in the present study were also in line with those reported in the literature (Farley & Gonzalez, 1996; Ferris et al., 1998). For instance, comparable values of  $K_{vert}$  (29  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$  vs. 31.589  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) and  $K_{leg}$  (14.1  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$  vs. 10.525  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) were found in the literature (Avogadro et al., 2004; He et al., 1991) and in the present study at comparable velocity.

As reported in the literature (Divert et al., 2005), running mechanics differ significantly between barefoot and shoe conditions. Indeed, in the present study the stride frequency was significantly higher in barefoot than in shoe running (1.48 Hz in barefoot vs. 1.41 Hz in shoe running). This result has been reported previously (1.45 Hz in barefoot vs. 1.38 Hz in shoe running at 3.3  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) (Divert et al., 2005). Maximal vertical force in barefoot running was also significantly different from shoe running in the present study (2.60 BW in barefoot vs. about 2.70 BW in the shoe condition), as already reported before (2.37 BW in barefoot vs. about 2.48 BW in the shoe condition at 3.3  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) (Divert et al., 2005). It was suggested that this biomechanical adjustment (higher stride frequency) could reduce the initial impact forces that should be absorbed by the musculoskeletal system at each step (Burkett et al., 1985). Both vertical and leg stiffness were significantly lower in shod than in barefoot running during the whole trial. This is probably due to the fact that the stiffness of the shoe, which is mechanically mounted in series with the musculo-tendinous stiffness, will reduce the total leg stiffness (shoe + muscle and tendon), assuming that musculo-tendinous stiffness is maintained constant.

Indeed the main function of wearing shoes is to protect the foot and leg structure by means of a damping and low stiffness material. However, it is generally reported in the literature that leg stiffness is adjusted by the runner allowing the vertical stiffness to remain constant regardless of the surface stiffness (Ferris et al., 1998; 1999). The higher stiffness parameters (leg and vertical stiffness) reported in the barefoot condition showed that the adjustment of vertical stiffness to surfaces (Ferris et al., 1998; 1999) differs from that of the shoes properties. Inasmuch as the running pattern in barefoot running is considerably altered compared to the shoe condition (Divert et al., 2005), it could be argued that leg stiffness adjustments usually observed (Ferris et al., 1998; 1999) could not be sufficient to maintain the vertical stiffness constant.

As far as we know, no information has been reported in the literature concerning the consequence of shod compared to barefoot running on musculo-tendinous adjustment. This further supports the notion that barefoot running is more economical than shod running (Burkett et al., 1985) if we consider the negative relationship reported between musculo-tendinous stiffness and energy cost of running (Dalleau et al., 1998).

It is worth noting that, as previously reported (Schieb, 1986), there is no evolution of both stride frequency and vertical displacement parameters within the trial. However, as far as we know there is no information in the literature concerning the evolution of both vertical force and vertical and leg stiffness over time.

The lack of alteration, with time (when considering the three records), of stride frequency, vertical displacement and leg compression, maximal vertical force, and both vertical and leg stiffness found during the barefoot session showed that the running pattern was already stable after 30 seconds for accustomed runners. This is in accordance with our hypothesis of a steady-state pattern on the treadmill after

a sufficient time of treadmill habituation (Hypothesis 1). Barefoot running could be the natural means of running where participants did not need to adjust their running patterns. This result could also reinforce our previous findings (Divert et al., 2005) concerning the better economy of barefoot running reported in the literature (Burkett et al., 1985).

Consequently the evolutions with time of both vertical and leg stiffness that occurred during the shoe session might then be attributed to the shoe properties. Indeed the three records of the 4-min session considered in the present study allowed us to see the early adjustment (shoe<sub>1</sub> vs. shoe<sub>2</sub> and shoe<sub>3</sub>) of the leg stiffness to the shoe properties. As reported in the literature, the adjustment of leg stiffness might occur in the first seconds of running (Ferris et al., 1998; 1999). However, it remains unclear how long runners need to be perfectly stable for accurate records of running mechanics. It is then suggested that modifications of neuromuscular control could occur at the beginning of running bouts in order to adjust the running pattern to the shoe properties, even for accustomed runners.

Moreover, data measured during the shoe impact simulation gave information about shoe property mechanical behavior. According to the results, during the first minutes of use (< 4 min), shoe properties changed considerably (I<sub>0</sub> vs. I<sub>4</sub>, I<sub>9</sub>, and I<sub>23</sub>). From the 4th to at least the 23rd minute of simulation, shoe properties remained constant. Therefore, during recordings we could assume that shoe properties were stable, thanks to the 4 minutes of warm-up the runners performed with the shoes. Then it could be concluded that *K<sub>vert</sub>* and *K<sub>leg</sub>* alterations, which occurred in the shoe session, were mainly due to runners' adjustments to the shoe wearing and not to possible shoe property alterations (Hypothesis 2). However, the hydraulic controlled impactor allowed impacting simulations with the limits reported in the literature (Aerts & De Clercq, 1993), and it remains possible that the impact loading simulation did not exactly match the heel impact characteristics encountered in shod running.

To conclude, compared to barefoot, vertical and leg stiffness are decreased in the shod condition, probably because the musculo-tendinous stiffness is not sufficiently increased in order to compensate for the compliant characteristics of the shoes. Shoe stiffness was increased during the first 4 minutes of running and then remained stable. Therefore it is advised to run at least 4 minutes with shoes in order to avoid an alteration pattern that could be attributed to shoe property modifications. However, it must be considered that runners could still become habituated to the shod condition.

## References

- Aerts, P., & De Clercq, D. (1993). Deformation characteristics of the heel region of the shod foot during a simulated heel strike: The effect of varying midsole hardness. *Journal of Sports Sciences*, **11**, 449-461.
- Avogadro, P., Chaux, C., Bourdin, M., Dalleau, G., & Belli, A. (2004). The use of treadmill ergometers for extensive calculation of external work and leg stiffness during running. *European Journal of Applied Physiology*, **92**, 182-185.
- Bates, B.T., Osternig, L.R., Mason, B.R., & James, S.L. (1979). Functional variability of the lower extremity during the support phase of running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **11**, 328-331.
- Belli, A., Bui, P., Berger, A., Geysant, A., & Lacour, J. R. (2001). A treadmill ergometer

