

## Influence de l'entraînement sur la variabilité des paramètres cinématiques pendant la marche sur tapis roulant

H. Beaupied<sup>1,2</sup>, G. Ducher<sup>2</sup>, Franck Multon<sup>1</sup> & Paul Delamarche<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Physiologie et de Biomécanique de l'Exercice musculaire, UFR APS, Campus LaHarpe, Rennes

<sup>2</sup>Laboratoire de la Performance Motrice, UFR APS, Université d'Orléans

La locomotion humaine est un mouvement quasi-cyclique. A allure constante, ce cycle n'est pourtant jamais complètement reproduit. Les paramètres liés à la locomotion humaine varient d'un pas sur l'autre. De plus, il a été montré que la variabilité des paramètres locomoteurs augmentait avec l'âge d'une part et avec les maladies liées, entre autre, au système neuromusculaire d'autre part (Hausdorff et coll., 1998). L'augmentation de cette variabilité est souvent reliée à une surconsommation d'énergie qui pourrait être amoindrie par l'entraînement. En effet, nous pouvons supposer que des sujets entraînés à des techniques de locomotion particulières exécuteraient des cycles locomoteurs de manière plus régulière que des sujets non-entraînés. Nous proposons une étude analysant l'effet de l'entraînement sur la variabilité des paramètres cinématiques pendant la marche sur tapis roulant.

### Matériel et méthodes

Dix hommes, séparés en 2 groupes en fonction de leur spécificité d'entraînement (non-entraînés, endurants) ont participé à cette étude. Les sujets endurants font partie du même groupe d'entraînement et s'entraînent 12 heures par semaine. Les sujets non-entraînés ne pratiquent aucun sport. Après une période d'accommodation à la locomotion sur tapis roulant, on demande aux sujets de marcher à 4 différentes allures (0.98, 1.53, 2.08, 2.36 m.s<sup>-1</sup>). Chaque vitesse est maintenue jusqu'à ce que la consommation d'oxygène des sujets soit stable, puis les données cinématiques sont enregistrées pendant 15 secondes (Belli et coll., 1995). Nous avons ainsi accès aux données cinématiques de 8 cycles de marche pour chaque allure. Le système d'acquisition Vicon 370, composé de 7 caméras infrarouges cadencées à 60Hz, nous permet de repérer au cours du temps la position de 24 marqueurs placés au niveau des articulations du corps. Le corps humain est modélisé comme un système polyarticulé composé de 11 segments corporels. Pour chacun des 8 cycles de pas et à chaque allure de marche, nous calculons :

- La fréquence de pas (notée  $f$  [Hz])
- L'amplitude des oscillations verticales du centre de masse (notée  $\Delta Z$  [m])
- Les paramètres principaux de la « poulaine » définie comme la trajectoire de la cheville dans le repère fixé au niveau de la hanche. Pour cela, nous avons calculé les composantes du vecteur Hanche-Cheville ( $\vec{HC}$ ) dans le repère  $R(O, \vec{j}, \vec{k})$  où  $\vec{j}$  est le vecteur unitaire dirigé suivant l'axe de défilement du tapis et  $\vec{k}$  est le vecteur unitaire vertical ascendant. De manière à comparer les différents sujets, les composantes de  $\vec{HC}$  sont normalisées par rapport à la longueur de la jambe entière. Nous notons  $HA_Y$  la composante de  $\vec{HC}$  selon  $\vec{j}$  et  $HA_Z$  la composante de  $\vec{HC}$  suivant  $\vec{k}$ . Nous calculons particulièrement les variables  $HA_{Y_{max}}$  (valeur maximale de  $HA_Y$  dans la direction avant),  $HA_{Y_{min}}$  (valeur maximale de  $HA_Y$  dans la direction arrière) et  $HA_{Z_{max}}$  (hauteur maximale atteinte par la cheville).

Pour chaque allure, nous calculons le coefficient de variation (exprimé en pourcentage) de ces différents paramètres. Puis, de manière à comparer la variabilité de ces paramètres entre les groupes, nous avons effectué un test U de Mann Whitney. Enfin, nous comparons la variabilité des paramètres d'une allure à l'autre en effectuant un Anova One way pour mesures répétées suivi d'un test de Newman-Keuls.

### Résultats et discussion

Les valeurs des coefficients de variation des variables cinématiques ne dépassent pas les 5% pour le groupe des endurants. Pour le groupe des non-entraînés, les coefficients de variation de  $\Delta Z$  (notés % $\Delta Z$ ) sont élevés et sont égaux à  $10.06 \pm 4.96\%$  à  $0.98 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $5.78 \pm 2.35\%$  à  $1.53 \text{ m.s}^{-1}$ ,  $7 \pm 2.19\%$  à  $2.08 \text{ m.s}^{-1}$  et  $12 \pm 4.34\%$  à  $2.36 \text{ m.s}^{-1}$ . De plus, les coefficients de variation de  $HA_{Y_{min}}$  (notés % $HA_{Y_{min}}$ ) sont toujours inférieurs à ceux de  $HA_{Y_{max}}$  (notés % $HA_{Y_{max}}$ ). L'analyse statistique ne montre aucune différence entre les groupes et entre les vitesses dans la variabilité de la fréquence de pas (notée % $f$ ). Par contre, le groupe des non-entraînés a un coefficient de variation de  $\Delta Z$  significativement plus grand que celui des endurants à la vitesse la plus élevée de  $2.36 \text{ m.s}^{-1}$ . Les valeurs de % $HA_{Y_{max}}$  (figure 1) et de % $HA_{Z_{max}}$  sont significative-

ment plus grandes chez le groupe des non-entraînés que chez le groupe des endurants à toutes les vitesses. Excepté à la plus faible vitesse de  $0.98 \text{ m.s}^{-1}$ , le  $\%HA_{Y_{\min}}$  du groupe des non-entraînés est significativement supérieur à celui du groupe des endurants.

Enfin, l'analyse statistique montre que les  $\%HA_{Y_{\min}}$  et  $\%HA_{Y_{\max}}$  sont significativement plus élevés à la vitesse de  $0.98 \text{ m.s}^{-1}$  qu'aux autres vitesses. Ce résultat est en accord avec la littérature qui montre que la variabilité dans les paramètres de la foulée sont les plus grands à faible vitesse de marche (Van Emmerik et coll., 1999).

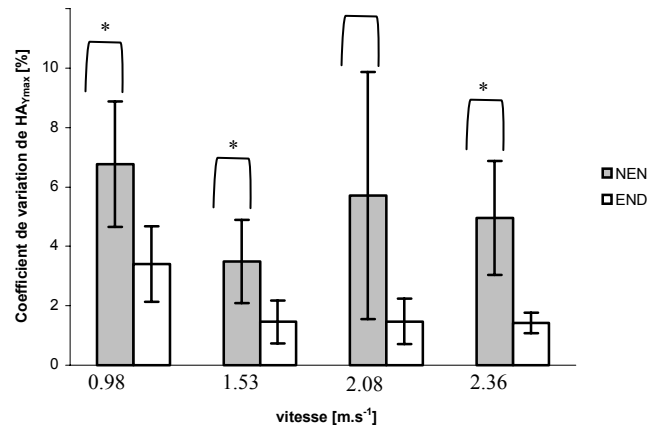


Figure 1 : coefficient de variation de  $HA_{Y_{\max}}$  [%] pour les groupes des sujets non-entraînés (NEN) et endurants (END) en fonction de la vitesse de marche. \* : différence significative entre les groupes des sujets non-entraînés et endurants.

Les résultats montrent tout d'abord que la variabilité de la foulée est supérieure chez les sujets non-entraînés comparés aux sujets entraînés. L'entraînement permettrait donc de rendre le cycle locomoteur de la marche plus régulier. De plus, les différences entre les deux groupes sont essentiellement associées aux paramètres liés à la foulée. Par contre, aucune différence significative n'est montrée pour la fréquence. Ainsi, la variabilité de la foulée serait principalement liée aux variations d'amplitude plutôt que de fréquence. Ces variations sont plus importantes lors des mouvements d'extension de la jambe que de flexion.

Les résultats de cette étude montrent que l'entraînement en endurance permet de réduire la variabilité du cycle locomoteur pendant la marche sur tapis roulant. Une étude complémentaire pourra être réalisée dans le futur pour analyser ce phénomène pendant la course.

### Références

- Belli, A., Lacour, J. R., Komi, P. V., & Candau, R. (1995). Mechanical step variability during treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, 70, 510-517.
- Hausdorff, J.M., Cudkovicz, M. E., Firtion, R., Wie, J.Y., & Goldberger, A.L. (1998). Gait variability and basal ganglia disorders: stride to stride variations of gait cycle timing in Parkinson's disease and Huntington's disease. *Movement Disorders*, 13, 428-437.
- Van Emmerik, R.E.A., Wagenaar, R.C., Winogrodzka, A., & Wolters, E.C. (1999) Identification of axial rigidity during locomotion in Parkinson Disease. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80, 186-191.

## Effects of body position on the propulsive torque on hill in road cycling and in laboratory

William Bertucci<sup>1</sup>, Frédéric Grappe<sup>1</sup>, Andrew Betik<sup>2</sup> & Jean D. Rouillon<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire des Sciences du Sport, UFR STAPS, Place St-Jacques, 25000 Besançon

<sup>2</sup>Human Performance Laboratory, Faculty of kinesiology, University of Calgary, Canada

In both single-day and multistage cycling competition, the winner is usually the one who excels in the hill-climbing sections of the race. However, most scientific investigations have focused on cycling on level ground. The lack of research on hill terrain is partly due to the difficulties in obtaining data during actual cycling locomotion. The propulsive torque is a determinant of the performance in cycling, and biomechanical changes in pedalling technique could contribute to improvements in performance. To the best of our knowledge no study have measured the pattern of pedalling in actual cycling locomotion. The aim of this study was to analyse the peak propulsive torque (PPT) and the perceived exertion (RPE) in actual cycling locomotion and in the laboratory with different body positions (standing and seated) and different pedalling frequencies (60 and 80 rpm) on uphill terrain.

### Material and Method

Seven male cyclists (age  $25.5 \pm 4.9$  years, height  $178 \pm 4$  cm, body mass  $70.6 \pm 5$  kg) participated in the study. The experimental procedure used seated and standing positions at 60 and 80 rpm. All tests were performed for 1 min at the power output corresponding to their  $\text{VO}_2\text{max}$ . In actual cycling locomotion four tests were performed on uphill terrain (9.25 % grade) using their bicycles. The bicycle was equipped with the SRM training system (Shroberer, Germany) for the measurement of power (W), pedalling frequency (rpm), propulsive torque (N.m) and speed ( $\text{km}\cdot\text{h}^{-1}$ ). In the laboratory, with a Monark ergometer (E 818) equipped with the SRM training system was used. At the end of each test, rate of perceived exertion (Borg scale) was determined. The data were analysed using two factor-repeated-measures ANOVA.

### Results

Table 1: Peak torque, crank angle at peak torque and perceived exertion on seated and standing position in the laboratory and in actual cycling.

In road cycling	PPT (N.m)	Crank angle at PPT (degree)	RPE
Seated 60 rpm	$84.8 \pm 18$ c	$90.1 \pm 10.4$	$14 \pm 1.2$
Seated 80 rpm	$59.2 \pm 10.1$ a c	$90.7 \pm 11.5$	$13.3 \pm 1.8$
Standing 60 rpm	$88.9 \pm 15.3$ b c	$137.8 \pm 5.6$ a b	$13.1 \pm 1.9$ e f
Standing 80 rpm	$77.8 \pm 12.6$ b c	$139.6 \pm 7.6$ a b	$14.4 \pm 2.1$ c f
In Laboratory			
Seated 60 rpm	$77.9 \pm 4.5$	$84.4 \pm 13.5$	$16 \pm 0.8$ a b
Seated 80 rpm	$60.7 \pm 7.9$ c	$91.4 \pm 13.6$	$15 \pm 0.8$ b
Standing 60 rpm	$90.1 \pm 13.2$ d b	$138.1 \pm 6.9$ c d	$14.7 \pm 0.8$
Standing 80 rpm	$82.8 \pm 14.1$ d b	$142.3 \pm 5.6$ c d	$16.3 \pm 1.4$ a b

a: seated - 60 rpm – road cycling, b: seated - 80 rpm – road cycling, c: seated - 60 rpm - laboratory, d: seated - 80 rpm - laboratory, e: standing - 60 rpm - laboratory, f: standing - 80 rpm - laboratory.  
(different when  $p < 0.05$ ).

The crank angle at PPT on standing position was significantly higher ( $+ 48.3^\circ$  in actual cycling and  $+ 52.3^\circ$  in laboratory) than the seated position. The PPT on standing position at 80 rpm was significantly higher ( $+ 24\%$  in actual cycling and  $+ 26\%$  in laboratory) than the seated position (Table 1). There was no significant difference between PPT and crank angle at PPT in road cycling and in the laboratory. The mean RPE (four conditions) in the laboratory was higher than the mean perceived exertion in actual cycling conditions (15.5 vs 13.7).

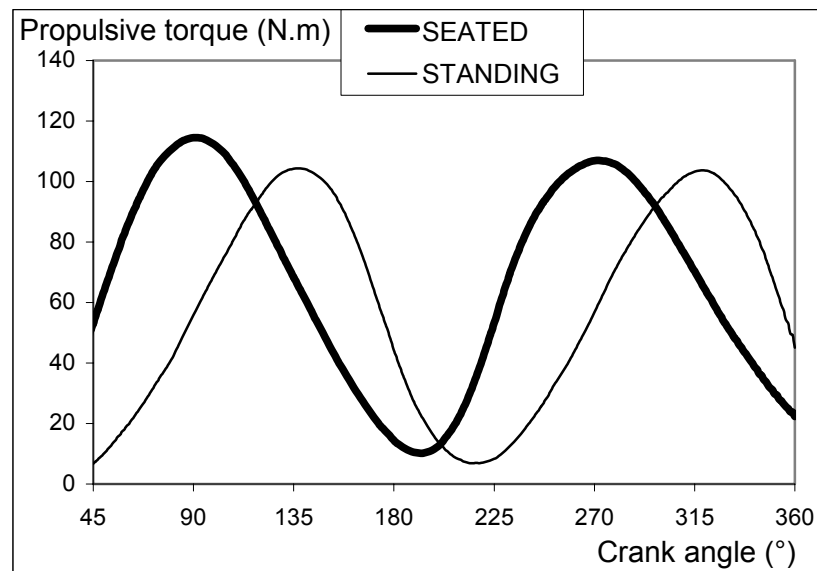


Figure 1: Typical pedalling pattern on seated and standing position in road cycling

### Discussion and conclusions

The most important finding of this study shows that the mean PPT and mean crank angle at PPT values in actual cycling are not significantly different compared with the laboratory condition. Caldwell et al. (1998) in the laboratory indicated a crank angle at PPT in seated position (at 64 rpm) of 101°, and a crank angle at PPT in standing position of 155°. These values of crank angle are higher than was observed in this study. It is possible that the cycle ergometer (Velodyne) used by Caldwell is less effective in simulating actual cycling locomotion compared with the Monark 818E.

The higher RPE observed in the laboratory compared with actual setting can be explained in part by the fact that the pedalling is more jerky on the cycle ergometer compared with the road cycling conditions. Moreover, it is likely that the thermoregulation is different in the laboratory compared to the actual condition. One limitation of this study is that only propulsive forces determine propulsive torque values, and non-propulsive forces used during pedalling were not measured. Therefore, it is possible that perceived exertion may be influenced by these non-propulsive forces.

The finding indicate that the crank angle at PPT during standing position was significantly higher (Fig. 1) than the seated position can be explained by the change of the centre of gravity position (higher and more forward). Additionally, the PPT in the standing position at 80 rpm was significantly higher than the seated position, similar to the findings of Caldwell (1998). This can be explained by the creation of additional torque generated by the body mass of the cyclist and possibility different muscle recruitment techniques since the saddle no longer supports the body mass of the cyclist.

These results show that the pedalling pattern between the seated and standing position is different. That suggests that cycling in standing and seated positions involves important change in muscular recruitment (Li, 1998). For optimisation of performance in hill it appears necessary to have a specific training in the standing position.

