







Science & Sports 20 (2005) 91-94

http://france.elsevier.com/direct/SCISPO/

SCIENCE

#### Communication brève

# Relations entre la consommation d'oxygène et des mesures accélérométriques en course à pied sur piste

### Relationships between oxygen consumption and accelerometric parameters in field running

R. Le Bris <sup>a,\*</sup>, O. Girard <sup>b</sup>, G.P. Millet <sup>b</sup>, B. Auvinet <sup>a</sup>, E. Barrey <sup>c</sup>

<sup>a</sup> Unité de recherche appliquée Pegase-Mayenne, département de médecine du sport, hôpital de Laval, 53015 Laval cedex, France <sup>b</sup> UPRES, EA 3759 « Approche bio-psychosociale du dopage », faculté des sciences du sport, 700, avenue du Pic-Saint-Loup, 34090 Montpellier, France <sup>c</sup> Inra-SGQA, 78352 Jouy-en-Josas cedex, France

Reçu le 10 avril 2004 ; accepté le 20 juillet 2004

Disponible sur internet le 28 octobre 2004

#### Résumé

*Introduction.* – Cette étude avait pour but d'analyser les relations entre la consommation d'oxygène (K4 b²) et des mesures accélérométriques triaxiales (Locometrix à 100 Hz) réalisées en zone lombaire médiane lors d'exercices de course à pied sur piste.

Synthèse des faits. – Neuf sujets ont couru quatre paliers de cinq minutes à vitesses différentes (10, 12, 14 et 16 km/h). La consommation d'oxygène (ml/min/kg) était estimée ( $R^2 = 0.92$ ) à l'aide d'un modèle linéaire multiple incluant l'impulsion antéropostérieure (% Pc.s), l'activité craniocaudale ( $g^2/Hz$ ) et la taille (cm).

*Conclusion.* – Lors d'exercices de course sur piste, la consommation d'oxygène peut être estimée précisément à partir de mesures accélérométriques triaxiales échantillonnées à 100 Hz.

© 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

#### Abstract

*Introduction.* – The purpose of this study was to analyse the relationships between the oxygen consumption (K4 b<sup>2</sup>) and lumbar triaxial accelerometric measures (Locometrix at 100 Hz) in field running.

Synthesis of results. – Nine subjects performed five-minute stages at different velocities (10, 12, 14 and 16 km/h). The oxygen consumption (ml/min/kg) was estimated ( $R^2 = 0.92$ ) from a multiple linear model including anterior-posterior impulse (% BW.s), craniocaudal activity ( $g^2$ /Hz) and the height (cm).

Conclusion. – In field running, the oxygen consumption can be estimated accurately from 100 Hz tri-axial acceleration measures. © 2004 Elsevier SAS. Tous droits réservés.

Mots clés: Accéléromètre; Biomécanique; Consommation d'oxygène

Keywords: Accelerometer; Biomechanics; Oxygen uptake

#### 1. Introduction

L'évaluation de la quantité et de la qualité de l'activité physique journalière constitue un pôle de recherche prépon-

Adresse e-mail: reglb@hotmail.com (R. Le Bris).

dérant depuis les deux dernières décennies. Les études épidémiologiques ont recherché des mesures valides, reproductibles et objectives d'évaluation de l'activité dans les conditions de la vie quotidienne. Les accéléromètres figurent parmi les nombreux instruments de mesure utilisés car ils présentent l'avantage d'être légers, peu encombrants et bon marché. Récemment, le développement d'accéléromètres

<sup>\*</sup> Auteur correspondant.

Tableau 1 Valeurs (moyenne ± écart-type) des différentes variables mesurées en fonction des quatre vitesses

	10 km/h	12 km/h	14 km/h	16 km/h
$\dot{V}_{\rm O_2}({\rm ml/min/kg})$	$32,59 \pm 2,60$	$38,62 \pm 2,93$	$44,30 \pm 3,17$	$49,26 \pm 3,54$
$Act_{ML}$ (g <sup>2</sup> /Hz)	$5,52 \pm 2,10$	$7,85 \pm 2,99$	$10,77 \pm 4,67$	$15,50 \pm 7,05$
$Act_{AP} (g^2/Hz)$	$7,21 \pm 0,95$	$10,82 \pm 1,99$	$16,44 \pm 2,90$	$25,47 \pm 5,74$
$Act_{CC} (g^2/Hz)$	$52,97 \pm 9,58$	$59,84 \pm 10,39$	$62,76 \pm 10,98$	$63,85 \pm 12,46$
$P_{\rm ext}$ (J/kg/s)	$5,03 \pm 1,20$	$6,58 \pm 1,42$	$8,81 \pm 1,68$	$11,88 \pm 1,95$
$P_{AP}(J/kg/s)$	$3,77 \pm 0,66$	$5,51 \pm 1,01$	$7,80 \pm 1,27$	$10,91 \pm 1,49$
$P_{CC}$ (J/kg/s)	$2,50 \pm 0,17$	$2,62 \pm 0,21$	$2,59 \pm 0,25$	$2,47 \pm 0,27$
$I_{AP}$ (%Pc.s)	$5,30 \pm 0,94$	$6,31 \pm 1,02$	$7,55 \pm 1,06$	$8,96 \pm 1,02$
I <sub>CC</sub> (%Pc.s)	$37,80 \pm 1,42$	$37,55 \pm 1,67$	$36,88 \pm 2,05$	$35,80 \pm 1,48$
IAV $(g^2.s)$	$7,42 \pm 0,47$	$8,02 \pm 0,43$	$8,47 \pm 0,47$	$8,96 \pm 0,57$