- for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics*, **34**, 105-112.
- Belli, A., Lacour, J.R., Komi, P.V., Candau, R., & Denis, C. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, **70**, 510-517.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, **22**, 1217-1227.
- Burkett, L.N., Kohrt, W.M., & Buchbinder, R. (1985). Effects of shoes and foot orthotics on  $\text{VO}_2$  and selected frontal plane knee kinematics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **17**, 158-163.
- Cavagna, G.A. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, **39**, 174-179.
- Cavagna, G.A., Franzetti, P., Heglund, N.C., & Willems, P. (1988). The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *Journal of Physiology*, **399**, 81-92.
- Chang, Y.H., Huang, H.W., Hamerski, C.M., & Kram, R. (2000). The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *Journal of Experimental Biology*, **203**, 229-238.
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J.R. (1998). The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, **77**, 257-263.
- Divert, C., Mornieux, G., Baur, H., Mayer, F., & Belli, A. (2005). Mechanical comparison of barefoot and shod running. *International Journal of Sports Medicine*, **26**, 593-598.
- Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: A test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, **71**, 2127-2132.
- Farley, C.T., Glasheen, J., & McMahon, T.A. (1993). Running springs: Speed and animal size. *Journal of Experimental Biology*, **185**, 71-86.
- Farley, C.T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, **29**, 181-186.
- Ferris, D.P., Liang, K., & Farley, C.T. (1999). Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *Journal of Biomechanics*, **32**, 787-794.
- Ferris, D.P., Louie, M., & Farley, C.T. (1998). Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London B*, **265** (1400), 989-994.
- Frederick, E.C., & Hagy, J.L. (1986). Factors affecting peak vertical ground reaction forces in running. *International Journal of Sport Biomechanics*, **2**, 41-49.
- He, J.P., Kram, R., & McMahon, T.A. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology*, **71**, 863-870.
- Herzog, W., Nigg, B.M., Read, L.J., & Olsson, E. (1989). Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **21**, 110-114.
- McMahon, T.A., & Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, **23**, 65-78.
- Nigg, B.M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, **136**, 217-227.
- Schieb, D.A. (1986). Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, **57**, 1-7.

Copyright of Journal of Applied Biomechanics is the property of Human Kinetics Publishers, Inc.. The copyright in an individual article may be maintained by the author in certain cases. Content may not be copied or emailed to multiple sites or posted to a listserv without the copyright holder's express written permission. However, users may print, download, or email articles for individual use.



## ANNEXE III

**DIVERT Caroline**, MORNIEUX Guillaume, FREYCHAT Philippe, BALY Laurent,  
BELLI Alain (2005)

Barefoot - Shod running  $\dot{V}O_2$  difference: shoe or mass effect?

**Medicine and Science in Sports and Exercise**, *Soumis*

## **Barefoot - Shod running $\dot{V}O_2$ difference: shoe or mass effect?**

CAROLINE DIVERT<sup>1</sup>, GUILLAUME MORNIEUX<sup>1</sup>, PHILIPPE FREYCHAT<sup>2</sup>, LAURENT BALY<sup>2</sup>, FRANK MAYER<sup>3</sup>, and ALAIN BELLI<sup>1</sup>

<sup>1</sup> *Equipe PPEH, Département STAPS, Université de Saint-Étienne, France;* <sup>2</sup> *Centre de Recherche Décathlon-Création, Villeneuve d'Ascq, France;* <sup>3</sup> *Medical Clinic, Department of Rehabilitative and Preventive Sports Medicine, University of Freiburg, Germany*

Corresponding Author:

Caroline DIVERT

Médecine du Sport et Myologie

Hôpital Bellevue - CHU Saint-Étienne

42055 SAINT-ÉTIENNE Cedex 2, France

Tel.: (+33). 4.77.12.79.85

Fax.: (+33). 4.77.12.72.29

E-Mail : [caroline.divert@univ-st-etienne.fr](mailto:caroline.divert@univ-st-etienne.fr)

Running title: Barefoot-shod running biomechanics

**ABSTRACT**

According to literature the higher  $\dot{V}O_2$  reported when shod running compare to barefoot running is due to the mass added by the shoe. However recent findings reported considerable modification of the running pattern when barefoot and shod motion are compared. **Purpose:** The aim of the study was to distinguish the mass and the shoe effect on the  $\dot{V}O_2$  of shod running. **Methods:** 12 trained subjects ran on a treadmill 3-D ergometer in six conditions: barefoot (BF), using ultra thin diving socks unloaded (SK<sub>50</sub>) and loaded (SK<sub>150</sub>: 150g and SK<sub>350</sub>: 350g per sock) and using two shod (SH<sub>150</sub>: 150g, SH<sub>350</sub>: 350g per shoe) conditions at 3.61 m.s<sup>-1</sup>. Mechanical and metabolic data were measured. **Results:**  $\dot{V}O_2$  was significantly higher in heavy conditions and no shoe effect was reported. *Net efficiency* was significantly higher in SH<sub>350</sub> compared to SK<sub>350</sub>. The mechanical parameters were mostly influenced by shoe and not by mass. Stride frequency, flight time, anterior-posterior impulses, vertical and musculo-tendinous stiffness and mechanical work were all significantly higher in barefoot conditions compared to shod, whereas contact time was lower. **Conclusion:** The mechanical modifications showed the main role of the shoe which is an attenuation of foot-ground impact by adding damping material. However these changes could lead to a decrease of the storage and restitution of elastic energy capacity what could explain the lower efficiency reported in shod running. Finally the higher metabolic demand reported when shod running compare to barefoot running could not only be due to the mass added by the shoe but also by wearing shoes what induced mechanical alterations.

**Key words:** MECHANICS, METABOLIC, LOAD, FOOTWEAR and  
EFFICIENCY

## INTRODUCTION

**Paragraph Number 1** When shod running, the extra mass induced by the shoe could explain the higher oxygen uptake ( $\dot{V}O_2$ ) observed compared to barefoot running (7). Indeed when comparing barefoot, shoes and shoes plus orthotics running conditions, Burkett et al. (7) concluded that the changes in  $\dot{V}O_2$  may be more attributed to the additional mass associated with shoes than mechanical alterations. Studies in related areas tend to support this theory (8,20,21). Martin (21) for example, found that the addition of 0.5 or 1 kg to the feet during sub-maximal running leads to a significant increase in  $\dot{V}O_2$ . They concluded that the increased physiological demand was directly related to the mechanical work increases. However, according to their results, the mechanical work increases were attributed almost totally to the inertial changes in the lower extremity rather than to some major modifications in the kinematic of the movements. However, Frederick et al. (19) reported a significant reduction of  $5.7 \text{ mL.kg}^{-1}.\text{km}^{-1}$  oxygen consumption when comparing running with an air cushion type shoe, which weighed slightly more (677.8 g/pair) than a second shoe (646.9 g/pair). Therefore the shoe mass seems not being the only factor which may affect the running economy. In addition to this mass influence, the mechanical modifications induced by wearing shoes (16,19) must be considered in order to explain the changes in  $\dot{V}O_2$  observed in shod running.