Also, our results indicate that the PTT and crank angle at PTT in the laboratory was no different compared with road cycling. However, the RPE in the laboratory was higher in the road cycling. That suggest that the Monark ergometer (818E) seem to give the same pedalling pattern than the road cycling, however no reproduce the real exercise perception.

*Acknowledgements : Catherine Capitan*

### References

- Caldwell, G.E., Li, L., McCole, S.D., & Hegberg, J.M. (1998). Pedal and crank kinetics in uphill cycling. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 245-259.
- Li, L., & Caldwell, G.E. (1998). Muscle coordination in cycling: effect of surface incline and posture. *Journal Applied of Physiology*, 85, 927-934.

## Analyse de l'activité électromyographique lors du pédalage chez le cycliste : effet de la fréquence de pédalage et de l'horaire du test

N Bessot<sup>1</sup>, S Moussay<sup>1</sup>, A Gauthier<sup>1</sup>, B Sesboué<sup>2</sup>, J Larue<sup>1</sup> & D Davenne<sup>1</sup>

<sup>1</sup> C.R.A.P.S. UPRES EA 2131, Université de Caen Basse-Normandie,  
UFR STAPS, Caen

<sup>2</sup> C.H.U. Caen, Institut Régional de Médecine du Sport, Caen

Lors d'une étude précédente, Moussay *et al.* (2002) ont observé, une variation diurne de la fréquence de pédalage spontanée et de la cinématique du mouvement de pédalage. Ces modifications de la cinématique devraient être le résultat d'un pattern d'activation musculaire différent. Nous nous sommes attachés à étudier l'effet de la fréquence de pédalage et de l'horaire du test sur l'activité électromyographique des principaux muscles utilisés lors du pédalage.

**Matériels et méthodes :** 10 cyclistes ont effectué un exercice sous maximal (50% de la PMA) sur un cyclo-ergomètre (SRM High Performance Ergometer). L'épreuve était constituée de 4 paliers de 5 minutes où la fréquence de pédalage était successivement laissée libre, puis imposée dans un ordre aléatoire à 70  $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$ , 90  $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$  et 120  $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$ . Deux sessions de test ont été organisées à 06:00 h et 18:00 h. La fréquence de pédalage et l'activité électromyographique des muscles Gastrocnémus médialis, Tibialis, Vastus médialis, Rectus femoris et Biceps femoris ont été enregistrés. Un muscle était considéré actif lorsque le signal EMG redressé dépassait un seuil correspondant à la valeur moyenne plus cinq écarts types du signal EMG redressé moyen enregistré au repos. Le début de l'activité musculaire (burst onset), la fin de l'activité musculaire (burst offset) et les secteurs d'activation de chaque muscle (en degré du cycle de pédalage) ont pu ainsi être déterminés. Le pic d'activation EMG, exprimé en valeur relative par rapport à la valeur du signal EMG redressé moyen, fut aussi déterminé.

### Résultats

La fréquence de pédalage spontanée moyenne enregistrée au cours de l'expérimentation est de  $84,5 \pm 3,6 \text{ rév}\cdot\text{min}^{-1}$ . Les différentes variables considérées sont principalement affectées par l'augmentation de la fréquence de pédalage. Globalement, les secteurs d'activation des muscles observés augmentent à 120  $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$  par rapport aux autres fréquences de pédalage étudiées. Le burst onset apparaît plus tôt à 120  $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$  par rapport aux autres fréquences de pédalage étudiées. L'angle d'apparition du burst offset n'est pas significativement modifié par la fréquence de pédalage. La fréquence de pédalage utilisée influence l'intensité du pic d'activation EMG mais son effet diffère selon le muscle utilisé (cf : tableau 1). L'effet de l'heure du test sur l'activité électromyographique reste limité à un retard d'apparition du Burst offset au cours du cycle de pédalage. La décontraction musculaire semble être retardée le matin par rapport au soir.

	70 $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$	Fréquence spontanée	90 $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$	120 $\text{rév}\cdot\text{min}^{-1}$
Gastrocnémus	313 $\pm$ 91 *	427 $\pm$ 67	387 $\pm$ 95	355 $\pm$ 84 †
Tibialis	331 $\pm$ 100	299 $\pm$ 95	330 $\pm$ 67	337 $\pm$ 42 †
Vastus médialis	322 $\pm$ 54 †	362 $\pm$ 52	339 $\pm$ 73	332 $\pm$ 45
Rectus femoris	297 $\pm$ 83	289 $\pm$ 68	288 $\pm$ 64	293 $\pm$ 51
Biceps femoris	316 $\pm$ 78	331 $\pm$ 60	333 $\pm$ 80	326 $\pm$ 58

Tableau 1 : Pic d'activation EMG en % du signal EMG redressé moyen de chaque muscle étudié pour chaque fréquence de pédalage. Les valeurs correspondent à la moyenne des données enregistrées à 06:00h et 18:00h (moyenne  $\pm$  écart type)

\* significativement différent des autres fréquences de pédalages utilisées

† significativement différent de la fréquence de pédalage spontanée

### Conclusion

Les effets de la fréquence de pédalage sur la coordination en cyclisme ont déjà été mis en évidence (Neptune et al. 1997). Les modifications relatives au burst onset et au secteur d'activité du muscle sont confirmés par notre étude. Contrairement à Neptune et al. (1997) nous n'observons pas de modification de l'angle d'apparition du burst offset lorsque la fréquence de pédalage est modifiée. Ceci peut s'expliquer par une plus grande gamme de fréquences de pédalage utilisée par ces auteurs. Notre étude montre que la coordination est elle aussi affectée par l'heure de la journée, bien que cela reste limitée au burst offset.

Aussi, les modifications diurnes de la coordination en cyclisme ne semblent pas dépendre de la fréquence de pédalage utilisée.

**Références**

- Moussay, S., Gauthier, A., Sesboüé, B., & Davenne, D. (2002). Effets de l'heure de la journée sur les paramètres physiologiques et biomécaniques de la performance en cyclisme. *Sciences et Motricité*, 46, 95-117
- Neptune, R.R, Kautz, S.A., & Hull M.L. (1997), The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *Journal of Biomechanics*, 30(10), 1051-58.

## Fatigue périphérique et production de force réduite après des sprints répétés de haute intensité

François Billaut<sup>1</sup>, Fabien A Basset<sup>2</sup>, Magali Giacomoni<sup>1</sup>, Frédéric Lemaitre<sup>1</sup>,  
Véronique Tricot<sup>1</sup> & Guy Falgairette<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Ergonomie Sportive et Performance, EA 3162, Université Toulon-Var, La Garde

<sup>2</sup>School of Human Kinetics and Recreation, Memorial University, St-John's, Newfoundland, Canada

L'exercice de sprints intermittents caractérise de nombreuses activités sportives (football, basket-ball, hockey, tennis) au cours desquelles la fatigue est associée à des modifications mécaniques, physiologiques et biochimiques (Falgairette *et coll.* 2003 ; Gaitanos *et coll.* 1993). Lors de contractions isométriques et dynamiques, la fatigue musculaire s'accompagne également de variations de l'activité EMG (Kent-Braun 1999 ; Moritani *et coll.* 1986 ; St Clair Gibson *et coll.* 2001). Très peu de données concernent les manifestations myoélectriques de la fatigue lors de sprints intermittents (Hautier *et coll.* 2000) et l'EMG de surface enregistrée lors d'exercices explosifs n'est pas sans poser de problèmes méthodologiques (Merletti et Lo Conte 1997).

L'objectif de l'étude est de vérifier si l'activité EMG est altérée et si les facteurs centraux contribuent à la fatigue induite par des sprints intermittents. Cette étude analyse l'activité électrique du quadriceps à partir de contractions maximales volontaires (MVC), avant et après des sprints intenses répétés.

### Méthode

Douze étudiants en STAPS (sexe masculin,  $23 \pm 2$  ans,  $76 \pm 4$  kg,  $180 \pm 6$  cm,  $13 \pm 5$  % de masse grasse et  $10 \pm 2$  h/sem d'activité physique) participent à cette étude. Les sujets pratiquent le foot, le basket-ball, la natation et l'athlétisme à un niveau régional. Les sprints sont conduits sur ergocycle (SRM, Jülich, Welldorf, Germany) avec pédales automatiques. La puissance est calculée à partir de la vitesse angulaire et du couple de force appliqué sur le pédalier : Puissance (W) = Couple (Nm)  $\times$  Vitesse angulaire (rad/s).

Après un échauffement standardisé, les sujets réalisent une série de 10 sprints de 6s à intensité maximale entrecoupés de 30s de repos. Pour chaque sprint, la puissance pic externe (PPO), la vitesse pic de pédalage (PV) et le couple de force maximal appliqué sur les pédales (PT) sont déterminés.

Des épreuves de MVC de 6s permettant de mesurer la force maximale isométrique du quadriceps (angle du genou :  $90^\circ$ ) sont réalisées avant la série de sprints (*pre*), juste après le 10<sup>ème</sup> sprint (*post*) et 5 minutes après la fin de la série (*post5*). L'activité EMG des muscles *vastus lateralis* (VL) et *vastus medialis* (VM) est mesurée au cours de chaque MVC au moyen d'électrodes Ag-AgCL (Medicostest Blue Sensor Electrode Q-00-S, Danemark). Une analyse temporelle (RMS) et spectrale (fréquence médiane : MF et fréquence moyenne : MPF) est réalisée sur une période de 1s de part et d'autre du pic de force. L'efficacité électromécanique (NME) est calculée au moyen du rapport MVC/RMS.

### Résultats

PPO diminue de façon significative à partir du sprint 8 jusqu'au sprint 10 (Sp1 vs Sp10 :  $-11\%$ ,  $P < 0,001$ ). PV et PT diminuent également au cours des sprints (Sp1 vs Sp10 :  $-7\%$ ,  $P < 0,01$  et  $-14\%$ ,  $P < 0,05$ , respectivement).

La Figure 1 montre pour chaque muscle l'évolution de MVC, de RMS et de NME (exprimés en % de la valeur initiale). Après les sprints MVC est altérée de  $13\%$  (*pre* vs *post* :  $P < 0,01$ ) et de  $10\%$  (*pre* vs *post5* :  $P < 0,05$ ). Parallèlement, RMS tend à augmenter dans le VL (*pre* vs *post* :  $+13\%$ ,  $P < 0,05$  et *pre* vs *post5* :  $+9\%$ ,  $P = \text{NS}$ ), ainsi que dans le VM (*pre* vs *post* :  $+9\%$ ,  $P = \text{NS}$  et *pre* vs *post5* :  $+3\%$ ,  $P = \text{NS}$ ). NME diminue de façon nette pour VL (*pre* vs *post* :  $-22\%$ ,  $P < 0,01$  et *pre* vs *post5* :  $-14\%$ ,  $P < 0,01$ ) et pour VM (*pre* vs *post* :  $-19\%$ ,  $P < 0,01$  et *pre* vs *post5* :  $-14\%$ ,  $P < 0,05$ ).

L'analyse spectrale (Table 1) montre une diminution significative de MF pour VL et VM (*pre* vs *post* :  $P < 0,05$  et *pre* vs *post5* :  $P < 0,05$ ) ainsi que de MPF pour VL (*pre* vs *post* :  $P < 0,05$  et *pre* vs *post5* :  $P < 0,05$ ) et VM (*pre* vs *post* :  $P < 0,05$  et *pre* vs *post5* :  $P = \text{NS}$ ).

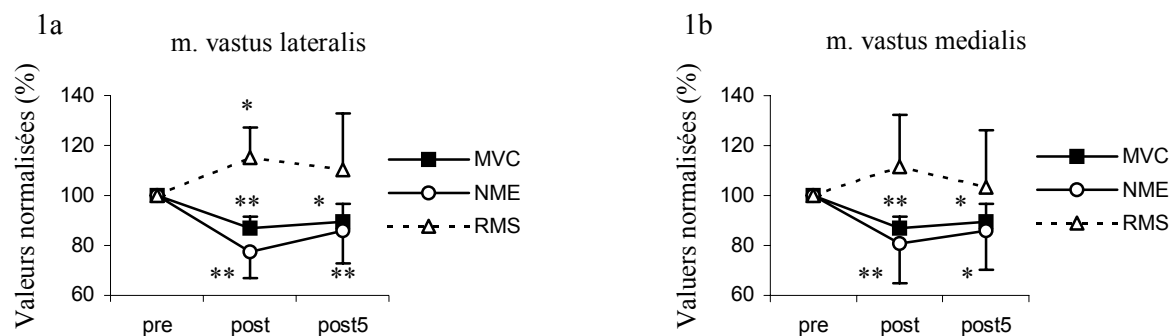


Figure 1 : Evolution de MVC, de RMS et de NME (exprimés en % de la valeur initiale) pour les muscles vastus latéralis (a) et vastus médialis (b) avant (pre) et juste après (post) les sprints intermittents et suite à 5 minutes de récupération (post5). \*  $P < 0,05$  par rapport à la condition pre. \*\*  $P < 0,01$  par rapport à la condition pre.

	MF (Hz)			MPF (Hz)		
	pre	post	post5	pre	post	post5
VL	70,4	61,8 *	63,2 *	81,4	72,8 *	72,7 *
VM	72,1	61,6 *	62 *	83	72,3 *	74,2 NS

\*  $P < 0,05$  par rapport à la condition pre. NS : non significatif.

Table 1 : Résultats de l'analyse spectrale : fréquence médiane (MF) et fréquence moyenne (MPF) avant (pre) et juste après (post) les sprints intermittents et suite à 5 minutes de récupération (post5).

### Discussion

La fatigue associée à l'exercice de sprints intermittents (10 x 6s entrecoupés de 30s de récupération passive) induit une réduction de la puissance mécanique maximale à partir du 8<sup>ème</sup> sprint. Cette fatigue s'accompagne d'une faible augmentation de l'amplitude de l'EMG du quadriceps et d'une diminution des fréquences spectrales lors de contractions maximales volontaires. L'élévation du RMS après les sprints suggérerait un recrutement additionnel d'unités motrices pour compenser l'état de fatigue (Moritani *et coll.* 1986). La fatigue causée par des sprints intenses et répétés ne semble donc pas être liée à un déficit de la commande motrice centrale (Enoka et Stuart 1992 ; Taylor *et coll.* 1997). En effet, les sujets sont capables de maintenir le niveau initial d'activité myoélectrique. Des modifications périphériques (e.g. déplétion de substrats, accumulation de déchets métaboliques, modification du recrutement des fibres musculaires, altération du couplage excitation-contraction) sont avancées pour expliquer l'origine de la fatigue (Gaitanos *et coll.* 1993 ; Kent-Braun 1999 ; Taylor *et coll.* 1997). Les perturbations du spectre de fréquence confirment cette hypothèse.

### Références

- Enoka, R.M., & Stuart, D.G. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 72, 1631-1648.
- Falgairette, G., Billaut, F., & Ramdani, S. (2003). Durée de la récupération et puissance maximale anaérobie au cours de la journée. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, 213-224.
- Gaitanos, G.C., Williams, C., Boobis, L.H., & Brooks, S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology*, 75, 712-719.
- Hautier, C.A., Arzac, L.M., Deghdegh, K., Souquet, J., Belli, A., & Lacour, J.-R. (2000). Influence of fatigue on EMG/torque ratio and cocontraction in cycling. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32, 839-843.
- Kent-Braun, J.A. (1999). Central and peripheral contributions to muscle fatigue in humans during sustained maximal effort. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 57-63.
- Merletti, R., & Lo Conte, L.R. (1997). Surface EMG signal processing during isometric contractions. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7, 241-250.
- Moritani, T., Muro, M., & Nagata, A. (1986). Intramuscular and surface electromyogram changes during muscle fatigue. *Journal of Applied Physiology*, 60, 1179-1185.
- St Clair Gibson, A., Schabort, E.J., & Noakes, T.D. (2001). Reduced neuromuscular activity and force generation during prolonged cycling. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology*, 281, R187-R196.
- Taylor, A.D., Bronks, R., Smith, P., & Humphries, H. (1997). Myoelectric evidence of peripheral muscle fatigue during exercise in severe hypoxia: some references to m. vastus lateralis myosin heavy chain composition. *European Journal of Applied Physiology*, 75, 151-159.