 $V_{O_2}$ , consommation maximale d'oxygène ;  $Act_{ML}$ ,  $Act_{AP}$ ,  $Act_{CC}$ , respectivement, activités médiolatérale, antéropostérieure et craniocaudale ;  $P_{ext}$ ,  $P_{AP}$ ,  $P_{CC}$ , respectivement, puissances mécaniques externe, antéropostérieure et craniocaudale ;  $I_{AP}$  et  $I_{CC}$ , impulsions antéropostérieure et craniocaudale ;  $I_{AV}$ , intégrale du vecteur d'accélération total.

triaxiaux a permis d'améliorer l'estimation de la consommation d'oxygène  $(\dot{V}_{\rm O_2})$  à la course à pied sur tapis roulant pour des vitesses inférieures ou égales à 10 km/h [3,5]. Or, il semble que les modèles établis sur tapis roulant ne soient pas transférables aux conditions écologiques de course sur piste [4]. L'objectif de l'étude était donc de développer des modèles d'estimation de  $\dot{V}_{\rm O_2}$  en course à pied sur piste à partir d'accélérations mesurées à l'aide d'un capteur triaxial.

#### 2. Méthode

Neuf sujets adultes de sexe masculin (âge :  $25.8 \pm 4.2$  ans, taille:  $177 \pm 7$  cm, masse:  $67.4 \pm 9.7$  kg) physiquement actifs ont participé à l'étude. Les sujets ont effectué quatre paliers de cinq minutes à différentes vitesses (10, 12, 14 et 16 km/h) sur une piste d'athlétisme indoor en tartan de 200 m. La vitesse moyenne dans les lignes droites (40 m) était contrôlée à l'aide de cellules photoélectriques. Le système d'analyse du mouvement (Locometrix®, Centaure Metrix, Fontainebleau, France) utilisé comprenait un capteur d'accélération et un boîtier permettant l'enregistrement des données. Le capteur était constitué de trois accéléromètres disposés perpendiculairement deux à deux. Il était positionné à l'aide d'une ceinture élastique en regard de la troisième vertèbre lombaire et permettait l'enregistrement en continu des accélérations corporelles au niveau d'un point fixe situé à proximité du centre de gravité en situation de repos [1]. Les données étaient enregistrées au cours des deux dernières minutes de chaque palier à la fréquence d'acquisition de 100 Hz puis filtrées à l'aide d'un filtre analogique passe-bas avec une fréquence de coupure à 50 Hz. Considérant que le signal d'accélération correspondant aux mouvements humains durant la course à pied est situé dans des fréquences inférieures à 17 Hz [2], ce filtrage avait pour but d'éliminer le bruit situé dans les hautes fréquences et d'éviter le repliement tout en conservant l'intégrité du signal. L'analyse des données était effectuée uniquement dans les lignes droites car le signal d'accélération pouvait potentiellement être influencé par l'inclinaison du corps dans les virages. Le repérage des

lignes droites et des virages était identifié sur les enregistrements par un marquage électronique déclenché par les flashs connectés aux cellules photoélectriques de chronométrage situés à chaque bout de ligne droite. À chaque passage devant une cellule, la lumière émise par le flash saturait le signal d'accélération grâce à une cellule photosensible placée au niveau du boîtier d'acquisition. Les variables suivantes étaient calculées dans le repère accéléromètre : activités (énergie spectrale du signal) médiolatérale, antéropostérieure et craniocaudale (Act<sub>ML</sub>, Act<sub>AP</sub> et Act<sub>CC</sub>, en g<sup>2</sup>/Hz), puissances mécaniques externe, craniocaudale et antéropostérieure (Pext, PCC et PAP, en J/kg/s), impulsions craniocaudale et antéropostérieure (I<sub>CC</sub>, I<sub>AP</sub>, en pourcentage du poids corporel seconde : %Pc.s) et l'intégrale du vecteur total d'accélération (IAV, en g².s).  $\dot{V}_{\rm O}$  était mesurée en cycle par cycle par un système portable (K4 b², Cosmed, Rome, Italie) et moyennée au cours des deux dernières minutes de chaque palier lors de la phase d'état stable. Des corrélations de Pearson et des régressions linéaires multiples entre les variables biométriques et biomécaniques d'une part et  $V_{O_2}$  d'autre part ont été calculées. Deux modèles d'estimation de  $V_{\Omega_2}$  ont été recherchés à partir de l'analyse de régression multiple : le premier utilisant les variables dont le calcul nécessitait la connaissance de la vitesse de course moyenne et le second

Pour chaque modèle, nous avons calculé l'erreur suivante (average of the absolute percent errors) :

$$AAPE = \frac{100\sum_{j=1}^{N} \left| \frac{y_i - \hat{y}_i}{y_i} \right|}{N}$$

s'en affranchissant.

Le seuil de significativité a été fixé à p < 0.05.

#### 3. Résultats

Le Tableau 1 récapitule les valeurs (moyenne ± écarttype) des différentes variables mesurées en fonction des quatre vitesses de course.

#### Download English Version:

## https://daneshyari.com/en/article/9359026

Download Persian Version:

https://daneshyari.com/article/9359026

Daneshyari.com