**Paragraph Number 2** Indeed compared to barefoot, running with shoes is supposed to lead to different advantages for the human locomotion as “rear foot control”, “cushioning”, “shock distribution” or “heel stabilization”. However shod running also lead to changes in the mechanical parameters of

running as reported by many authors (15,16,26). Recently, Divert et al. (16) reported significant differences in running mechanics between barefoot and shod running. Indeed barefoot showed mainly higher stride frequency, lower contact and flight time, lower passive peak (1.48 *versus* 1.70 Body Weight), higher braking and pushing impulses and higher pre-activation of triceps surae muscles than shod.

**Paragraph Number 3** As shoe has been shown to alter running mechanics, the question arising was whether it also may affect running economy. According to authors (5,6), neural-mechanical adaptations in barefoot running could enhance the storage and restitution of elastic energy at ankle extensors level and then could be an explanation of the lower metabolic cost reported in barefoot running (7).

**Paragraph Number 4** Then, metabolic and mechanics are both influenced when shod compared to barefoot running. However, to the best of our knowledge, it is still unclear about the cause of the higher  $\dot{V}O_2$  and changes in mechanics observed in shod running. Indeed it remains unknown if these modifications are simply the result of the added mass due to the shoe or whether it could also be due to the mechanical properties of the shoe.

The aim of this study was to investigate the specific influence on running  $\dot{V}O_2$  of shod running on one hand and further of the shoe mass on the other hand.

## METHODS

**Paragraph Number 5 Subjects:** Twelve healthy males runners volunteered for this study. They all had training experience in long distance competition running and reported no injury at the time of experiment. Age of the subjects

was  $24 \pm 5$  (Mean  $\pm$  Standard Deviation) years. Body mass was  $66 \pm 8$  kg, height and leg length were  $176 \pm 6$  cm and  $91.4 \pm 4.4$  cm respectively. Approval for the project was obtained from the Local Committee on Human Research. After being informed of the nature of the study, runners gave their written consent to participate in this study.

**Paragraph Number 6 Protocol and Experimental Procedure:** The subjects came twice to the laboratory for two test sessions. The primary purpose of the first test session was to get all the subjects used to the treadmill. So each of them had adequate time to become habituated to treadmill running prior to the introduction of the experimental load conditions (28). During the second session, the subjects were asked to perform six running bouts of 4 minutes at  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$  in a random order. This velocity corresponded to their training speed and allowed energy expenditure measurement by means of oxygen consumption only. They ran on a treadmill ergometer (2) barefoot (BF), in diving socks (ultra thin; 1.5 mm; 50 g) (SK<sub>50</sub>), in light loaded diving socks (SK<sub>150</sub>; 150 g per sock) and in diving socks heavy loaded (SK<sub>350</sub>; 350 g per sock), and in two conditions of shoes of similar construction: “light” shoes (SH<sub>150</sub>; 150 g per shoe; sole material: EVA; sole thickness: 22 mm) and in “heavy” shoes (SH<sub>350</sub>; 350 g per shoe; sole material: EVA; sole thickness: 25 mm). Masses of 5 g were handsewn evenly on the diving socks to load them down at 150 and 350 g and to maintain the same coordinates of the centre of mass relative to the shoes whatever the mass. A rest period of 2 minutes separated the bouts. The protocol was preceded by a warm-up period of 10 minutes, 5 minutes per shoes (SH<sub>150</sub> and SH<sub>350</sub>).

**Paragraph Number 7 Material and method:** The oxygen consumption ( $\dot{V}O_2$ , mL.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) relative to the total mass of the subject (body mass + shoe mass), was determined for each running condition from the expired gases collected in Douglas bags during the last 30 s of each running period, through a low-resistance Hans Rudolph valve 2700 (Hans Rudolph, Kansas City, Mo., USA). Subsequent volume determinations were carried out in a balanced Tissot spirometer (Gymrol, Roche-la-Molière, France). Fractions of gases were determined with a zirconc cell O<sub>2</sub> analyser and an infrared CO<sub>2</sub> analyser (Servomex 2240, Crowborough, England). Thirty seconds prior to each gas collection subjects put on a nose clip and inserted a mouthpiece attached to a flexible air hose held by an experimenter in front of them in such a way as to minimize any interference with normal running patterns. Following gas collection the nose clip and mouthpiece were removed until the next collection period.

A treadmill dynamometer (ADAL 3D, HEF-Tecmachine, Andrezieux-Boutheon, France) was used to measure three Dimensional-Ground Reaction Forces (3D-GRFs) during running bouts. The treadmill frame was made as rigid as possible and bolted firmly to the ground through crystal force transducers (2). This specific treadmill has the main advantage to allow fast record and analysis of forces from a large number of steps at a fixed velocity. Using the same procedure as Belli et al. (2), treadmill's static non-linearity was determined to be less than 0.5 % in vertical dimension and 1 % in horizontal direction. Natural vibration frequency (treadmill hit with a hammer) was 147 Hz in the vertical direction and 135 Hz in the anterior-posterior and medio-lateral directions.



3D forces were sampled at 1000 Hz during the last 20 seconds of each bout. It was then possible, for all conditions, to average and analyse about 60 consecutive steps in order to reduce the measurement error due to the stride variability (3). The time elapsed between two impacts on the ground of the same foot was defined as the stride duration. Contact and flight phases were defined when vertical force was above and below 100 N respectively (13). Anterior-posterior forces were used to determine braking and pushing phases during ground contact according to the orientation of the forces.

Passive and active peaks ( $F_{z1}$  and  $F_{max}$  respectively) of vertical force, vertical, anterior-posterior braking and pushing impulses ( $I_z$ ,  $I_{y1}$  and  $I_{y2}$  respectively), and stride frequency ( $Sf$ ), contact and flight times ( $CT$ ,  $FT$  respectively) were measured. Force amplitudes were normalised to body weight (BW) and impulses were expressed in body weight time second (BW.s). Stride frequency was expressed in Hertz (Hz) and stride duration (SD) in second (s), contact and flight times were expressed in percentage of stride duration (%SD).

From the GRF measurements the method described by Cavagna (9) was applied to the treadmill ergometer as follows. During contact, the vertical acceleration ( $a_v$ ) was calculated as  $a_v = (F_v/m) - g$ , where  $m$  is the subject's body mass (in kg) and  $F_v$  is the vertical GRF (in N). The  $a_v$  was integrated twice to obtain the vertical displacement of the centre of mass (CM) ( $\Delta y$ ) (Fig. 1; see Avogadro et al. (1) for further details). Finally, the potential work ( $W_{pot}$ ) done to raise the CM (in Joules, J) was calculated by multiplying the vertical displacement ( $\Delta y$ ) by the subject's body weight. The horizontal speed of the CM was determined by integrating the mean anterior-posterior (AP)