## Exercice maximal intermittent : effets de la durée de récupération et du sexe

François Billaut, Magali Giacomoni & Guy Falgairette

Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance, EA 3162, Université Toulon-Var, La Garde

Depuis les années 1990, des travaux ont analysé l'effet de la durée de récupération, de la durée du sprint et du nombre de répétitions sur la performance au cours d'exercices maximaux intermittents (Balsom *et coll.* 1992 ; Falgairette *et coll.* 2003 ; Gaitanos *et coll.* 1993). En revanche, très peu de données sont disponibles quant à l'influence du sexe sur ces patterns de récupération.

Des différences métaboliques et fonctionnelles ont été mises en évidence entre hommes et femmes (Esbjörnsson *et coll.* 2002 ; Komi et Karlsson 1979 ; Nygaard 1981). Une moindre contribution glycolytique à la synthèse d'ATP chez les femmes (Komi et Karlsson 1979 ; Nygaard 1981) pourrait être associée à une capacité anaérobie plus faible et induire une plus forte réduction de performance dans la dernière partie d'un sprint. D'un autre côté, les femmes pourraient récupérer rapidement compte tenu d'une acidose moins marquée et d'une resynthèse d'ATP plus rapide au cours des périodes de récupération (Esbjörnsson *et coll.* 2002).

L'objet de l'étude est d'analyser les éventuelles différences dans les patterns de récupération d'un exercice répété court et intense entre hommes et femmes. Au cours de ces sprints, les femmes devraient développer une moindre puissance par rapport aux hommes et présenter une inflexion de performance plus marquée en fin de sprint. Par contre, les femmes devraient récupérer rapidement d'un sprint à l'autre.

### Méthode

20 hommes ( $23 \pm 2$  ans,  $179 \pm 7$  cm,  $75 \pm 9$  kg,  $14 \pm 5$  % de masse grasse,  $12 \pm 7$  h/sem d'activité physique) et 13 femmes ( $21 \pm 2$  ans,  $165 \pm 4$  cm,  $55 \pm 3$  kg,  $20 \pm 4$  % de masse grasse,  $10 \pm 4$  h/sem d'activité physique) étudiants en STAPS participent à l'étude.

Les épreuves sont réalisées sur bicyclette ergométrique Monark 824 E (Stockholm, Suède) équipée de pédales automatiques. La vitesse angulaire du pédalier est mesurée en continu au moyen d'une fourche optique, d'une carte d'acquisition et d'un micro-ordinateur.

Les sujets réalisent une épreuve de force-vitesse permettant de déterminer leur force optimale ( $F_{opt}$ ). Au cours d'une autre session, les sujets réalisent, après un échauffement standardisé, des séries de deux sprints (Sp1 et Sp2) de 8s contre  $F_{opt}$ , entrecoupés de périodes de récupération passive de 15, 30, 60 et 120s. Les séries de deux sprints sont entrecoupées d'un repos de 240s. L'ordre de passage des séries est organisé afin de compenser les effets d'ordre. La puissance maximale développée par le sujet ( $P_{pic}$ ), le temps nécessaire pour atteindre cette puissance ( $tP_{pic}$ ) et le travail réalisé sur 8s ( $W_{tot}$ ) sont calculés en prenant en compte le moment d'inertie de la roue ( $I_r$ ), déterminé de façon expérimentale (Lakomy 1986). La valeur de  $I_r$  obtenue est très voisine de celles rapportées dans la littérature ( $0,99$  kg/m<sup>2</sup>).

### Résultats

Les hommes présentent une  $P_{pic}$  (watts et watts/kg) supérieure aux femmes ( $P < 0,001$  ; Fig 1).  $P_{pic}$  (watts) diminue chez les hommes et les femmes après 15s de récupération uniquement ( $P < 0,001$  ; Fig 1).  $tP_{pic}$  n'est pas affecté par la durée de récupération mais les femmes atteignent  $P_{pic}$  plus lentement que les hommes (en moyenne :  $5,2 \pm 1,2$  s vs  $3,8 \pm 1,2$  s respectivement,  $P < 0,01$ ).  $W_{tot}$  est supérieur chez les hommes ( $P < 0,001$ ) et ne diminue que suite à 15s de récupération chez les femmes comme chez les hommes ( $P < 0,001$ ).

La puissance atteinte à la fin du sprint ( $P_{8s}$ , % $P_{pic}$ ) est plus grande chez les hommes que chez les femmes ( $81 \pm 11,2$ % vs  $69 \pm 18,2$ % ;  $P < 0,01$  ; Fig 2). Les pentes des régressions linéaires obtenues entre la puissance (% $P_{pic}$ ) et le temps, à partir de  $P_{pic}$  jusqu'à  $P_{8s}$ , indiquent une inflexion de puissance plus marquée chez les femmes que les hommes (Sp1 :  $-6,3 \pm 3,4$  vs  $-3,2 \pm 2,9$  respectivement,  $P < 0,05$  ; Sp2 :  $-9,5 \pm 4,8$  vs  $-3,8 \pm 3,1$  respectivement,  $P < 0,01$  ; Fig 2). Aucun effet de la durée de récupération n'est noté sur ces régressions linéaires.

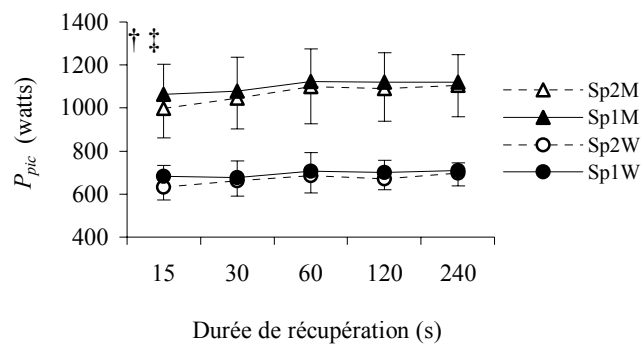


Figure 1 : Evolution de la puissance pic ( $P_{pic}$ , watts) pour les sprints 1 et 2 chez les hommes et les femmes. † Variation entre Sp1 et Sp2 différente de la condition 30s chez les hommes et les femmes,  $P < 0,01$ . ‡ Variation entre Sp1 et Sp2 différente des conditions 60, 120 et 240s chez les hommes et les femmes,  $P < 0,001$ . Différences entre hommes et femmes,  $P < 0,001$ .

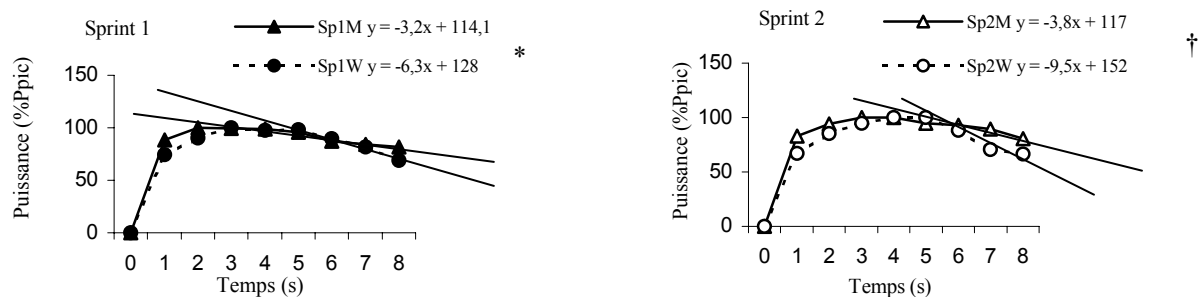


Figure 2 : Evolution moyenne de la puissance ( $\%P_{pic}$ ) en fonction du temps chez les hommes et les femmes. Les régressions obtenues entre  $P_{pic}$  et  $P_{ss}$  sont présentées. Différences entre hommes et femmes pour  $P_{ss}$  :  $P < 0,05$ . \* † Différences entre hommes et femmes pour les pentes des régressions linéaires à  $P < 0,05$  et  $P < 0,01$ , respectivement pour les sprints 1 et 2. Différences de pente des régressions linéaires entre Sp1 et Sp2 : NS.

## Discussion

Les femmes atteignent  $P_{pic}$  plus lentement et présentent une inflexion de puissance plus marquée dans la dernière partie des sprints. Ceci pourrait être lié à une contribution glycolytique et une capacité anaérobie plus faible chez les femmes (Komi et Karlsson 1979 ; Nygaard 1981). Nos résultats montrent une plus grande fatigabilité chez les femmes au cours d'un sprint donné. En revanche, les hommes et les femmes sont capables de reproduire la performance initiale après seulement 30s de récupération. Esbjörnsson *et coll.* (2002) indiquent que les femmes présentent une cinétique de resynthèse de l'ATP plus rapide que les hommes en raison d'une accumulation plus faible de l'IMP durant les phases de récupération. La présente étude, cependant, montre que les femmes récupèrent aussi vite que les hommes entre deux sprints de haute intensité et qu'elles semblent présenter les mêmes patterns de récupération.

## Références

- Balsom, P.D., Seger, J.Y., Sjodin, B., & Ekblom, B. (1992). Physiological responses to maximal intensity intermittent exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 65, 144-149.
- Esbjörnsson, M., Bodin, K., & Jansson, E. (2002). Smaller muscle ATP reduction in women than in men by repeated bout of sprint exercise. *Journal of Applied Physiology*, 93, 1075-1083.
- Falgairette, G., Billaut, F., & Ramdani, S. (2003). Durée de la récupération et puissance maximale anaérobie au cours de la journée. *Canadian Journal of Applied Physiology*, 28, 213-224.
- Gaitanos G.C., Williams C., Boobis L.H., & Brooks S. (1993). Human muscle metabolism during intermittent maximal exercise. *Journal of Applied Physiology*, 75, 712-719.
- Komi, P., & Karlsson, J. (1979). Physical performance, skeletal muscle enzyme activities, and fibre types in monozygous and dizygous twins of both sexes. *Acta Physiologica Scandinavica Suppl*, 462, 1-28.
- Nygaard, E. (1981). Skeletal muscle fibre characteristics in young women. *Acta Physiologica Scandinavica*, 112, 299-304.

## Evolution de la coordination en fonction du niveau d'expertise en dos crawlé

M. Carter & D. Chollet

Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives  
UPRES J.E. 2318, Faculté des Sciences du Sport et de l'Education Physique de Rouen

Le dos est une nage alternée où l'enchaînement des actions propulsives doit être recherché afin de vaincre les résistances à l'avancement créées par la vitesse de déplacement. En crawl 3 types de coordinations bras/bras ont été évalués en fonction du niveau d'expertise (Chollet et al. 2000). Par rapport au crawl, la spécificité de l'orientation du corps en dos crawlé due aux limites articulaires de l'épaule, génère l'apparition d'une phase supplémentaire qui est la phase de dégagé. Ces limites anatomiques engendrent une coordination unique en dos crawlé : le rattrapé (Sioud et Chollet, 1999). Toutefois, cette coordination pourrait être modifiée par le niveau d'expertise.

L'objectif de cette étude est de quantifier l'influence de 3 niveaux d'expertise du nageur sur la structure de la coordination en dos crawlé en fonction de l'allure de nage.

### Méthode

16 nageurs experts de niveau international (8 filles et 8 garçons), 9 nageurs de niveau national (5 filles et 4 garçons) et 16 nageurs non-experts (8 filles et 8 garçons) ont été évalués sur des parcours de nage aux vitesses et fréquences correspondant aux allures du 400m, du 200m, du 100m et du 50m dos. Les performances chronométriques ont permis de catégoriser les nageurs. Trois caméras ont filmé chaque nageur simultanément de face et de profil en vue sous-marine ainsi que de profil en vue aérienne. Un chronométrage à 2/100 de seconde a été incrusté sur les écrans par un vidéo timer. Deux régies vidéo ont combiné l'ensemble. Les données recueillies ont permis d'évaluer la durée des 5 phases d'un cycle de bras. Ces phases sont : l'appui (non propulsive), la traction et la poussée (propulsives), le dégagé et le retour (non propulsives). Une transposition pour le dos crawlé de l'index de coordination (Chollet et al., 2000) a permis de quantifier en valeur relative la coordination. Une ANOVA-ANCOVA a été utilisée pour le traitement statistique ( $p < 0.05$ ).

### Résultats

L'augmentation de la vitesse est associée à une augmentation de la fréquence et une diminution de la distance par cycle pour les trois niveaux d'expertise. Néanmoins la fréquence et la distance par cycle ne sont pas significativement différentes entre les experts et les nageurs de niveau national.

La phase d'appui diminue en fonction de l'allure de nage pour les trois groupes. Les experts ont les valeurs proportionnellement les plus élevées, les non-experts les moins élevées. A chacune des allures, il existe globalement une différence significative entre les trois groupes. Pour la phase de traction aucune différence significative n'est observée entre les experts et les non-experts. Les nageurs de niveau national ont tendance à disposer de la phase de traction la plus élevée. La phase de poussée des non-experts est significativement plus élevée que les deux autres groupes pour chacune des allures. Aucune différence significative n'est constatée entre les nageurs de niveau national et les experts.

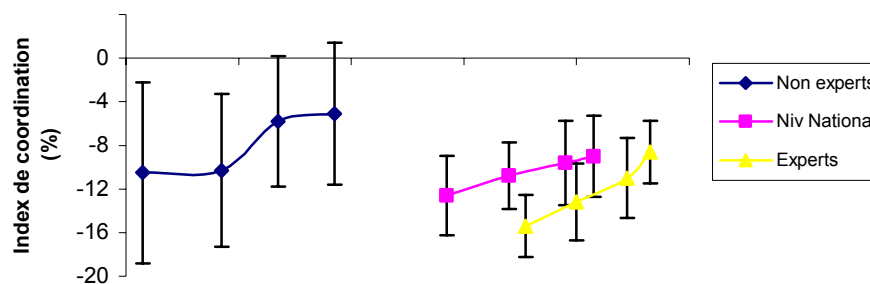


Figure 1: évolution de l'index de coordination en fonction de la vitesse de nage et du niveau d'expertise

La phase de dégagé des non-experts est significativement la plus élevée comparativement aux deux autres groupes et celle des experts est la moins élevée pour chacune des allures. La phase de retour est significativement moins élevée pour les non-experts pour chacune des allures de nage. Paradoxalement, à chacune

des allures, les phases propulsives des experts sont significativement moins élevées que celles des non-experts alors qu'aucune différence n'est observée entre les experts et les nageurs de niveau national.

L'index de coordination augmente en fonction de la hausse de l'allure de nage (figure 1). Il y a une différence significative à chacune des allures entre les experts et les non-experts mais aucune entre les experts et les nageurs de niveau national.

### Discussion

En dos l'élévation de l'allure de nage entraîne une augmentation de la vitesse, une hausse de la fréquence et une diminution de la distance par cycle pour les trois catégories de nageurs. Ces résultats sont en accord avec les études précédentes (Klentrou et Montpetit, 1992). Le peu de différence entre les experts et les nageurs de niveau national pour la fréquence et la distance par cycle peut s'expliquer par le fait que la fréquence ne permet pas de discriminer un niveau d'expertise à un niveau élevé et que la fréquence dépend de l'habileté technique spécifique (Chollet et al. 1997).

La modification de la fréquence et de la distance par cycle influence la structure interne d'un cycle de bras en fonction des allures. La phase d'appui diminue significativement avec l'augmentation de l'allure pour les experts et on observe une tendance à la diminution pour les autres groupes, cela rejoint les travaux précédents en crawl (Chollet et al. 2000). La durée de cette phase peut être considérée pour l'expert et le nageur de niveau national comme un temps mort utile afin d'augmenter la longueur du trajet propulsif. La durée réduite de cette phase montre que pour le non expert elle n'est pas exploitée d'une manière adéquate. Les phases de traction et de poussée augmentent avec l'allure de nage pour les deux niveaux d'expertise les plus élevés. En effet plus leur durée relative est importante et plus la vitesse augmente (Keskinen et Komi, 1993). Néanmoins les valeurs temporelles de la phase de poussée sont supérieures pour les non experts et cela à chacune des allures. Nos résultats sont en contradiction avec l'idée que plus le dossiste poussera longtemps, afin d'augmenter l'efficacité du mouvement, plus sa vitesse sera élevée (Rouard et al. 1999). Ce résultat montre la limite de notre méthode qui n'étudie ici ni l'accélération, ni la valeur cinétique de la force propulsive. La phase de dégagé des non-experts est significativement supérieure en comparaison de celle des deux autres groupes ce qui s'explique par la présence d'un arrêt de la main à la cuisse.