acceleration (which was the AP force divided by the subject's body mass) over the step to obtain the instantaneous changes of the horizontal speed of the CM relative to the ground. Then, the horizontal speed of the CM relative to the treadmill belt was calculated by adding the horizontal speed of the CM to the speed of the treadmill. From this curve, the maximal ( $v_{max}$ ) and minimal ( $v_{min}$ ) speeds were extracted (Fig. 2; see Avogadro et al. (1) for further details). The kinetic work ( $W_{kin}$ ) done to accelerate the body forward (in J) was then calculated as  $W_{kin}=0.5 \times m \times (v_{max}^2 - v_{min}^2)$ . Finally, assuming that no transfer occurred between kinetic and potential energies in running (11) and that the medio-lateral work was negligible (9), external Work ( $W_{ext}$ ) was the sum of  $W_{kin}$  and  $W_{pot}$ . Internal work ( $W_{int}$ ) was calculated according to Minetti (24) as:

$$W_{int} = S_f \times v^2 \times [1 + (d/(1-d))^2] \times q \quad (1)$$

Where  $q$  compound dimensionless term accounting for limb geometry and fractional mass,  $S_f$  (in Hz) is the stride frequency,  $v$  (in  $\text{m.s}^{-1}$ ) the progression speed and  $d$  the duty factor, *i.e.* the fraction of the stride period at which each foot is in contact with the ground.  $q$  factor was calculated according to Minetti (24) as:

$$q = (\pi^2/4) \times [(a^2 + rg^2) \times (m_L^* + b^2 m_U^*)] \quad (2)$$

Where  $a$  is the fractional distance of the lower limb centre of mass from the proximal joint,  $b$  the length of the upper limb as a fraction of the lower limb,  $rg$  the average radius of gyration of limbs as a fraction of the limb length and  $m_L^*$  and  $m_U^*$  respectively the lower and upper limb mass as a fraction of  $m$ .

The different mass added (50, 150 and 350 g) to the foot were taking into account in the  $q$  calculation.

According to Minetti and Saibene's mathematical model (25), the human body is composed of five stiff segments, four of which (two lower and two upper limbs) are involved in the model equation. The necessary values of segment length were measured on each subject, then mass, position of centre of mass and radius of gyration were known from the literature (30).

The total Work ( $W_{tot}$ ) was the sum of  $W_{ext}$  and  $W_{int}$ .

For each condition, the net efficiency ( $\eta_{net}$ ) was computed as:

$$\eta_{net} = W_{tot} / (\dot{V}O_{2net} \times EqO_2) \quad (3)$$

In this equation,  $\dot{V}O_{2net}$  ( $L.s^{-1}.kg^{-1}$ ) is the oxygen consumption measured ( $\dot{V}O_2$ ) minus the  $0.083 \text{ mL.s}^{-1}.kg^{-1}$  value corresponding to the y-intercept of the oxygen consumption-speed relationship established by Medbo et al. (23).  $EqO_2$  is the energetic equivalent of oxygen ( $J.L^{-1}$ ) calculated by:  $EqO_2 = 21300 \times [(RER - 0.7)/0.3] + 19600 \times [(1 - RER)/0.3]$  if  $RER < 1$  and  $EqO_2 = 21300$  if  $RER > 1$  where  $RER$  is the Respiratory Exchange Ratio determined by the ratio of the carbon dioxide production ( $L.min^{-1}$ ) to the oxygen uptake ( $L.min^{-1}$ ).

Vertical stiffness ( $K_{vert}$ ) (10) and leg stiffness ( $K_{leg}$ ) (17) were measured from kinetic data given by the treadmill ergometer. As commonly used in literature, the running motion has been studied by modelling the runner as a spring-mass system: the mass representing the total body mass and the spring the behaviour of the support leg (4,22).

Vertical stiffness ( $K_{vert}$ ,  $kN.m^{-1}$ ) was calculated as the ratio of the maximal vertical force ( $F_{max}$ ) to the peak downward displacement ( $\Delta z$ ) (Fig. 1) of the CM during foot contact (10).

$$K_{vert} = F_{max} / \Delta z \quad (4)$$

The vertical displacement of the CM ( $\Delta z$ ) was calculated from the double integration of the vertical acceleration ( $a_v$ ) (Fig. 1; see Avogadro et al. (1) for further details).

Leg stiffness ( $K_{leg}$ ,  $\text{kN.m}^{-1}$ ) was calculated as the ratio of the maximal vertical force ( $F_{max}$ ) to the maximal leg spring compression ( $\Delta L$ ), both occurring at mid-stance (17).

$$K_{leg} = F_{max} / \Delta L \quad (5)$$

Leg compression was calculated from the vertical displacement of the CM ( $\Delta z$ ), horizontal speed ( $v$ ), contact time ( $CT$ ) and the leg length ( $L_0$ ) (1). The leg length ( $L_0$ : measured as the vertical distance in cm from the ground to the greater trochanter during standing) of both right and left legs were measured for all the subjects.

$$\Delta L = \Delta z + L_0 - [L_0^2 - (0.5 \times v \times CT)^2]^{1/2} \quad (6)$$

**Paragraph Number 8 Statistical analysis:** All results presented were expressed as means  $\pm$  SD. Descriptive statistics and ANOVA test were used to determine mechanical and metabolic differences between the two running conditions (BF and SK<sub>50</sub>). Two way ANOVA for repeated measures was used to assess the shoe (SK<sub>150</sub> and SK<sub>350</sub> *versus* SH<sub>150</sub> and SH<sub>350</sub> respectively) and mass (150 *versus* 350 g) effect on running mechanical and metabolic parameters. This procedure was followed by Fisher's post-hoc test.  $P < 0.05$  was considered as statistically significant.

## RESULTS

**Paragraph Number 9** There was no difference between BF and SK<sub>50</sub> concerning neither mechanical nor metabolic parameters.

**Paragraph Number 10** The two way ANOVA for repeated measures followed by Fisher's post-hoc test reported that  $Sf$ ,  $Kleg$  and  $Kvert$  decreased significantly with mass and shoe while  $\Delta L$  and  $\Delta z$  increased significantly.  $Wext$  increased significantly with mass whereas it decreased with shoe (Table 1). All others mechanical parameters were influenced by shoe except  $Wint$ ,  $Wpot$  and  $Fmax$ , and only  $Wpot$  and  $Iz$  increased with mass.  $FT$ ,  $Wkin$  and  $Wtot$  decreased with shoe whereas  $CT$  increased. Both  $Iy1$  and  $Iy2$  decreased when running with shoes.  $Fz1$  was not influenced by shoe, however it could be observed that nine subjects on the twelve measured ran without  $Fz1$  during BF and all diving socks running conditions.

$\dot{V}O_2$  was influenced by mass as shown in Table 2 whereas  $\eta_{net}$  was significantly influenced by the shoe.  $\eta_{net}$  in  $SH_{350}$  was 3.6 % significantly lower than  $SK_{350}$ . The highest  $\eta_{net}$  among the four conditions ( $SK_{150}$ ,  $SK_{350}$ ,  $SH_{150}$  and  $SH_{350}$ ) was obtained in  $SK_{150}$  ( $68.7 \pm 5.9$  %) and  $SK_{350}$  ( $68.8 \pm 5.6$  %) (Table 2).