L'index de coordination reste négatif quelque soit l'allure de nage ce qui permet de déterminer que la coordination des nageurs de dos crawlé se fait uniquement en rattrapé en accord avec les études précédentes (Sioud et Chollet, 1999). Néanmoins, l'index tend à ce réduire pour chaque niveau d'expertise ce qui prouve que la logique de recherche de l'efficacité en crawl concernant la continuité des actions propulsives est respectée en dos crawlé malgré l'existence d'une phase supplémentaire non propulsive.

### Références

- Chollet, D., Pelayo, P., Delaplace, C., Tourny, C., & Sidney, M. (1997). Strokings characteristics variations in the 100-m freestyle for male swimmers of differing skill. *Perceptual and Motor Skills*, 85, 167-177.
- Chollet, D., Chalies, S., & Chatard, J.C. (2000). A new index of coordination for the crawl: description and usefulness. *International Journal of Sport Medicine*, 21, 54-59.
- Keskinen, K.L., & Komi, P.V. (1993). Strokings characteristics of front crawl swimming during exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 219-226.
- Klentrou, P., & Montpetit, R. (1992). Energetics of backstroke swimming in males and females. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(3), 371-375.
- Sioud, R., & Chollet, D. (1999). Variation de la coordination des bras en dos crawlé en fonction des allures de nage. In *Actes des 2<sup>ème</sup> journées spécialisées de natation* (pp. 141-142).
- Rouard, A.H., Taïar, R., Deschodt, V., & Masset, J.B. (1999). Trajectoire de la main de nageurs de haut niveau, comparaison des années 1984 et 1994, cas du crawl, du dos et du papillon. In *Actes des 2<sup>ème</sup> journées spécialisées de natation* (pp. 137-138).

## Evaluation de la coordination en fonction de la vitesse chez des nageurs experts en papillon

Didier Chollet & Laurent Boulesteix  
CETAPS, UPRES JE 2318, Faculté des Sciences du Sport de Rouen

La logique de la coordination de l'expert en papillon associe deux ondulations de jambes à un cycle de bras complet. Pour Costill *et al.*, (1992) et Boulesteix & Chollet (sous presse), la phase descendante de la première ondulation de jambes est synchronisée avec la phase de prise d'appui des bras et la phase descendante de la deuxième ondulation est synchronisée avec la phase de poussée des bras. Il apparaît pourtant que cette coordination dépend de l'augmentation de la vitesse (Chollet et Boulesteix, 2001).

L'objectif de cette étude est de mesurer les effets de l'augmentation de la vitesse sur la coordination des bras et des jambes mais également d'étudier ce changement de coordination grâce à un outil de quantification de la propulsion lors d'un cycle de nage. De même que Chollet *et al.*, (2000) ont utilisé l'index de coordination pour étudier le décalage temporel d'un bras sur l'autre à partir des temps morts entre les phases propulsives de chaque bras, l'index de propulsion en papillon (IBP) est utilisé pour mesurer le décalage temporel entre les phases propulsives des bras et des jambes chez des papillonneurs experts.

### Méthode

L'étude des coordinations de 11 nageurs internationaux est effectuée grâce aux données des images vidéo issues : de 2 caméras vidéo extérieures, de 2 caméras vidéos sous marine qui suivent le nageur, d'un vidéo-timer à 2/100<sup>ème</sup>, de 3 magnétoscopes, de 3 moniteurs de contrôle et de 3 régies vidéo. Le protocole d'incrémentement de vitesse de nage est élaboré à partir du protocole de Chollet et al., (2000) en crawl. Les données sont recueillies sur 12.5m (des 10m au 22.5m). Les valeurs utilisées pour les calculs sont issues du traitement vidéo où la vitesse est mesurée grâce au temps intégré par le vidéo-timer sur la zone de 12.5m. Trois cycles sont analysés sur cette zone donnant la fréquence de cycle. La distance par cycle (SL) est calculée à partir de la fréquence (SR) et de la vitesse (V) :  $SL=V/SR$ . Un programme informatique spécifiquement élaboré est utilisé lors de l'intégration des données spatio-temporelles recueillies à partir des images vidéo. La coordination est évaluée par l'analyse de l'écart temporel (T) séparant les points de repère délimitant chacune des phases des bras et des jambes (figure 1).

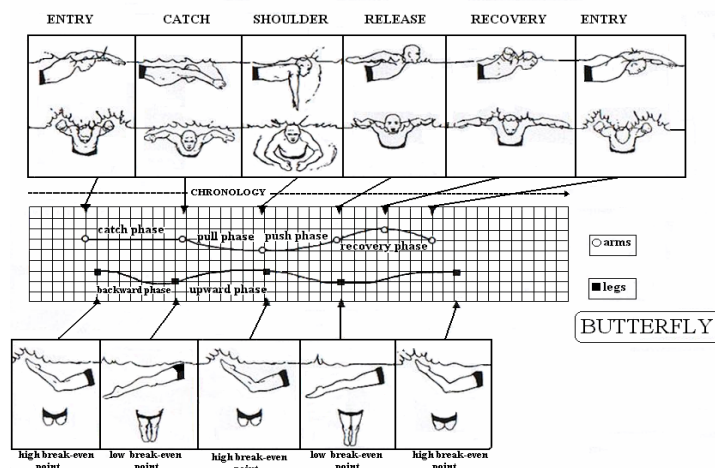


Figure 1 : Relations entre les phases des bras et des jambes en papillon.

### Écarts temporels (T)

T1 : écart entre l'entrée des mains dans l'eau et le point mort haut de la 1<sup>ère</sup> ondulation.

T2 : écart entre le début de traction des mains et le point mort bas de la 1<sup>ère</sup> ondulation.

T3 : écart entre passage des mains à la verticale de l'épaule et le point mort haut de la 2<sup>ème</sup> ondulation.

T4 : écart entre la sortie des mains de l'eau et le point mort bas de la 2<sup>ème</sup> ondulation.

*Index de Propulsion en Papillon (IBP)*. L'index de propulsion est donc calculé sur les variations des écarts temporels (T), par addition des valeurs relatives des temps propulsifs des jambes (PT1) et des bras (PT2) durant un cycle complet de nage. Il est exprimé en pourcentage d'un cycle total de bras.

## Résultats

L'analyse de la coordination bras/jambes fait apparaître une diminution significative des relations spatio-temporelles T1 et T2, passant respectivement de  $5.31 \pm 2.52\%$  (V400) à  $3.65 \pm 4.09\%$  (V50) pour T1 et de  $15.18 \pm 8.73\%$  (V400) à  $6.88 \pm 4.34\%$  (V50). Parallèlement à la diminution de ces relations spatio-temporelles une augmentation significative de l'index de propulsion est noté, elle passe de  $57.79 \pm 6.34\%$  (V400) à  $66.22 \pm 4.23\%$  (V50), (figure 2).

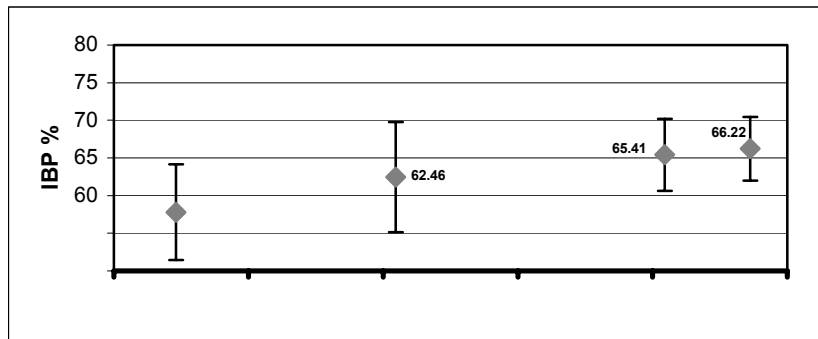


Figure 2 : Evolution de l'IBP en fonction de l'augmentation de la vitesse

## Discussion

Pour s'adapter à la progression de la vitesse qui entraîne une augmentation des résistances à l'avancement (Keskinen et Komi, 1993) le nageur diminue la distance par cycle et augmente la fréquence, ce qui a pour effet le décalage progressif de la coordination bras/jambes.

L'évolution régulière des temps T1 et T2 et la constance des autres (T3 et T4) démontre une capacité de l'expert à faire évoluer certains aspects précis de sa coordination afin d'optimiser sa propulsion. Cette évolution entraîne une augmentation de l'index de propulsion et une réduction du temps mort propulsif situé entre l'action propulsive des bras et celle des jambes. Chez le nageur expert, l'IBP même à allure lente (V400) montre que la propulsion représente plus de la moitié d'un cycle total de bras et qu'elle augmente avec la vitesse. L'évolution de la coordination des bras et des jambes avec l'augmentation de vitesse a un impact direct sur l'IBP, non seulement en terme quantitatif, mais également qualitatif. Les deux phases propulsives qui permettent le calcul de l'IBP augmentent, mais de surcroît, l'espace qui les sépare tend à diminuer avec la vitesse.

L'Index de Propulsion en Papillon étant un outil d'évaluation calculé en pourcentage d'un cycle complet de bras, il peut être utilisé pour comparer des populations de différents niveaux d'expertise et ainsi déterminer techniquement le niveau de performance d'un nageur.

## Références

- Boulesteix, L., & Chollet, D. (sous presse). The ratio between coordination and the butterfly propulsion index for experts swimmers. *Swimming Science IX*, University of St Etienne.
- Chollet, D., & Boulesteix, L. (2001). Evolution of the butterfly coordination in relation to velocity and skill level of swimmers. In J.R. Blackwell & R.H. Sanders (Eds), *XIX International Symposium on Biomechanics in Sports*, 22-26. University of San Francisco
- Chollet, D., Chaliès, S., & Chatard, J.C. (2000). A new index of coordination for the crawl : description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 54-59.
- Costill, D.L., Maglischo, E.W., & Richardson, A.B. (1992). *Swimming*. Oxford, Blackwell Scientific Publications.
- Keskinen, K.L., & Komi, P.V. (1993). Stoking characteristics of front crawl swimming during exercise, *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 219-226.

## Modélisation de la colonne lombaire pour évaluer les soulever de charge

Briac Colobert, Delphine Milhiet, Armel Crétual & Paul Delamarche  
Laboratoire de physiologie et de biomécanique, UFR STAPS Rennes

Frymoyer et Cats-Baril (1987) estiment que chaque année environ 5% des adultes américains ont des problèmes dans le bas du dos. Très souvent ces lésions sont dues aux soulevés de charges et touchent en majeure partie les lombaires. Il est très important de pouvoir analyser finement les soulever de charge. L'objectif de ce travail est de présenter un protocole complet qui permet d'estimer de façon correcte les moments inter lombaires.

### Méthode

Quatre sujets sains étudiants en éducation physiques ont pratiqué chacun 4 soulever, deux avec une charge légère (15N) et deux avec une charge moyenne (90N).

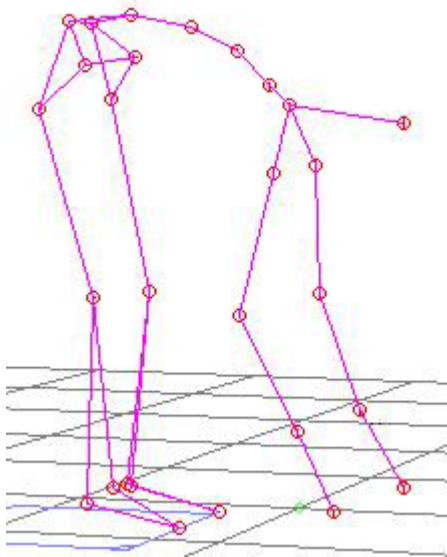


Figure 1 : Positions des marqueurs, acquisition du mouvement et des caractéristiques anthropomorphique du sujet 1

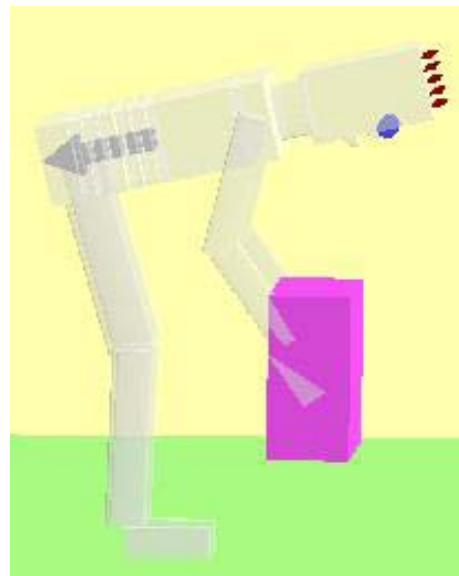


Figure 2 : Modélisation du sujet 1 en système de solides rigides avec 31 degrés de liberté

La collecte des données a été effectuée par un système vidéographique fonctionnant à une cadence de 60 Hz (Vicon System, Oxford Metrics Inc.). Un total de 28 marqueurs (figure 1) étaient placés sur les sujets pour permettre le calcul des positions de chacun des segments. Le modèle était composé de 22 corps, charge comprise, et de 31 degrés de liberté (figure 2). Plus particulièrement 8 solides modélisent respectivement le bassin, le segment L5, le segment L4, le segment L3, le segment L2, le segment L1, le thorax inférieur, et le thorax supérieur. Les positions des vertèbres L5, L4, L3, L2, L1 et T4 se faisaient à partir d'un modèle de transfert des marqueurs externes basé sur les données de Chaffin (1991). Ce modèle repose sur la construction d'une spline à partir des marqueurs externes posés le long de la ligne vertébrale. Les calculs dynamiques inverses étaient effectués par la technique top down.

### Résultats

La figure 4 indique les moments pour 5 niveaux différents. On peut noter la différence considérable entre le L3/L2 et L5/S1 au moment du pic, durant le reste du mouvement la différence entre L5/S1 et L3/L2 est moins marquée.

E 02 |

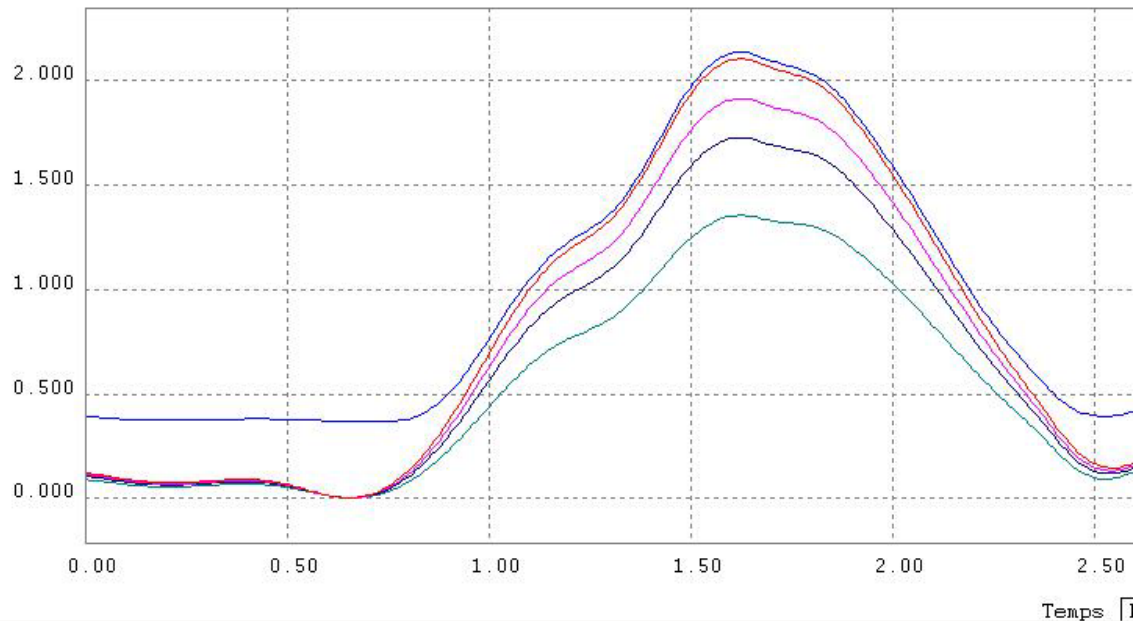


Figure 3 : Moments lombaires (N.m) calculés par dynamique inverse au cours du soulever (temps en s). De haut en bas, l'articulation coxo-fémorale, l'articulation lombo-sacrée, l'articulation L5/L4, l'articulation L4/L3, l'articulation L3/L2.