## DISCUSSION

**Paragraph Number 11** As none of the mechanical and metabolic parameter showed any significant difference between BF and  $SK_{50}$  (Table 1) we assumed that running in diving socks can be used to simulate the barefoot running pattern. Mechanical and metabolic data were in agreement with the results previously reported in the literature (7,8,16,27). The statistical comparison between the two ways of running was also in agreement with previous research (7,16,21) except concerning the mean value of the passive peak ( $Fz1$ ) (16). In the present study  $Fz1$  was 8 % and 6 % lower in  $SK_{150}$  versus  $SH_{150}$

and SK<sub>350</sub> *versus* SH<sub>350</sub> respectively. Unfortunately, in contradiction with Divert et al. (16), these differences were not statistically significant because nine of the twelve subjects showed no passive peak when running in diving socks making analyze impossible. In the present study, the necessary protection of the runners from repeated shock lead to an absence of the passive impact by switching from rear foot to fore foot technique (12) instead of a reduction of it as previously hypothesized by Divert et al. (16) when barefoot running.

**Paragraph Number 12** Regarding the changes in  $\dot{V}O_2$  it is not reported any shoe effect but only a mass effect (Table 2). This means that the higher metabolic cost reported in shoe running (7) will be only due to the extra mass induced by the shoe as suggested previously (7) and not due to other mechanical properties of the shoe as hypothesized previously. Moreover in the present study, precise calculations of  $W_{int}$ , taking into account the shoe mass effect on geometry and inertia of lower limbs, clearly demonstrate that the rise of  $\dot{V}O_2$  is directly due to the increase of internal work.

In agreement with Martin (21) we observed a higher vertical displacement, and thus higher potential work, when adding load to the feet in shod conditions (Table 1). Moreover Martin (21) reported that the stride frequency was reduced significantly by adding load. This result has been reported several times by researchers according to Martin (21) even if one might expect the opposite to occur. Indeed a heavier load on the foot would be more difficult to swing forward because of the greater inertial load, then this might lead to a shorter step.

**Paragraph Number 13** Concerning muscular efficiency ( $\eta_{net}$ ), because  $W_{tot}$  was significantly lower in shoe running than in simulated barefoot running for the same mass condition, while  $\dot{V}O_2$  was not affected by shoe, the net efficiency was lower in shoe running (SH<sub>350</sub>) than in barefoot simulated condition (SK<sub>350</sub>). To the best of our knowledge this result has never been reported in the literature. In addition, regarding the statistical analyses (Table 2) the  $\eta_{net}$  was exclusively affected by the shoe ( $P < 0.01$ ) and not by the mass.

Shoe running is then reported as less efficient locomotion regarding  $\eta_{net}$  when compared to barefoot running. One reason therefore reported in Divert et al. (16), was an enhancement of the elastic energy storage-restitution in barefoot running. Regarding detailed analysis of mechanical work and impulses we noticed that  $W_{kin}$ ,  $I_{y1}$  and  $I_{y2}$  were significantly higher in barefoot than in shoe running. Those modifications could lead to a rise in elastic energy storage during barefoot running and could be an explanation of the greater efficiency (5,6) found in barefoot running in the present study.

Moreover, considering the statistical results of  $K_{leg}$  (Table 1), the higher  $K_{leg}$  reported in diving socks compared to shoe running could also explain the greater efficiency in barefoot. Indeed according to Dalleau et al. (14), there is a negative correlation between musculo-tendinous stiffness and energetic cost of running. Then  $K_{leg}$  could also be a mechanical factor influenced by the shoe that would explain running energetic cost variations. However we did not report any relationship between the  $\dot{V}O_2$  and  $K_{leg}$  parameters in the present study, this could be explained by the small range of value we reported compared to them (7-13 kN.m<sup>-1</sup> versus 12-28 kN.m<sup>-1</sup>).

Moreover it was not surprising to observe that  $K_{leg}$  was significantly higher in diving socks loaded than shod, as this is probably due to the fact that the stiffness of the shoe, which is mechanically mounted in series with the musculo-tendinous stiffness, will reduce the total leg stiffness (shoe + muscle and tendon), assuming that musculo-tendinous stiffness is maintained constant. The main role of the shoe is indeed to attenuate the foot-ground impact by adding damping material.

Considering  $K_{vert}$ , that informs on the runners' vertical motion, we observed that  $K_{vert}$  was significantly lower in SH<sub>350</sub> compared to SK<sub>350</sub> and SH<sub>150</sub>. It is generally reported in the literature that the vertical stiffness is remained constant whatever the surface stiffness is (18) allowed by a leg stiffness adjustment. However the modifications of  $K_{vert}$  and  $K_{leg}$  parameters observed in diving socks condition showed that the adjustment of leg stiffness to surfaces (18) is different from that to the shoes properties. Inasmuch as the running pattern in BF is considerably altered compared to shod (16), it could be argued that leg stiffness adjustments usually observed (18) could not be sufficient to maintain the vertical motion constant regarding vertical stiffness and vertical displacement (Table 1).

**Paragraph Number 14** Moreover, the ANOVA results for the mechanical and metabolic variables, in which mass and shoe effects were evaluated, indicated that significant mass  $\times$  shoe interactions were present for  $CT$ ,  $\Delta L$ ,  $\Delta z$ ,  $K_{leg}$ ,  $K_{vert}$  and  $W_{pot}$  (Table 1). However it is worth noticing that the post-hoc tests results have shown that alterations due to the mass effect, observed for the six mechanical variables, were only observed when the mass was carried on the shoe. The mass effect will be more important when shod than barefoot



running. We could then suggested that the possible adjustment of runners' style under inertial characteristics modifications (to keep the most economical way) (29) could be easier when barefoot than shod running.

**Paragraph Number 15** To sum up although the oxygen consumption was mostly influenced by the mass of the shoe,  $\eta_{net}$  was influenced exclusively by the shoe. As a conclusion we can assume that modifications in the metabolic cost between barefoot and shoe running are not simply the result of the added mass due to the shoe but also the result of the mechanical properties of the shoe.

## REFERENCES

1. AVOGADRO, P., C. CHAUX, M. BOURDIN, G. DALLEAU, and A. BELLI. The use of treadmill ergometers for extensive calculation of external work and leg stiffness during running. *Eur J Appl Physiol.* 92:182-185, 2004.
2. BELLI, A., P. BUI, A. BERGER, A. GEYSSANT, and J. R. LACOUR. A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech.* 34:105-112, 2001.
3. BELLI, A., J. R. LACOUR, P. V. KOMI, R. CANDAU, and C. DENIS. Mechanical step variability during treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 70:510-517, 1995.
4. BLICKHAN, R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech.* 22:1217-1227, 1989.

5. BOSCO, C. and H. RUSKO. The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiol Scand.* 119:219-224, 1983.
6. BOSCO, C., J. TIHANYI, P. V. KOMI, G. FEKETE, and P. APOR. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand.* 116:343-349, 1982.
7. BURKETT, L. N., W. M. KOHRT, and R. BUCHBINDER. Effects of shoes and foot orthotics on VO<sub>2</sub> and selected frontal plane knee kinematics. *Med Sci Sports Exerc.* 17:158-163, 1985.
8. CATLIN, M. J. and R. H. DRESSENDORFER. Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Med Sci Sports Exerc.* 11:80, 1979.
9. CAVAGNA, G. A. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol.* 39:174-179, 1975.
10. CAVAGNA, G. A., P. FRANZETTI, N. C. HEGLUND, and P. WILLEMS. The determinants of the step frequency in running, trotting and hopping in man and other vertebrates. *J Physiol.* 399:81-92, 1988.
11. CAVAGNA, G. A., F. P. SABELINE, and R. MARGARIA. Mechanical work in running. *J Appl Physiol.* 19:249-256, 1964.
12. CAVANAGH, P. R. and M. A. LAFORTUNE. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 13:397-406, 1980.
13. CHANG, Y. H., H. W. HUANG, C. M. HAMERSKI, and R. KRAM. The independent effects of gravity and inertia on running mechanics. *J Exp Biol.* 203 Pt 2:229-238, 2000.

14. DALLEAU, G., A. BELLI, M. BOURDIN, and J. R. LACOUR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 77:257-263, 1998.
15. DE WIT, B., D. DE CLERCQ, and P. AERTS. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech.* 33:269-278, 2000.
16. DIVERT, C., G. MORNIEUX, H. BAUR, F. MAYER, and A. BELLI. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med.* 26:593-598, 2005.
17. FARLEY, C. T. and O. GONZALEZ. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech.* 29:181-186, 1996.
18. FERRIS, D. P., K. LIANG, and C. T. FARLEY. Runners adjust leg stiffness for their first step on a new running surface. *J Biomech.* 32:787-794, 1999.
19. FREDERICK, E. C., E. T. HOWLEY, and S. K. POWERS. Lower O<sub>2</sub> cost while running in air cushion type shoe. *Med Sci Sports Exerc.* 12:81-82, 1980.
20. HAYES, J., L. SMITH, and F. SANTOPIETRO. The effects of orthotics on the aerobic demands of running. *Med Sci Sports Exerc.* 15:169, 1983.
21. MARTIN, P. E. Mechanical and physiological responses to lower extremity loading during running. *Med Sci Sports Exerc.* 17:427-433, 1985.
22. MCMAHON, T. A. and G. C. CHENG. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech.* 23 Suppl 1:65-78, 1990.
23. MEDBO, J. I., A. C. MOHN, I. TABATA, R. BAHR, O. VAAGE, and O. M. SEJERSTED. Anaerobic capacity determined by maximal accumulated O<sub>2</sub> deficit. *J Appl Physiol.* 64:50-60, 1988.
24. MINETTI, A. E. A model equation for the prediction of mechanical internal work of terrestrial locomotion. *J Biomech.* 31:463-468, 1998.

25. MINETTI, A. E. and F. SAIBENE. Mechanical work rate minimization and freely chosen stride frequency of human walking: a mathematical model. *J Exp Biol.* 170:19-34, 1992.
26. NIGG, B. M. Biomechanics of running shoes. *Human Kinetics Publishers*:139-159, 1986.
27. NILSSON, J. and A. THORSTENSSON. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand.* 136:217-227, 1989.
28. SCHIEB, D. A. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Research Quarterly for Exercise and Sport.* 57:1-7, 1986.
29. STEGEMANN, J. Exercise Physiology: Physiological bases of work and sport. *Chicago: Year Book Medical Publishers*:258-264, 1981.
30. WINTER, D. A. The biomechanics and motor control of human movement, 3rd Edition. *University of Waterloo Press*:51-74, 2004.

## LEGENDS OF THE FIGURES

**Figure 1** - Typical curve of vertical displacement of the center of mass (CM) during running at  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$ .  $\Delta z$  and  $\Delta y$  are respectively the vertical displacement of CM during foot contact and during a whole step.

**Figure 2** - Typical curve of horizontal speed of the center of mass (CM) during running at  $3.61 \text{ m.s}^{-1}$ .  $v_{max}$  and  $v_{min}$  are respectively the maximal and minimal horizontal speed of CM during a whole step.

FIGURE 1

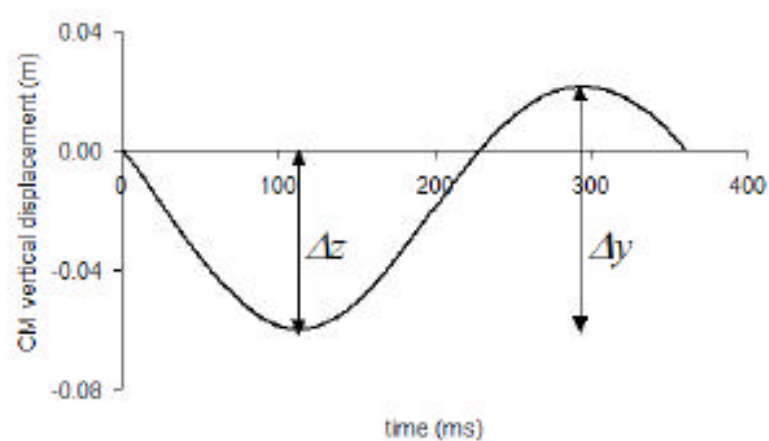
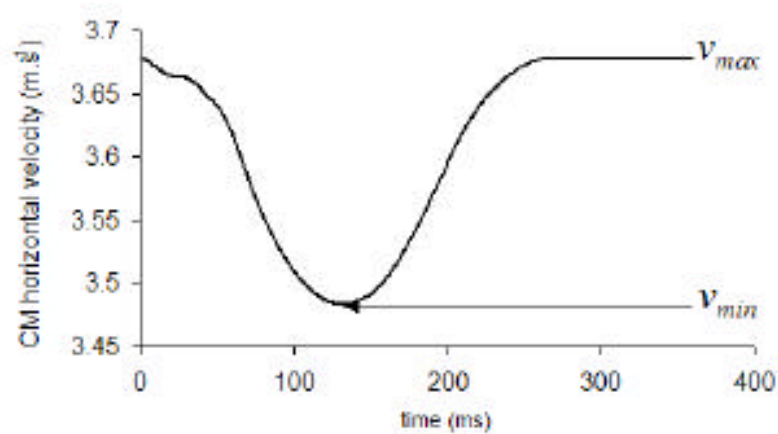