### Discussion

Les résultats montrent qu'il existe des différences importantes dans les valeurs des moments lors d'un soulevé de charge. Il semble cependant que la valeur pic des moment apparaissent de façon synchronisée. Ainsi pour la figure 3 le pic des moment apparaît pour toutes les articulations à  $t = 1.6$  s. La force de réaction du sol calculé par la technique top-down a été comparé avec la mesure expérimentale de la plate forme de force. Cette comparaison montre une très bonne prédiction de la technique top down pour les mouvements de soulever.

### Conclusion

Il pourrait être intéressant d'intégrer la redondance d'information que la plate forme de force génère en procédant à une optimisation des données inertielles ou des positions segmentaires. Il reste que ce travail montrent une modélisation fine de la colonne vertébrale à partir de données vidéographique non-invasives. Les calculs de toutes les contraintes et de tous les moments agissant pour chacun des 31 degrés de libertés modélisés doivent permettre une nouvelle compréhension du soulever de charge.

### Références

- Chaffin, D.B., Anderson, G.B., & Martin, B.J. (1999). *Occupational Biomechanics* (3<sup>d</sup> ed.). New York: Wiley Interscience.
- Frymoyer, J.W., & Cats-Baril, W. (1987). Predictors of low-back pain disability. *Clinical Orthopaedics and related research*, 221, 89-98.

## Actions du bras et force de préhension : quelles relations ?

Frédéric Danion

UMR Mouvement et Perception, CNRS, Faculté des Sciences du Sport, Marseille

La manipulation des objets s'exprime par une coordination très fine entre le déplacement du bras et la force préhension (Johansson, 1996). Par exemple lorsque l'on soulève verticalement un objet, on observe un couplage quasi-synchrone entre l'accélération verticale de l'objet et la force de préhension exercée par la pince. La force de la pince est réglée pour être juste un peu supérieure à la force minimale en dessous de laquelle l'objet serait échappé. Tout se passe comme si le système nerveux était capable de prédire les conséquences de nos actions, et d'ajuster en rapport la force de préhension (Johansson, 1996). Notons que cette capacité subsiste lorsque la manipulation des objets s'effectue dans des environnements dynamiques aussi inhabituels que ceux engendrés par des champs de force élastique ou visqueux (Flanagan & Wing, 1997). Pour autant, on remarque que dans tous ces cas de figures, le bras et l'objet sont soumis au même environnement dynamique. Ceci signifie que face à une force externe qui gêne le déplacement de son bras, le sujet a tout intérêt à serrer l'objet plus fort. Dans cette étude on se propose d'explorer la situation où les forces externes qui s'exercent sur l'objet et celles qui s'exercent sur le bras ne sont pas nécessairement corrélées. Dans ce cas précis, on ne sait pas si les sujets sont en mesure de découpler la motricité du bras et celle de la pince. Pour répondre à cette question, nous avons comparé deux situations expérimentales dans lesquelles les sujets étaient amenés 1) soit à faire varier une charge sur l'objet (ce qui affecte aussi la charge du bras), 2) soit à faire varier une charge s'exerçant uniquement sur le bras.

Onze sujets droitiers ont participé à l'expérience. Les sujets ont réalisé successivement deux types de tâche (Figure 1), plus une tâche contrôle. Dans la première tâche (Figure 1A), les sujets devaient tenir avec la main droite un objet ( $m=0.3\text{kg}$ ), en dessous duquel était suspendu un cylindre en métal ( $m=0.8\text{kg}$ ). Les sujets avaient pour instruction de soulever/relâcher alternativement ce cylindre en utilisant leur main gauche, sans que le bras droit ne bouge. Dans la deuxième tâche (Figure 1B), les sujets ont reçu les mêmes instructions, mais cette fois-ci le cylindre ( $m=1.6\text{kg}$ ) était suspendu sous l'avant bras. Dans une dernière tâche contrôle, les sujets devaient alternativement augmenter/diminuer leur force de préhension sans bouger le bras. Des capteurs de force unidirectionnels ont permis de mesurer la force normale (i.e. perpendiculaire à la surface d'appui) exercée par chacun des doigts. La somme de ces forces représente la force totale de préhension. Deux autres capteurs de force, un situé sous l'objet, l'autre sous l'avant bras, ont permis de mesurer les variations de charge verticale engendrées par le déplacement du cylindre. Enfin, un accéléromètre unidirectionnel monté sur l'objet a été utilisé pour évaluer la stabilité verticale du bras droit.

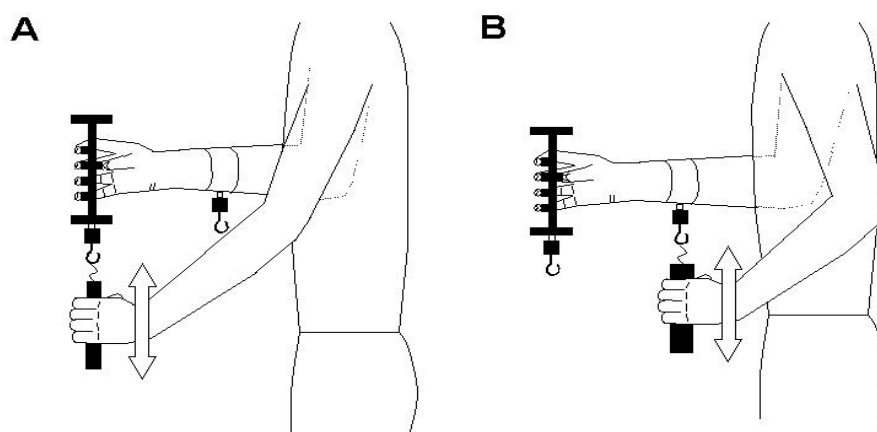


Figure 1 : Dessin illustrant les deux premières tâches expérimentales. Voir le texte pour plus de détails.

Les analyses de l'accéléromètre ont indiqué que les sujets étaient capables de maintenir leur bras droit immobile malgré les variations de charge. Dans la première tâche (Figure 2A) on a constaté que la variation de charge exercée par le bras gauche conduisait à une modification quasi-synchrone de la force de préhension. Lorsque l'objet s'allégeait, la pince se desserrait, et inversement, quand l'objet s'alourdissait, la pince se resserrait. Dans la deuxième tâche (Figure 2B), bien que la masse de l'objet tenu en main reste constante, les sujets ont modulé leur force de préhension pendant les phases de charge/décharge de l'avant

bras. Dans la majorité des cas, les sujets tendaient à réagir comme si la variation de charge provenait de l'objet. En ce qui concerne la tâche contrôle (Figure 2C), les sujets n'ont eu aucun problème à serrer plus ou moins fort l'objet sans bouger le bras.

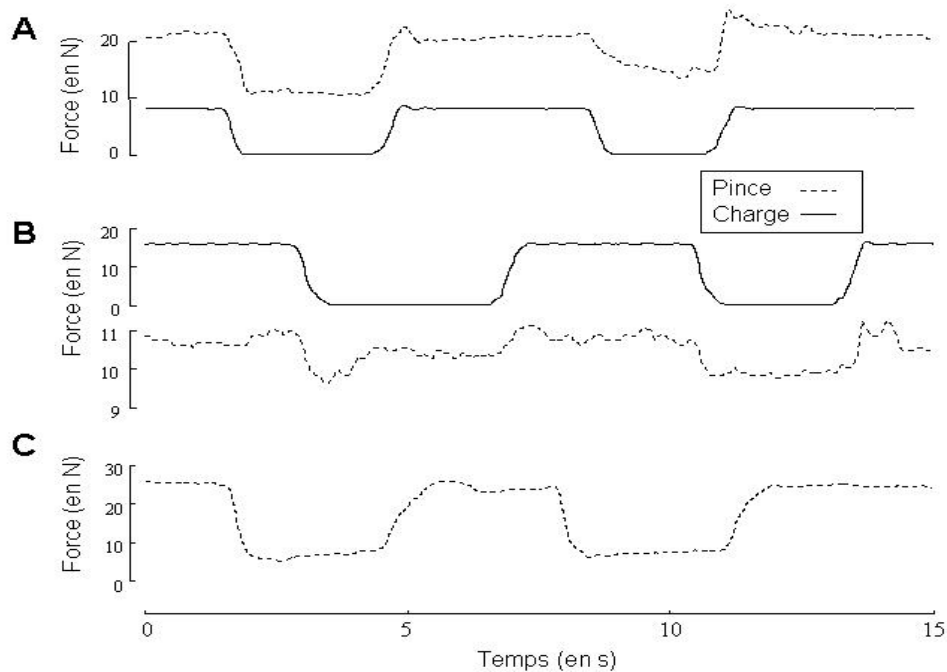


Figure 2 : Profils de force de la pince (et de la charge) en fonction des conditions expérimentales. Pour un même sujet, on a extrait un essai typique dans chaque condition. Voir le texte pour plus de détails.

A partir de ces observations, il apparaît que les interactions entre le bras et la pince sont loin d'être triviales. Lorsque la masse de l'objet varie, on observe un couplage fonctionnel entre la force du bras et la force de préhension (voir aussi Scholz & Latash, 1998). En revanche, même si l'objet conserve sa masse, mais que la tâche requiert une modulation de la force du bras, la force de la pince reste couplée dans une certaine mesure à la force du bras. Les sujets ne semblent donc pas en mesure de dissocier complètement les actions de leur bras avec celles de leur pince. D'un autre côté, la tâche contrôle indique que les sujets sont capables de moduler volontairement leur force de pince sans bouger leur bras (i.e. sans changer la force du bras). Ces observations contradictoires suggèrent une relation asymétrique entre la motricité du bras et de la pince : celle du bras aurait un effet sur la pince, mais celle de la pince n'aurait pas nécessairement d'effet sur le bras.

### Références

- Flanagan, J.R., & Wing, A.M. (1997). The role of internal models in motion planning and control : evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads. *The Journal of Neuroscience*, *17*, 1519-1528.
- Johansson, R.S. (1996). Sensory control of dextrous manipulation in humans. In A.M. Wing, P. Haggard & J.R. Flanagan (Eds), *Hand and Brain: the Neurophysiology and Psychology of Hand Movements* (pp. 381-414). San Diego: Academic Press.
- Scholz, J.P., & Latash, M.L. (1998). A study of a bimanual synergy associated with holding an object. *Human Movement Science*, *17*, 753-779.

## Effet du drafting en natation sur la dépense énergétique au cours d'un enchaînement natation-cyclisme

Anne Delextrat<sup>1</sup>, Véronique Tricot<sup>1</sup>, Thierry Bernard<sup>1</sup>, Fabrice Vercauysen<sup>1</sup>,  
Christophe Hausswirth<sup>2</sup> & Jeanick Brisswalter<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Ergonomie Sportive et Performance, EA 3162, Université de Toulon-Var

<sup>2</sup>Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie, INSEP

L'épreuve de natation représente une faible proportion de la durée totale du triathlon. Cependant, plusieurs auteurs ont suggéré que la dépense énergétique liée à la nage pouvait affecter d'une part, l'adaptation physiologique au cours de l'épreuve subséquente de cyclisme et d'autre part, la performance totale en triathlon (Margaritis, 1996 ; Millet et Vleck, 2000). Dans ce cadre, un des moyens couramment utilisés en compétition afin de diminuer la dépense énergétique en natation est de nager dans l'aspiration d'un autre compétiteur (*drafter*, selon la terminologie anglo-saxonne). Des diminutions de la consommation d'oxygène ( $\dot{V}O_2$ , -10%), de la fréquence cardiaque (FC, -6.2%), et de la lactatémie (-11% à -31%) liées au drafting ont ainsi été mises en évidence lors d'épreuves de natation de 400 à 500 m (Bassett *et coll.*, 1991 ; Chatard *et coll.*, 1998). La moindre dépense énergétique en situation de drafting semble liée principalement à la dépression créée dans l'eau par le déplacement du lièvre, qui entraîne une diminution du gradient de pression entre l'avant et l'arrière du nageur suivant, diminuant ainsi les résistances à l'avancement (Chatard *et coll.*, 1998). Dans ce contexte, l'objectif de ce travail est d'étudier l'influence du drafting en natation sur la dépense énergétique du cyclisme au cours d'un enchaînement natation-cyclisme.

### Méthode

Huit triathlètes masculins de niveau inter-régional à national (âge: 26±6 ans, taille: 183±7 cm, poids: 74±7 kg, masse grasse: 13±3%) ont participé à trois sessions expérimentales. La première session (session NS) était toujours une épreuve de 750 m de natation à allure de compétition réalisée seul avec une combinaison en néoprène (performance moyenne: 638±38 s). Cette épreuve permettait de déterminer l'intensité des épreuves de natation des sessions suivantes. Les deux autres sessions, présentées dans un ordre aléatoire, étaient deux enchaînements natation-cyclisme composés de 750 m de natation à l'allure préalablement déterminée, suivis d'un exercice de 15 min sur ergocycle à une intensité représentant 75% de la puissance maximale aérobie (MAP). Lors de ces sessions, l'épreuve de natation était réalisée soit seul (session NSC), soit en situation de drafting (session NDC). Le même lièvre (un nageur de niveau international) était utilisé pour tous les sujets.

La FC était enregistrée pendant la totalité des épreuves et une mesure de la lactatémie était obtenue pendant la transition et après 3 min et 15 min de cyclisme. Par ailleurs, pendant les épreuves de cyclisme,

$\dot{V}O_2$ , FC et les paramètres respiratoires (débit ventilatoire :  $\dot{V}_E$  ; fréquence respiratoire : FR) étaient enregistrés en cycle à cycle par un système d'analyse télémétrique de type Cosmed K4b<sup>2</sup>. À partir de ces mesures, la sollicitation physiologique en cyclisme était évaluée par une modélisation mathématique à partir de fonctions mono-exponentielles et bi-exponentielles (Whipp *et coll.*, 1993). La dépense énergétique en cyclisme était estimée par le calcul du rendement mécanique global ( $\eta$ , en %). La cadence de pédalage ( $\text{rév} \cdot \text{min}^{-1}$ ) était enregistrée en continu au cours du cyclisme.

### Résultats

Les résultats montrent que nager en situation de drafting entraîne une diminution significative de la FC moyenne mesurée pendant les quatre dernières minutes de l'épreuve de natation (-7%) et de la lactatémie post-natation (-29%) en comparaison à la condition de nage isolée ( $P < 0.05$ ). La dépense énergétique supérieure lors de la nage isolée se traduit par deux résultats principaux au cours de l'exercice subséquent de cyclisme. D'une part, la cinétique de  $\dot{V}O_2$  est significativement accélérée dans la condition NSC par rapport à la condition NDC (constante de temps significativement inférieure, tableau 1,  $P < 0.05$ ). D'autre part, le rendement mécanique global du cyclisme est significativement inférieur à la suite de la condition de nage isolée par rapport à l'épreuve de natation réalisée en situation de drafting (Tableau 1,  $P < 0.05$ ).

	NDC	NSC
$\dot{V}O_2$ (mL.min <sup>-1</sup> )	3827±494	4003±469*
$\tau$ (s)	23,6±10,	17,1±7,8*
LA (mmol.L <sup>-1</sup> )	6,3±2,0	7,4±2,2*
	6,4±2,5	7,7±2,9*
$\eta$ (%)	19,5±1,5	18,6±0,7*
FC (batts.min <sup>-1</sup> )	171±13	177±13*
$\dot{V}E$ (L.min <sup>-1</sup> )	106,0±16,7	113,5±10,4
FR (cycle.min <sup>-1</sup> )	39,6±6,2	43,7±6,1
Cadence (rév.min <sup>-1</sup> )	86,0±5,1	91,1±7,7*

Tableau 1. Effet du drafting en natation sur la constante de temps de la cinétique de  $\dot{V}O_2$ , les paramètres physiologiques mesurés à l'état stable et la cadence de pédalage au cours du cyclisme subséquent ( $\dot{V}O_2$ : consommation d'oxygène;  $\tau$ : constante de temps de la cinétique de  $\dot{V}O_2$ ; LA: lactatémie;  $\eta$ : rendement mécanique global; FC: fréquence cardiaque;  $\dot{V}E$ : débit ventilatoire; FR: fréquence respiratoire). \*: différence significative entre les conditions NDC et NSC,  $P < 0,05$ .