FIGURE 2



Variable	BF	SK <sub>50</sub>	SK <sub>150</sub>	SK <sub>350</sub>	SH <sub>150</sub>	SH <sub>350</sub>	E
<i>CT</i> (%SD)	33.2 ± 2.5	33.1 ± 2.2	32.9 ± 2.6	32.5 ± 2.7	33.9 ± 2.5 <sup>A</sup>	34.4 ± 2.7 <sup>B, c</sup>	S (<0.0001), M(<0.05), S×M (<0.05)
<i>Sf</i> (Hz)	1.46 ± 0.08	1.44 ± 0.08	1.43 ± 0.08	1.41 ± 0.08	1.41 ± 0.07	1.40 ± 0.07	S (<0.01), M (<0.05)
<i>Fz1</i> (%BW)	149 ± 6	151 ± 8	155 ± 6	156 ± 8	168 ± 16	166 ± 6	-
<i>Fmax</i> (%BW)	254 ± 24	255 ± 24	258 ± 26	261 ± 26	255 ± 25	259 ± 24	-
<i>Iz</i> (%BW.s)	34.5 ± 1.94	35.0 ± 1.94	35.3 ± 1.87	35.6 ± 2.10	35.6 ± 1.84	36.1 ± 1.75	S (<0.05), M (<0.05)
<i>Iy1</i> (%BW.s)	-2.16 ± 0.21	-2.18 ± 0.20	-2.18 ± 0.19	-2.25 ± 0.17	-2.05 ± 0.17	2.06 ± 0.20	S (<0.0001)
<i>Kleg</i> (kN.m <sup>-1</sup> )	10.2 ± 1.4	10.0 ± 1.3	10.1 ± 1.4	10.1 ± 1.3	9.4 ± 1.5 <sup>a</sup>	9.1 ± 1.8 <sup>B</sup>	S (<0.0001), S×M (<0.05)
<i>Kvert</i> (kN.m <sup>-1</sup> )	29.6 ± 3.7	29.1 ± 3.5	29.1 ± 3.4	28.7 ± 3.3	28.5 ± 3.6	27.0 ± 3.8 <sup>B, c</sup>	S (<0.01), M (<0.01), S×M (<0.01)
<i>Wtot</i> (J.kg <sup>-1</sup> .s <sup>-1</sup> )	7.13 ± 0.23	7.13 ± 0.20	7.12 ± 0.23	7.18 ± 0.11	6.93 ± 0.20	6.96 ± 0.20	S (<0.0001)
<i>VO<sub>2</sub></i> (mL.min <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> )	40.7 ± 2.9	40.4 ± 2.8	40.8 ± 2.5	41.6 ± 2.5	40.6 ± 3.1	42.1 ± 2.3	M (<0.01)
<i>η<sub>net</sub></i> (%)	58.3 ± 5.3	58.7 ± 5.0	58.0 ± 4.7	57 ± 4.6	57.0 ± 5.6	54.5 ± 3.8	S (<0.01)

## ANNEXE IV

**DIVERT Caroline**, MORNIEUX Guillaume, MÜLLER Steffen, BAUR Heiner, BELLI Alain, MAYER Frank (2003)

Re-evaluation of the influence of shoe on running pattern with a new treadmill ergometer.

**ACSM Congress, 2003**, San Francisco, **Medicine and Science in Sports and Exercise**, 35 (5 suppl), S237





## ARTICLE LINKS:

[View thumbnail images](#)

Medicine &amp; Science in Sports &amp; Exercise: Volume 35(5) Supplement 1 May 2003 p S237

**RE-EVALUATION OF THE INFLUENCE OF SHOE ON RUNNING PATTERN WITH A  
NEW TREADMILL ERGOMETER.  
[E-14S FREE COMMUNICATION/POSTER SHOES/ORTHOTICS]**Divert, C<sup>1</sup>; Mornieux, G<sup>1</sup>; Müller, S<sup>2</sup>; Baur, H<sup>2</sup>; Belli, A<sup>1</sup>; Mayer, F<sup>1</sup><sup>1</sup>Laboratory of Physiology-GIP E2S, University of Saint Etienne, France<sup>2</sup>Medical Clinic, Department of Sports Medicine, University of Freiburg, Germany

Shoes are designed to protect the foot and the locomotor system from high impact forces. In barefoot (B) condition it can be expected that runners adapt their running style in order to actively reduce these high impacts. However, Nigg found an higher vertical passive peak during B compared to shod (S) running condition. But these results were based on measurements performed on a limited number of steps which are obviously not representative of running pattern.

**PURPOSE**

To re-evaluate this comparison of running conditions by means of a new treadmill ergometer allowing forces analysis on a large number of steps.

**METHODS**

40 healthy runners ran on a treadmill at 12km.h<sup>-1</sup> with a reference shoe and B in random order. Vertical force (F) quantities were measured by the treadmill. EMG amplitudes in pre-activation [A\_pre], weight acceptance [A\_wa] and push-off phase [A\_po] of the lower leg muscle served as measures for muscular activity. Forces and EMG were sampled at 1000Hz during the last 20s of each bout. It was then possible, for each condition, to average and analyze about 25 steps for each leg. Running conditions were compared by one-way repeated measures ANOVA with significance level at  $p < 0.05$ .

**RESULTS**

Statistically lower F values (passive and active peaks) were observed in B compared to S condition contrary to literature. Higher amplitudes in A\_pre of ankle extensor muscles were obtained in B compared to S whereas no difference was observed for A\_wa and only a lower A\_po of gastrocnemius lateralis was found in B condition.

**CONCLUSIONS**

It seems then that runners could not sustain high numbers of heel impacts in B. Because in the present study several steps were required and measured, runners had to reduce the impact peaks to protect their musculo skeletal structure from repeated shocks. In this order, the higher A\_pre of ankle extensor muscle in B could contribute to reduce heel impact, and induce a mid foot impact distribution that protects heel structures.

©2003The American College of Sports Medicine

Copyright © 2006, American College of Sports Medicine. All rights reserved.

Published by Lippincott Williams &amp; Wilkins.