## Discussion

L'accélération de la cinétique de  $\dot{V}O_2$  observée dans notre étude à la suite de la condition de nage isolée est en accord avec les travaux antérieurs (Germino et coll., 1996). Elle peut s'expliquer en partie par une amélioration de la perfusion vasculaire au début du cyclisme dans la condition NSC (Hughson et coll., 1991). Dans notre étude, une meilleure perfusion des muscles actifs peut être liée à deux phénomènes. D'une part, le niveau élevé d'acidose métabolique induit par la nage isolée peut entraîner une vasodilatation des vaisseaux irriguant les muscles actifs, permettant ainsi d'augmenter le débit sanguin (Germino et coll., 1996). D'autre part, l'adoption de cadences de pédalage significativement supérieures dans la condition NSC par rapport à NDC peut contribuer à améliorer la perfusion vasculaire par l'augmentation de la fréquence de contraction et de relâchement des muscles à haute cadence, qui améliorerait le retour veineux vers le cœur (Gottshall et coll., 1996).

Le moindre rendement mécanique global observé à l'état stable dans la condition de nage isolée semble essentiellement lié à la charge métabolique supérieure en natation dans la condition NSC par rapport à la condition NDC. Cette explication est basée sur l'hypothèse d'une augmentation du recrutement de fibres musculaires de type II avec l'augmentation de l'intensité de l'exercice qui sont caractérisées par une moindre efficacité thermodynamique comparativement aux fibres de type I.

## Références

- Basset, D.R., Flohr, J., Duey, W.J., Howley, E.T., & Pein, R.N. (1991). Metabolic responses to drafting during front crawl swimming. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 23, 744-747.
- Chatard, J.C., Chollet, D., & Millet, G. (1998). Performance and drag during drafting swimming in highly trained triathletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 30, 1276-1280.
- Germino, A., Ward, S.A., & Whipp, B.J. (1996). Effects of prior exercise on pulmonary gas-exchange kinetics during high-intensity exercise in humans. *Journal of Applied Physiology* 80, 99-107.
- Gottshall, R.W., Bauer, T.A., & Fahmer, S.L. (1996). Cycling cadence alters exercise hemodynamics. *International Journal of Sports Medicine*, 17, 17-21.
- Margaritis, I. Facteurs limitants de la performance en triathlon. *Canadian Journal of Applied Physiology* 21, 1-15.
- Millet, G.P., & Vleck, V.E. Physiological and biomechanical adaptations to the cycle to run transition in Olympic triathlon: review and practical recommendations for training. *British Journal of Sports Medicine*, 34, 384-390.
- Whipp, B.J., & Ward, S.A. (1993). Pulmonary gas exchange kinetics during exercise: physiological inferences of model order and parameters. *Journal of Thermal Biology*, 18, 599-604.

## **Etude des paramètres cinématiques du lancer de disque : comportement de lanceurs de différents niveaux d'expertise**

Daniel Dinu<sup>1</sup>, Françoise Natta<sup>2</sup> & Henry Vandewalle<sup>3</sup>

<sup>1</sup>INSEP - Laboratoire de Biomécanique et Physiologie, Paris

<sup>2</sup>INSEP - Laboratoire Mouvement Action et Performance, Paris

<sup>3</sup>INSEP - Département de la Formation, Paris

Il est classique d'appréhender l'étude du lancer de disque par l'analyse du mouvement du système athlète-engin à l'intérieur de l'aire de lancer. Quelques travaux fournissent des résultats quantitatifs concernant essentiellement le trajet du disque pendant le tour préalable à l'éjection (Schluter & Nixdorf, 1984 ; Stepanek & Susanka, 1986; Bartlett, 1990 ; Lindsay, 1991). La description technique du geste de lancer présente chronologiquement les phases suivantes : deux phases de départ en double et simple appui ( $\Delta t_{1da}$ ,  $\Delta t_{1sa}$ ), une phase aérienne ( $\Delta t_s$ ) et deux phases finales en simple et double appui ( $\Delta t_{2sa}$ ,  $\Delta t_{2da}$ ).

### **Objectifs de l'étude**

Nous avons analysé l'évolution de deux centres de gravité particuliers à travers une analyse cinématique des quatre dernières phases clés, décrites ci-dessus :

- le centre de gravité du système lanceur-disque,
- le centre de gravité du disque lui-même,

dans le but de déterminer si ces indices biomécaniques pouvaient être caractéristiques de l'expertise.

### **Matériel et méthode**

Quatre athlètes dont un lanceur expert, (SE) et trois jeunes lanceurs de haut-niveau, (SJ) ont participé à cette étude préliminaire (poids :  $103.5 \pm 6.4$  kg, taille :  $1.9 \pm 0.2$  m, meilleure performance :  $52.4 \pm 0.8$  m). Trois caméras vidéo numériques placées à  $120^\circ$  autour de l'aire de lancer sont utilisées pour permettre une reconstruction en trois dimensions d'après une méthode de DLT. Cette reconstruction permet d'appréhender l'ensemble du mouvement qui se compose d'une rotation et d'une translation simultanées. Chaque athlète a effectué un minimum de trois essais exploitables.

Le lanceur de disque a été modélisé comme un ensemble constitué de 14 segments solides, Zatsiorsky et al. (1983).

### **Résultats et discussion**

La valeur de la norme de la vitesse du disque au début de la phase aérienne ( $t_s$ ) et à la fin de cette même phase ( $t_{2sa}$ ) présente une corrélation positive avec la valeur de la norme de la vitesse du système aux mêmes instants (respectivement :  $r = 0.61$ ,  $p < 0.05$  et  $r = 0.80$ ,  $p < 0.01$ ).

La durée totale du mouvement ( $t_e$ ) présente des corrélations négatives avec la norme de la vitesse du disque à l'instant du lâcher ( $r = -0.62$ ,  $p < 0.05$ ) et avec le calcul de la distance horizontale effectuée par le disque après lâcher ( $r = -0.61$ ,  $p < 0.05$ ). Cette durée est plus courte pour le lanceur expert.

La durée relative (en pourcentage de  $t_e$ ) de la première phase de simple appui présente une corrélation négative avec la norme de la vitesse du disque au moment du lâcher ( $r = -0.61$ ,  $p < 0.05$ ).

Il en est de même pour la seconde phase de simple appui, sa durée relative présente une corrélation négative avec la norme de la vitesse du disque à  $t_e$  ( $r = -0.71$ ,  $p < 0.01$ ).

Pour l'expert, les phases présentent des durées différentes de celles des « jeunes » : les deux phases de simple appui (en pourcentage) sont relativement plus courtes ; bien que, sur l'ensemble du mouvement, la durée de la phase aérienne soit une phase de courte durée, elle présente une durée « relativement plus longue » ; enfin, la dernière phase avant l'éjection du disque, qui est la seconde phase de double appui, présente également une durée relativement longue. Schluder et Nixdorf (1984) trouvaient que cette dernière phase est à l'origine de 62% de la vitesse finale.

D'après les résultats temporels, deux instants semblent remarquables dans l'interaction existant entre le système (lanceur-disque) et le disque lui-même :  $t_{2sa}$  et  $t_{2da}$ . Il est donc intéressant de regarder, sujet par sujet, l'évolution des deux vitesses entre ces deux instants. Nous prenons comme indice le calcul de la différence de vitesses ( $\Delta V_d$  et  $\Delta V_s$ ) à chacun de ces deux instants (figure 1). Ce critère rend compte d'une évolution en opposition de phase pour le lanceur expert qui ne se retrouve pas chez deux jeunes, et d'une

manière moins marquée pour le troisième. Ceci nous laisse penser que c'est au cours de cette phase que pourrait débuter le transfert de quantité de mouvement entre le lanceur et le disque.

Globalement, la différence de ces deux différences ( $\Delta V$ ), devrait être d'autant plus élevée que le transfert est important : vitesse de disque qui augmente pendant que la vitesse du système diminue.

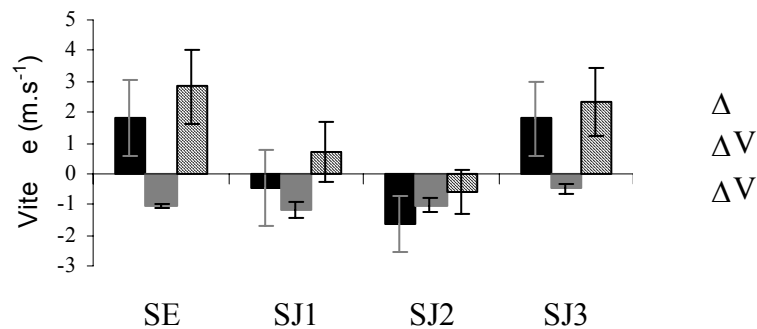


Figure 1 : Différences de vitesses au cours de la seconde phase de simple appui ( $t_{2da}$ ), entre les deux instants bornant cette phase :  $t_{2sa}$  et  $t_{2da}$ .  $\Delta V_d$  : différence de la vitesse du disque,  $\Delta V_s$  : différence de la vitesse du système lanceur-disque,  $\Delta V$  différence des deux différences précédentes, SE : sujet expert,  $SJ_{1-4}$  : sujets jeunes.

### Conclusion

Des résultats de la présente étude, il semblerait que :

- la qualité du transfert des quantités de mouvement dans les phases précédant le lâcher pourrait être une expression du niveau d'expertise de l'athlète,
- la coordination qui semble s'exprimer au travers de ces indicateurs globaux au cours de la dernière phase de simple appui, pourrait être plus discriminative du niveau d'expertise que l'étude de la seule phase de double appui finale,
- l'athlète de haut niveau présente des temps de mouvement (en valeurs absolue et relative).différents des autres lanceurs.

Ces résultats pourraient être révélateurs de la mise en œuvre chez les experts de synergies motrices différentes qui permettraient une coordination du geste plus fluide (plus efficace).

### Références

- Bartlett, R.M. (1992). The biomechanics of the discus throw. *Journal of Sports Sciences*, 10, 467-510.
- Lindsay, M. (1991). Biomechanical analysis of the discus. In R.M. Bartlett (Ed.), *Report on the 1990 Championship in Athletics, vol. 1: The throws*, (pp.47-53). Alsager: Crewe and Alsager College of Higher Education.
- Schlüter, W., & Nixdorf, E. (1984). Kinematische Beschreibung und Analyse der Diskuswurftechnik. *Leistungssport*, 6, 17-22.
- Stepanek, J., & Susanka, P. (1986). Discus throw: Results of a biomechanic study. *New Studies in Athletics*, 1, 25-36.
- Zatsiorsky, V., & Sekuyanov, V. (1983). Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations. (pp 233-239). *Biomechanics IX-B: Human Kinetics*.

## Fréquence de pédalage et performance chez des sprinters de haut niveau en cyclisme sur piste : Influence de la fréquence de pédalage sur la puissance moyenne et l'évolution de la puissance au cours de sprints de 11 secondes réalisés sur cyclo-ergomètre

Sylvain Dorel<sup>1,2</sup>, M. Bourdin<sup>1</sup>, D. Rouffet<sup>2</sup>, O. Rambaud<sup>1,2</sup>, J-R. Lacour<sup>1</sup> & C.A. Hautier<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Physiologie de l'Exercice, GIP-E2S, Faculté de Médecine Lyon Sud

<sup>2</sup>Laboratoire de Physiologie, GIP-E2S, Université de Saint-Etienne

<sup>3</sup>Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (CRIS), Université Claude Bernard-Lyon 1

Au cours d'une épreuve comme le 200 m lancé, les résultats de l'étude précédente énoncent l'hypothèse selon laquelle sur le terrain, l'utilisation d'un braquet permettant des fréquences de pédalage plus faibles que celles habituellement employées et donc plus proches de la fréquence optimale ( $V_{opt}$ : fréquence correspondant à l'atteinte de  $P_{max}$ ) permettrait une amélioration de la performance. Des études ont déjà mis en évidence que la production de travail lors d'un exercice bref et intense sur bicyclette est d'autant plus grande que le sujet est placé dans des conditions proches de  $V_{opt}$ . Pourtant toutes ces études se sont intéressées uniquement à des fréquences de pédalage égales ou inférieures à  $V_{opt}$ . De plus leurs conclusions restent difficilement transposables au 200 m lancé puisqu'elles concernent soit des exercices brefs et intenses sans fatigue d'une durée inférieure ou égale à 5 sec. (Dorel et al., 2003), soit des exercices beaucoup plus longs de 30 sec. où la fatigue métabolique joue un rôle important (McCartney et al., 1983). L'objectif de cette étude est donc de confirmer l'hypothèse selon laquelle, au cours d'un exercice maximal sur bicyclette ergométrique d'une durée similaire au 200 m (i.e. 11 sec.), la puissance moyenne produite par les coureurs est supérieure lorsque l'exercice est réalisé à des fréquences de pédalage plus proches de  $V_{opt}$ . Le but de l'expérimentation est de décrire l'influence de fréquences de pédalage équivalentes à la fréquence de compétition ( $\sim 120\%$  de  $V_{opt}$ ), égales à  $V_{opt}$  mais aussi inférieures (80 à 90 % de  $V_{opt}$ ), à la fois sur la puissance moyenne et sur la l'évolution de celle-ci au cours du temps.

### Méthode et protocole

Au cours d'une première session, 10 cyclistes hommes appartenant au Pôle France de Cyclisme sur Piste ( $21,7 \pm 4$  ans ;  $179,4 \pm 4,3$  cm ;  $82,8 \pm 3,3$  kg ;  $P_{max}$ :  $1634 \pm 162$  W ;  $V_{opt}$ :  $128 \pm 3$  rév.min<sup>-1</sup>) ont effectué un test force-vitesse sur bicyclette ergométrique à courroie de friction afin de tracer les relations force-vitesse et puissance-vitesse et déterminer  $P_{max}$  et  $V_{opt}$ . Lors d'une deuxième séance, les sujets ont réalisé une série de 3 sprints de 11 sec. sur bicyclette ergométrique entrecoupés de récupérations passives de 25 min. N'étant pas dans des conditions isocinétiques, c'est la force de friction appliquée qui influence directement la fréquence de pédalage atteinte pendant les sprints. Ceux-ci ont donc été réalisés contre des charges de friction différentes permettant d'atteindre 3 niveaux de fréquences de pédalage: 80 à 95 %, 95 à 110 % et 110 à 130% de  $V_{opt}$ . Ces charges ont été déterminées à partir des relations force-vitesse de chacun. La roue de la bicyclette ayant été préalablement lancée par le sujet à la vitesse demandée, la charge était appliquée seulement 10 sec. après, au moment où celui-ci débutait son sprint, ceci afin de supprimer la phase d'accélération (Dorel et al., 2003). La puissance moyennée par tour de pédale a été calculée selon la méthode de Lakomy (1986) à partir des données de la jauge de contrainte et du codeur numérique à incrément. Le tracé de l'évolution de la puissance en fonction du temps nous a permis de calculer pour chaque sprint: la puissance moyenne ( $P_{moy}$  en W et en % de  $P_{max}$ ), la puissance maximale atteinte dans la 1<sup>ère</sup> sec ( $P_{pic}$  en W et % de  $P_{max}$ ), la décroissance de puissance entre la 1<sup>ère</sup> et la 11<sup>e</sup> sec. (en % de diminution). Enfin, des micro-prélèvements au niveau de l'index ont été réalisés avant et 3 min après chaque sprint afin de calculer l'accumulation de lactate sanguin pendant l'effort ( $\Delta[La]_s$ , en mmol.l<sup>-1</sup>).

### Résultats

La puissance moyenne produite pendant les 11 sec. d'effort est directement influencée par la fréquence de pédalage moyenne maintenue (Figure 1). La figure 1 représentant les valeurs individuelles montre que  $P_{moy}$  ne semble pas varier entre 80 et 100% de  $V_{opt}$  mais chute de façon importante au-dessus de celle-ci et d'autant plus qu'on s'en éloigne (i.e. de 100 à 130 %). L'analyse des valeurs moyennes au cours des 3 sprints montre que  $P_{moy}$  est égale à 86,4 et 85,5 % de  $P_{max}$  à 86 et 101,8 % de  $V_{opt}$  respectivement (NS) et chute à 75,1 % à 122,5 % de  $V_{opt}$  ( $P < 0,001$ ). Sur la figure 2 montrant une courbe typique de l'évolution de la puissance en fonction du temps aux 3 fréquences de pédalages, on remarque que la puissance chute dès la 3<sup>e</sup> seconde d'exercice dans les 3 situations.  $P_{pic}$ , comme  $P_{moy}$ , ne varie pas significativement pour des fréquences inférieures et égales à  $V_{opt}$  (97,6 et 98 % de  $P_{max}$  respectivement) et diminue pour des fréquences supérieures (89,6 % de  $P_{max}$ ,  $P < 0,001$ ). La décroissance de puissance est significativement plus impor-

tante pour les fréquences supérieures à  $V_{opt}$  (-28,5 %) que pour les fréquences égales ou inférieures à celle-ci (-24,3 et -21,9 %).  $\Delta[La]_s$  est significativement moins important pour les fréquences de pédalages inférieures à  $V_{opt}$  (4,78 mmol.l<sup>-1</sup>) que pour les fréquences égales ou supérieures à celle-ci (6,29 et 7,2 mmol.l<sup>-1</sup> respectivement).

### Discussion et conclusion

Le premier résultat montre que  $P_{moy}$  est supérieure pour des fréquences de pédalage proches voir même

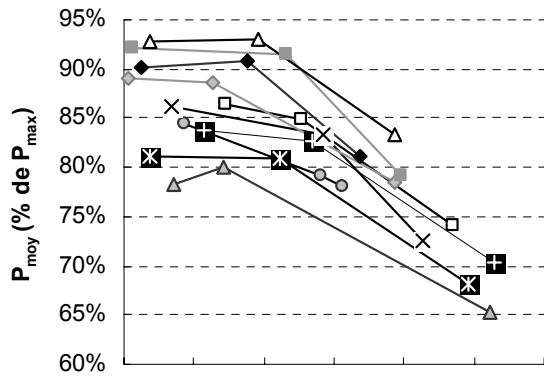


Figure 1: Influence de la fréquence de pédalage maintenue ( $V_{moy}$  en % de  $V_{opt}$ ) et de la fréquence de pédalage ( $V_moy$  en % de  $V_{opt}$ ) de 11 sec sur la puissance moyenne produite ( $P_{moy}$  en % de  $P_{max}$ ). Un même symbole est utilisé pour les 3 sprints d'un même sujet.

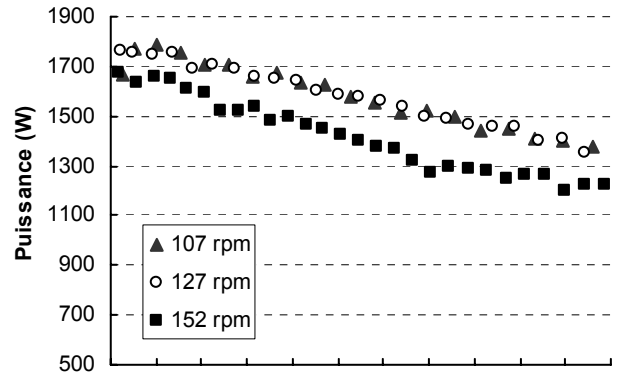


Figure 2: Courbes d'évolution de la puissance moyenne par tour de pédale en fonction du temps au cours de 3 sprints de 11 sec réalisés à 3 fréquences de pédalages différentes pour un sujet ayant une  $V_{opt}$  de 128 rév.min<sup>-1</sup>.

légèrement inférieures à  $V_{opt}$  par rapport à des fréquences plus élevées équivalentes aux fréquences utilisées sur la piste. Ce résultat trouve sa justification à la fois par la relation puissance-vitesse mais aussi par les hypothèses citées dans l'étude précédente à propos de l'influence de la fréquence de pédalage sur le rendement et le travail interne. De plus le fait que  $P_{pic}$ , quelle que soit la fréquence de pédalage, soit produite dans les 2 premières secondes puis chute de manière linéaire dès la 3<sup>e</sup> n'est pas forcément en accord avec les résultats obtenus par Dorel et al. (2003). Ceci peut être principalement expliquée par la différence entre les populations concernées : sprinters v.s. endurants. Ensuite, ce type d'évolution de la puissance et le fait que sa décroissance soit augmentée avec la fréquence de pédalage va dans le sens d'études réalisées sur bicyclette isocinétique (McCartney et al., 1983). Au regard de ces résultats, on peut émettre l'hypothèse que la fréquence de pédalage joue un rôle spécifique sur les processus de fatigue liée à cette décroissance et sur l'accumulation de lactate sanguin, indépendamment de la puissance produite. Le fait que  $P_{pic}$  soit aussi importante aux fréquences voisines de 80 % de  $V_{opt}$  qu'à 100 % de  $V_{opt}$  reste surprenant et pose peut-être quelques interrogations quant à la précision de la relation puissance-vitesse dans une échelle de fréquence de pédalage. En conclusion, ces résultats tendent à confirmer l'hypothèse énoncée dans l'étude précédente selon laquelle il faudrait tester des braquets supérieurs lors du 200 m lancé en compétition en vue de diminuer la fréquence de pédalage, d'augmenter la puissance et donc d'améliorer la performance.

### Références

Dorel, S., Bourdin, M., Van Praagh, E., Lacour, J-R., & Hautier, C.A. (2003). Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 89, 157-165.

Lakomy, H.K.A. (1986). Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics*, 29, 509-517.

McCartney, N., Heigenhauser, G.J.F., & Jones, N.L. (1983). Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *Journal of Applied Physiology*, 55(1), 218-224.

## Mise au point et évaluation d'une technique indirecte de mesure des impulsions

Carole Durocher, Franck Multon & Paul Delamarche

Laboratoire de physiologie et biomécanique de l'exercice musculaire. UFR-APS, CS 24414, Rennes  
GIS "Sciences du Mouvement"

Dans toutes les disciplines sportives, l'impulsion est un paramètre déterminant de la performance. D'un point de vue mécanique, l'impulsion est la mesure de la force de réaction au sol, au cours du temps, lors de la phase précédant la phase aérienne. Cette mesure est accessible depuis de nombreuses années par l'intermédiaire d'une plate-forme de forces. Cette technique n'est pas facilement applicable à certaines disciplines sportives, comme la gymnastique, qui s'effectuent sur des supports particuliers. Par ailleurs, il est possible de mesurer indirectement les forces de réaction du sol par l'analyse cinématique. Cependant, nous pouvons nous interroger sur la précision de ces méthodes indirectes. En effet, ces méthodes se basent sur des données issues de tables anthropométriques et de dérivations qui, chacune, apportent des imprécisions supplémentaires. L'objectif de notre étude est de confronter les impulsions mesurées indirectement par un système d'acquisition de mouvements à des données issues de plate-forme de forces. Les comparaisons s'effectuent à chaque niveau d'intégration pour estimer l'imprécision apportée par chaque traitement.

### Méthode

Dans un premier temps, nous avons choisi d'étudier un « counter movement jump » en couplant les deux systèmes de mesure. Un sujet (85 Kg, 1,97m), joueur professionnel de volley-ball au poste central, a participé à cette étude préliminaire. La plate-forme utilisée pour cette expérimentation est une AMTI échantillonnée à 100 Hz. Le système d'acquisition, qui a permis la mesure cinématique, est le système Vicon (Oxford Metrics), comprenant 7 caméras infrarouges synchronisées. Ce système Vicon permet l'enregistrement en trois dimensions à 60Hz de marqueurs externes. Les sept caméras sont placées en arc de cercle, de manière à limiter les occultations (perte de marqueurs sur quelques images). En vue de limiter ce phénomène, un premier traitement est effectué sur les données pour interpoler les positions des marqueurs manquants en fonction des longueurs et des angles segmentaires (Ménardais et coll. 2001). Les marqueurs sont placés à des repères anatomiques afin de permettre la modélisation du corps en solides rigides articulés. Cette modélisation du corps s'effectue en 14 segments rigides et permet l'utilisation des tables anthropométriques.

Dans un premier temps, nous effectuons le calcul du centre de masse pour les valeurs issues des deux types d'enregistrement. Le calcul par la plate-forme est effectué en utilisant le principe fondamental de la dynamique, puis par une double intégration de ses données. On suppose alors que les constantes d'intégration sont nulles (vitesse nulle et centre du repère placé sur le centre de masse à la première mesure). Parallèlement, le calcul du centre de masse est obtenu à partir des coordonnées des marqueurs externes et des tables anthropométriques. L'évolution des coordonnées du centre de masse est ainsi obtenue pour chacun des deux enregistrements. Les données sont filtrées par un filtre de Butterworth du second ordre avec une fréquence de coupure de 8Hz (obtenue en étudiant le spectre des signaux). Afin de comparer au mieux les valeurs obtenues par les deux méthodes, nous effectuons ensuite un ré-échantillonnage à 600Hz des signaux par des splines cubiques. En vue de synchroniser les deux signaux, nous repérons dans les deux enregistrements l'événement commun qui consiste au pic d'accélération correspondant au début de la phase d'extension.

### Résultats

Les trajectoires du centre de masse suivant l'axe vertical ainsi obtenues sont représentées sur la figure 1. Nous constatons que les valeurs issues de la plate-forme de forces, qui, pour nous, sont les valeurs de référence (étalon), sont légèrement supérieures aux valeurs obtenues par la méthode indirecte. Des résultats équivalents sont observables pour les autres axes.

Le signal issu de l'analyse cinématique est ensuite dérivé de manière à obtenir la vitesse du centre de gravité, puis dérivé une seconde fois pour retrouver l'accélération du centre de gravité. La dérivation choisie est une différence finie sur deux voisins. Les valeurs provenant de la plate-forme ont fait l'objet de l'utilisation de la deuxième loi de Newton pour obtenir les accélérations du centre de gravité et d'une intégration par trapèzes (intégrateur d'Euler) pour obtenir les vitesses.

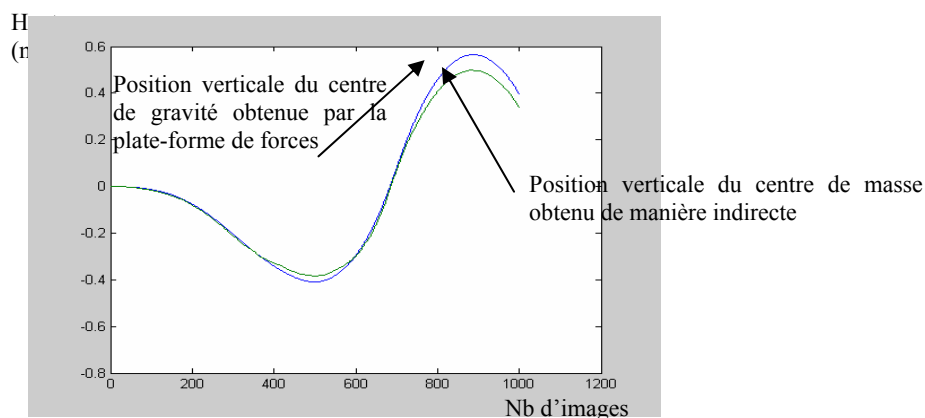


Figure 3 : Evolution de la position verticale du centre de gravité obtenue par une plate-forme de forces et un système d'acquisition de mouvements lors d'un « counter movement jump ».

Le tableau 1 présente les coefficients de corrélation et la déviation standard à chacun des niveaux de comparaison entre l'analyse directe et indirecte. Nous constatons que les coefficients de corrélations sont très faibles pour les axes x et y et diminuent avec les dérivations successives. Ceci s'explique par le faible déplacement du centre de gravité selon ces axes. Toute différence, même minime suivant ces axes paraît donc importante, relativement aux valeurs elles-mêmes.

	Coefficients de corrélations et standard déviation sur	Coefficients de corrélations et standard déviation sur	Coefficients de corrélations et standard déviation sur
	l'axe x	l'axe y	l'axe z
Trajectoire du centre de gravité	0.96 (0.03)	0.97 (0.04)	0.98 (0.30)
Vitesse du centre de gravité	0.29 (0.10)	0.57 (0.05)	0.99 (1.39)
Accélération du centre de gravité	0.06 (2.82)	0.24 (1.29)	0.93 (7.8)

Tableau 1: Coefficients de corrélation et déviation standard obtenus pour la position, la vitesse et l'accélération du centre de masse, pour X, Y et Z.

### Discussion

Comme le montre déjà la littérature, plus une donnée est dérivée, plus elle est imprécise. Ainsi, mettre en correspondance les données de plates-formes de forces et celles de systèmes d'acquisition est plus facile lorsqu'il s'agit des positions plutôt que des vitesses ou des accélérations.

L'erreur de calcul principale dans l'évaluation de la trajectoire du centre de gravité repose sur l'utilisation de marqueurs externes car ils ne permettent pas la localisation exacte des centres articulaires. De plus, les tables anthropométriques reposent sur des moyennes, ce qui induit un biais. Cependant, dans les activités qui ne permettent pas l'utilisation de plate-forme de forces, c'est le seul outil à notre disposition. Plusieurs auteurs ont proposé de calibrer les paramètres des tables anthropométriques en considérant le mouvement parabolique du centre de masse en vol. Cela revient à optimiser un jeu de contraintes pour personnaliser ces paramètres anthropométriques. Comme les mouvements aériens succèdent aux impulsions, cette approche serait envisageable.

Certaines activités ne permettent pas d'utiliser une plate-forme de forces et doivent donc se baser uniquement sur la position du centre de masse. Le calcul des dérivées successives est un passage obligé pour remonter aux forces, même si ces calculs apportent des grandes imprécisions. Il reste donc à évaluer différentes méthodes pour améliorer ces calculs : utilisation des quintic-splines, filtrage des données, personnalisation des données anthropométriques...

### Références

- Hajki, L.N., (2002). Contribution de la mécanique des systèmes polyarticulés à l'analyse d'un test de détente verticale. *DEA Physiologie et biomécanique de la performance motrice. Université de Poitiers.*
- Ménardais, S., Multon, F., & Arnaldi, B. (2001). Amélioration des trajectoires acquises par des systèmes optiques pour l'animation de personnages synthétiques, *Revue de CFAO* (pp 99-113).

## Influence du club sur les paramètres cinématiques d'un swing de golf : l'exemple du driver, du fer 5 et du pitching-wedge

Claire Egret<sup>1</sup>, Franck Dujardin<sup>2</sup>, Jacques Weber<sup>2</sup> & Didier Chollet<sup>1</sup>

<sup>1</sup>CETAPS : Centre d'Etude des Transformations des Activités Physiques et Sportives UPRES JE2318,  
Faculté des Sciences du Sport, Université de Rouen

<sup>2</sup>GRHAL : Groupe de Recherche sur le Handicap et l'Appareil Locomoteur, Centre Hospitalier  
Universitaire de Rouen

De nombreux golfeurs professionnels défendent l'idée que quel que soit le club utilisé (bois ou fer), le mouvement de swing est le même et propre à chaque joueur (Budney et Bellow, 1982). Cependant, le fait que des golfeurs experts parviennent à envoyer la balle à différentes distances grâce à divers clubs sans avoir l'impression de modifier leur mouvement de swing présente un problème spécifique de contrôle moteur. Plusieurs études ont analysé comparativement le mouvement de swing réalisé avec différents clubs. Les travaux de Budney et Bellow (1982) ont montré que l'inclinaison du plan de swing était différent selon les clubs étudiés et que la durée du *backswing* augmentait avec la longueur du club. Nagao et Sawada (1973) ont montré par ailleurs que la vitesse des bras est supérieure pour des mouvements enregistrés avec un driver et diminue presque proportionnellement avec la longueur du club. Cependant, d'autres études présentent des résultats en opposition avec ces conclusions. Par exemple, Yu-Ching et al. (2001) ont obtenu des corrélations non significatives entre les vitesses et les caractéristiques matérielles des différents clubs étudiés. Les résultats contradictoires de ces recherches scientifiques viennent donc s'ajouter aux conceptions empiriques paradoxales des joueurs professionnels et ne permettent donc pas d'envisager une conclusion unanime. Par conséquent, l'étude s'attachera à comparer les paramètres cinématiques obtenus à l'aide d'un système d'analyse tridimensionnelle de mouvements réalisés avec trois clubs d'étude : le driver ou bois n°1, le plus long, permettant d'envoyer la balle à plus de 200m, le pitching-wedge qui est utilisé pour atteindre des distances d'environ 100m et enfin le fer 5 envisagé pour des distances intermédiaires.