[Copyright/Disclaimer Notice](#) • [Privacy Policy](#) [Subscribe to RSS feed](#)

utrdc-pt02

Release 4.6.0

$C_r$	coût énergétique
$V$	vitesse de déplacement
$\dot{V}O_2$	consommation d'oxygène
$\dot{V}O_{2\max}$	consommation maximale d'oxygène
$\eta$	rendement
KA	bras cinématique
CM	centre de masse
$W_{cin}$	travail cinétique
$W_{pot}$	travail potentiel
P ou PC	poids corporel
$m$	masse corporelle
$g$	accélération due à la pesanteur
$F_x$	forces de réaction au sol médio-latérales
$F_y$	forces de réaction au sol antéro-postérieures
$F_z$ ou $F_v$	forces de réaction au sol verticales
$T_c$	temps de contact
$T_{str}$	temps de stride
$f_R$	fréquence naturelle ou fréquence de résonance
$k$	raideur
EMG	électromyographie
$W_{tot}$	travail mécanique total
$W_{ext}$	travail mécanique externe
$W_{int}$	travail mécanique interne
$\Delta z$	déplacement vertical du centre de masse pendant le contact
$v_{mx}$ et $v_{mn}$	respectivement les vitesses horizontales maximale et minimale du centre de masse
$a_v$	accélération verticale
$a_h$	accélération horizontale
$L_c$	longueur du pas
$Sf$	fréquence de foulée
$a$	distance centre de gravité du membre inférieur-articulation proximale (% longueur du membre inférieur)
$rg$	rayon de giration moyen du membre (% longueur du membre)
$mL$ et $mU$	respectivement les masses du membre inférieur (« lower limb » en anglais) et du membre supérieur (« upper limb » en anglais)
$b$	longueur du membre supérieur (en % de la longueur du membre inférieur)

$d$	« <i>duty factor</i> » correspondant au temps de contact exprimé en pourcentage du temps de foulée (« stride » en anglais)
$q$	coefficient prenant en compte les caractéristiques anthropométriques de longueur et de masse des sujets
$m_L$ et $m_U$	respectivement les masses du membre inférieur (« lower limb ») et du membre supérieur (« upper limb ») exprimées en pourcentage de la masse $m$ des sujets
$h_{max}$	hauteur maximale du centre de masse pendant le contact
$h_{min}$	hauteur minimale du centre de masse
CED	cycle étirement-détente ou « <i>stretch-shortening cycle</i> » (SSC)
MMR	modèle masse-ressort ou « <i>spring-mass model</i> »
$F$	force
$\Delta L$	variation de longueur
$\Delta F$	variation de force
$K_{vert}$	raideur verticale
$K_{leg}$	raideur de la jambe
$F_{max}$	force verticale maximale ou pic actif
$L_0$	longueur initiale du membre inférieur, distance grand trochanter-sol mesurée en station debout
$v_0$	vitesse initiale
<i>GRF</i>	<i>Ground Reaction Forces</i>
$F_{z1}$	pic passif
$I_v$	impulsion verticale
$F_f$ et $F_p$	respectivement pics de freinage et de poussée dans la dimension antéro-postérieure
$I_f$ et $I_p$	respectivement impulsions de freinage et de poussée dans la dimension antéro-postérieure
$I_{m-l}$	impulsion médio-latérale
$T_v$	temps de vol
$T_f$ et $T_p$	respectivement temps de freinage et de poussée dans la dimension antéro-postérieure
SI	index d'asymétrie
ET	écart type
s	seconde
$K_{shoe}$	raideur des semelles de chaussure
BF	pieds nus
SK <sub>50</sub>	chaussons de plongée (modèle de chausson ultra fin; 1,5 mm; 50 g)

$SK_{150}$	chaussons faiblement alourdis (150 g par chausson)
$SK_{350}$	chaussons grandement alourdis (350 g par chausson)
$SH_{150}$	chaussures « légère » (150 g par chaussure)
$SH_{350}$	chaussures « lourde » (350 g par chaussure)
$\eta_{net}$	rendement net
$\dot{V}O_{2net}$	consommation d'oxygène mesurée ( $\dot{V}O_2$ ) moins les 0,083 mL.s <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> d'oxygène correspondant à l'ordonnée à l'origine dans la relation consommation d'oxygène-vitesse de déplacement.
$Eq_{02}$	équivalent énergétique de l'oxygène
$RER$	quotient respiratoire
$\Delta y$	variation de hauteur du centre de masse au cours de la foulée

## **INFLUENCE DU CHAUSSAGE SUR LES CARACTÉRISTIQUES MÉCANIQUES ET LE COÛT ÉNERGÉTIQUE DE LA COURSE À PIED.**

Le travail de thèse présenté ici visait à mettre en évidence de manière exhaustive les différences entre le pattern de la course pieds nus et celui de la course chaussée dans le but principal de comprendre et d'identifier les raisons mécaniques permettant un meilleur rendement lors de la course à pied en condition pieds nus.

L'**ÉTUDE I** nous a permis de connaître avec précision la locomotion pieds nus et nous a procuré des données de référence sur la biomécanique de la course à pied en cumulant des mesures d'ordre dynamique et temporelle conjointement aux paramètres relatifs à l'activité musculaire du coureur. Enfin, il s'agissait, par l'utilisation d'un nouvel ergomètre, d'éclaircir les données concernant la biomécanique de la course pieds nus comparativement à la course chaussée étant donné le peu d'informations apportées par la littérature et les résultats et relations souvent contradictoires que l'on y trouve.

L'**ÉTUDE II** nous a permis d'évaluer et de mettre en évidence les possibles altérations du pattern de course chez des coureurs normalement parvenus à état stable. Il semble que la course pieds nus puisse être considérée comme le moyen de locomotion le plus naturel chez l'homme puisqu'il ne lui demande aucun ajustement de son pattern. En revanche, malgré une période d'« échauffement » des chaussures, on observe toujours une variabilité du pattern lors de la course chaussée imputable à l'adaptation du coureur à sa chaussure de course.

L'**ÉTUDE III** nous permet de répondre aux interrogations de la littérature concernant l'influence de la masse des chaussures comme unique cause de l'augmentation de la consommation d'oxygène. En effet, si la consommation d'oxygène est, fortement influencée par la masse de la chaussure, le rendement du coureur est lui influencé exclusivement par le port de la chaussure. Pour conclure, la différence de coût métabolique, entre la course pieds nus et chaussée, n'est pas uniquement le résultat de l'influence d'une masse additive, mais aussi celui causé par le port de la chaussure elle-même et ses propriétés mécaniques.

En conclusion, ce travail de thèse nous a permis d'identifier les différences mécaniques entre la course pieds nus et chaussée, de constater la stabilité naturelle de la locomotion pieds nus par rapport à l'adaptation nécessaire du pattern en condition chaussée et de conclure à l'influence des propriétés même de la chaussure sur la demande énergétique. Il semble, d'après ce travail, que courir pieds nus apparaît être le moyen de locomotion le plus naturel mais aussi le plus rentable. Si ce travail apporte des connaissances exhaustives sur le pattern de course pieds nus il ouvre en outre de nombreuses possibilités d'interprétation pour les fabricants de chaussures à la recherche perpétuelle d'une chaussure de course à pied performante et efficace.

**Mots clés :** biomécanique de la course à pied, méthodes de mesure, course pieds nus, course chaussée, variabilité du pattern de course, effet masse, effet chaussure, rendement.