### Matériel et Méthode

Sept golfeurs masculins droitiers de handicap inférieur à 4 ont accepté de participer à l'étude. Le système stéréophotogrammétrique d'analyse du mouvement VICON<sup>®</sup> (Oxford's Metrics<sup>®</sup>, Oxford, UK) asservi à un éclairage stroboscopique infrarouge de fréquence 50Hz, a été utilisé pour obtenir les trajectoires de 18 mires apposées sur des repères osseux facilement identifiables. Un indicateur de mesure de vitesse Swing Mate Detector<sup>®</sup> (Bell-Tronics<sup>®</sup>, Georgia, USA) a également permis de mesurer la vitesse de déplacement de la tête du club avant l'impact. La balle était stoppée par un filet de 2,80m de haut disposé 1,50m à gauche de chaque golfeur. Six swings effectués avec chaque club ont ensuite été enregistrés par golfeur. Un contre-balancement des conditions expérimentales (driver / fer 5 / pitching-wedge) a été réalisé. Pour comparer les données obtenues à l'aide des trois clubs d'étude, un test de Kruskal-Wallis a été utilisé. Un second test de rang de Wilcoxon était ensuite réalisé afin de comparer un club à un autre. Le seuil de significativité retenu était de 5%.

### Résultats

La figure 1 présente les angles moyens de rotation des épaules obtenus avec les trois clubs d'étude à l'adresse, position initiale, en haut du *backswing* et à l'impact. Il a été noté des différences significatives entre le driver et les deux autres clubs quel que soit le moment du swing.

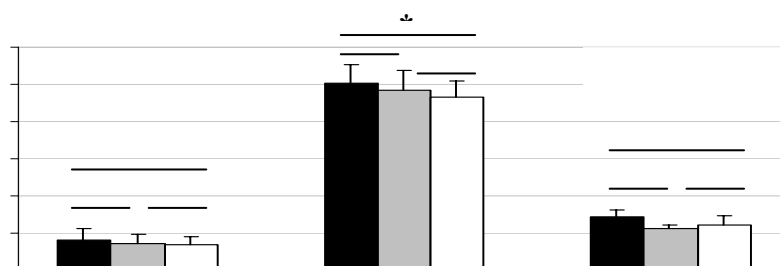


Figure 1 : Angles de rotation des épaules enregistrés avec les trois clubs (\* $p < 0.05$ ) ( $0^\circ$  = plan frontal)

Il a également été noté des différences significatives entre les clubs au niveau des vitesses de déplacement de la tête du club. La vitesse moyenne enregistrée avec un driver est 1,10 fois supérieure à celle du fer 5 ( $161,5 \pm 9,5 \text{ km.h}^{-1}$  vs  $146,7 \pm 7,1 \text{ km.h}^{-1}$ ) et la vitesse du fer 5 est de 1,10 fois supérieure à celle du pitching-wedge ( $146,7 \pm 7,1 \text{ km.h}^{-1}$  vs  $133,1 \pm 5,5 \text{ km.h}^{-1}$ ).

Il n'a été noté aucune différence significative au niveau de la durée des swings avec les différents clubs ainsi que la répartition du *backswing* (armée du club) et du *downswing* (descente du club jusqu'à l'impact) avec les 3 clubs d'étude. La durée moyenne totale des swings (*backswing* + *downswing*) est de 1,08 ± 0,04s pour le driver, 1,09 ± 0,05s pour le fer 5 et 1,09 ± 0,04s pour le pitching-wedge. Le *backswing* représente 75,9% ; 75,1% et 74,8% du mouvement du swing, respectivement pour le driver, le fer 5 et le pitching-wedge.

### Discussion

Selon Leadbetter (1990), la tête des clubs lors d'un mouvement de swing effectue une rotation autour de deux axes, l'épaule droite lors du *backswing* et l'épaule gauche lors du *downswing* (pour des golfeurs droitiers). L'enregistrement de l'évolution de l'angle de rotation des épaules s'est donc avéré indispensable. L'analyse statistique des valeurs obtenues avec les trois clubs laisse apparaître la distinction du driver des deux autres clubs d'étude. En effet, le driver, utilisé pour les longs coups, est statistiquement différent du fer 5 et du pitching-wedge avec une amplitude de rotation des épaules en haut du *backswing* largement supérieure caractéristique d'un *overswing*. La vitesse de la tête de club à l'impact dépendant en outre du chemin d'accélération de celle-ci, il est possible que l'utilisation d'un radar, motivant l'enregistrement de vitesses maximales de la tête du club avant l'impact, est engendrée cet *overswing*. Ce constat pourrait alors expliquer les différences obtenues au niveau des vitesses. En effet, les résultats montrent que cette vitesse augmente avec la longueur du club. Plusieurs auteurs ont présenté des valeurs de vitesses obtenues avec différents clubs d'étude (Budney et Bellow, 1982 ; Nagao et Sawada, 1973 ; Yu-Ching et al., 2001). Par exemple, selon Nagao et Sawada (1973), la vitesse du club lors de l'impact avec la balle est en moyenne 1,34 fois supérieure pour le driver comparé au fer 9. Budney et Bellow (1982) spécifient que la vitesse avoisine les  $52,6 \text{ m.s}^{-1}$  avec un driver ;  $42,9 \text{ m.s}^{-1}$  avec un fer 6 et  $28,6 \text{ m.s}^{-1}$  avec un pitching-wedge. La conclusion de tous les auteurs cités ci-dessus est que les vitesses varient en fonction du club. Le dernier résultat de cette étude concerne la durée du mouvement (*backswing* + *downswing*) et la répartition des phases du *backswing* et du *downswing* obtenues avec les trois clubs d'étude. Ces deux paramètres ne semblent pas être affectés par l'utilisation de différents clubs. La durée du *backswing* (approximativement de 75% du swing total pour les trois clubs) est en accord avec les résultats de Burden et al. (1998) ou de Nagao et Sawada (1973) mais en désaccord avec ceux de Budney et Bellow (1982) qui obtiennent que la durée du *backswing* augmente avec la longueur du club. Cependant, au regard de la durée identique du *backswing* entre les trois clubs et de l'amplitude de rotation des épaules en haut du *backswing* supérieure pour le driver, les golfeurs réalisent donc une montée du driver plus rapide que celles des deux autres clubs. Certains paramètres ont donc été modifiés selon le club utilisé. Néanmoins, cette étude a été réalisée auprès d'une population de golfeurs experts (handicap inférieur à 4). Or, les travaux de Yu-Ching et al. (2001) réalisés avec des joueurs amateurs ont obtenu des résultats non significatifs entre les vitesses de déplacement de la tête du club et les clubs d'étude. Il semble donc envisageable qu'un des déterminants de l'expertise réside dans une adaptation éventuelle du mouvement de swing en fonction du club utilisé.

### Références

- Budney, D.R., & Bellow, D.G. (1982). On the swing mechanics of a matched set of golf clubs. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 53, 185-192.
- Burden, A.M., Grimshaw, P.N., Wallace, E.S. (1998). Hip and shoulder rotations during the golf swing of sub-10 handicap players. *Journal of Sports Sciences*, 16, 165-176.
- Leadbetter, D. (1990). *The golf swing*. London: Collins & Willow.
- Nagao, N., & Sawada, Y. (1973). A kinematic analysis in golf swing concerning driver shot and n°9 iron shot. *Journal of Sports Medicine*, 13, 4-16.
- Yu-Ching, L., Der-Chia, L., & Tzyy-Yuang, S. (2001). The effects of golf shaft and clubhead on the velocity of clubhead and ball. In *XIX International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 367-370). San Francisco.

## Influence des contraintes mécaniques des membres supérieurs sur le couplage moyen locomotion-ventilation en ski à roulettes

Nicolas Fabre<sup>1</sup>, Stéphane Perrey<sup>2</sup> & Jean-Denis Rouillon<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire des Sciences du Sport, Besançon

<sup>2</sup>EA Efficience & Déficience Motrice, Montpellier

Lorsque la motricité possède un caractère cyclique, cette dernière est susceptible de présenter des interactions avec la régulation de la ventilation. La motricité à ski de fond se caractérise par différentes techniques de propulsion impliquant des synchronisations entre membres inférieurs et membres supérieurs à des degrés différents d'un point de vue biomécanique (Millet, Hoffman, Candau & Clifford, 1998). De fait, la proximité des muscles respiratoires et des muscles locomoteurs voire le double rôle de certains muscles peut avoir des influences non négligeables sur la synchronisation du rythme respiratoire avec celui de la locomotion lors du déplacement en ski de fond. Au même titre que les quadrupèdes, l'homme peut être contraint mécaniquement à la synchronisation entre les rythmes locomoteur et respiratoire (hypothèse de "piston anatomique" formulée par Bramble & Carrier, 1983). Alors que de nombreuses études ont rapporté des interactions très marquées entre fréquence locomotrice et fréquence respiratoire pour des exercices musculaires mettant en jeu les membres inférieurs (Bechbache & Duffin, 1977 ; Garlando, Kohl, Koller & Pietsch, 1985), une seule, à notre connaissance, a étudié ce type de synchronisation en ski de fond mais en simulant cette dernière en laboratoire avec l'aide d'ergomètres (Faria, 1994). Par conséquent, l'objectif de cette étude était de quantifier sur le terrain l'influence de la technique de patinage en ski à roulettes et de la résistance au roulement de ces derniers sur le couplage moyen locomotion-ventilation (CLV).

Quatre skieurs de fond expérimentés ont effectué plusieurs tours d'une boucle de pente nulle d'environ 200 m en utilisant des skis à roulettes avec une résistance au roulement élevée (HI) et faible (LO), où la fréquence du cycle locomoteur était librement choisie (*spontané*) ou imposée (*imposé*) à 40 cycles / min pour une même vitesse de déplacement. Pour une condition donnée, trois techniques de patinage différentes en termes d'utilisation des membres supérieurs à la propulsion ont été étudiées : le pas de deux de base (V1), le pas de deux à vitesse élevée (V2A) et le patinage sans bâton (WP). Les enregistrements vidéo et les vitesses de passage ont été mesurés sur les 30 derniers mètres de la boucle après 3 minutes de ski à roulettes pour toutes les conditions proposées. Les variables ventilatoires et les échanges gazeux étaient enregistrés en continu à l'aide d'un système portable télémétrique (Cosmed K4b<sup>2</sup>).

Les principaux résultats obtenus sont les suivants: (i) CLV évoluait significativement vers un rapport de type 1:1 avec l'augmentation de la demande métabolique, cardiaque et ventilatoire ( $P < 0,05$ ), et avec la technique V2A (**Figure 1**,  $P < 0,05$ ) ; (ii) V2A induisait une fréquence cardiaque significativement supérieure à WP ( $P < 0,05$ ) ; (iii) aucun effet significatif de la résistance au roulement (HI ou LO) et de la fréquence du cycle locomoteur (libre ou imposée) sur le couplage moyen n'a pu être observé ; (iv) l'utilisation de skis HI induisait une fréquence cardiaque et un débit ventilatoire plus élevés comparé aux skis LO ( $P < 0,05$  et  $P < 0,01$ , respectivement).

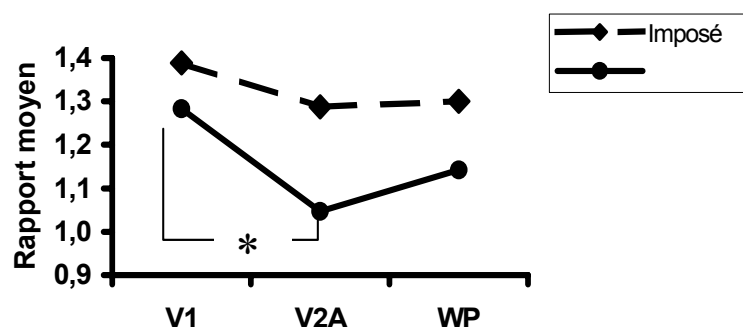


Figure 1 : Effet de la technique de patinage sur le couplage locomotion-ventilation moyen ; \*  $P < 0,05$

L'évolution significative du CLV vers un rapport de type 1:1 avec l'utilisation de la technique V2A peut s'expliquer par les différences cinématiques rencontrées entre les techniques de patinage, notamment un temps d'application des forces plus long pour V2A comparé à V1, d'où une fréquence de cycle moins élevée pour V2A (Millet *et al.*, 1998). Par ailleurs, l'augmentation de l'intensité d'exercice est en accord

avec l'étude de Bechbache & Duffin (1977) au cours de laquelle ces auteurs ont pu observer que, pendant un exercice modéré et en état stable sur tapis roulant, le passage de la marche à la course s'accompagne d'un meilleur CLV (*i.e.*, rapport de type 1:1). Cependant, l'augmentation des contraintes ventilatoire et cardiaque induites par l'utilisation des skis HI n'a pas eu, malgré une tendance, l'effet escompté sur l'évolution du CLV. Le manque de sujets peut expliquer en partie l'absence d'effet significatif de la résistance au roulement sur CLV moyen, malgré une contrainte expérimentale présente. En effet, les résultats des variables cardiorespiratoires de la présente étude tendent à montrer et à confirmer que l'effort était plus intense dû à des résistances plus grandes pour une même vitesse.

Ces différentes situations expérimentales ont permis d'établir pour la première fois l'existence d'un couplage moyen de type mono-fréquentiel (*i.e.*, rapport de type 1:1) entre la fréquence ventilatoire et la fréquence de cycle en ski à roulettes. Les résultats obtenus lors de cette étude de terrain ont donc montré des effets significatifs des différentes variables testées et ouvrent ainsi des perspectives intéressantes sur l'étude du couplage locomotion-ventilation en ski de fond *in situ* avec des analyses empruntées aux mathématiques non-linéaires.

### Références

- Bechbache, R.R., & Duffin, J. (1977). The entrainment of breathing frequency by exercise rhythm. *Journal of Physiology (London)*, 272, 553-561.
- Bramble, D.M., & Carrier, D.R. (1983). Running and breathing in mammals. *Science*, 219, 251-256.
- Faria, I.E. (1994). Ventilatory response pattern of Nordic skiers during simulated poling. *Journal of Sports Science*, 12, 255-259.
- Garlando, F., Kohl, J., Koller, A., & Pietsch, P. (1985). Effect of coupling the breathing and cycling rhythms on oxygen uptake during bicycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, 54, 497-501.
- Millet, G., Hoffman, M.D., Candau, R., & Clifford, P. (1998). Poling forces during roller skiing : effects of technique and speed. *Medecine and Science in Sports and Exercise*, 30, 1645-1653.

## L'influence de l'équipement de tir sportif sur l'équilibre postural

Isabelle Farenc, Loetitia Berger & Fabien Brusa

Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives (LMAS), Université de Savoie,  
Domaine Scientifique de Savoie-Technolac, Le Bourget du Lac

Dans les sports tel que le tir sportif, le contrôle de l'équilibre est déterminant dans la réalisation de la performance. En effet, les oscillations posturales même minimales ont des conséquences importantes dans la réussite du tir. Avec équipement ou sans équipement (Aalto et coll., 1990 ; Era et coll., 1996) les tireurs expérimentés ont des amplitudes d'oscillations plus réduites que les personnes non entraînés. Aalto et coll. (1990) observèrent que les tireurs à la carabine vêtus de leurs équipements diminuaient significativement plus leurs vitesses d'oscillation. Ce résultat révèle l'importance de l'équipement dans la diminution des oscillations corporelles en tir sportif. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a été réalisée sur les effets individuels apportés par chaque élément de l'équipement (veste, pantalon, chaussures) sur l'équilibre postural du tireur à la carabine.

Classiquement dans ce type d'étude, la variable analysée pour quantifier le contrôle postural est le centre des pressions, dont la trajectoire est recueillie par le biais d'une plate-forme de force. L'étude de ce seul signal ne rend malheureusement pas compte des deux tâches élémentaires requises pour assurer le maintien de l'équilibre : limiter les variations du couple articulaire des chevilles et restreindre les déplacements du centre de gravité à une zone particulière. Il s'avère par conséquent cohérent de dissocier la trajectoire du centre des pressions en deux composantes élémentaires : les déplacements horizontaux du centre de gravité ( $CG_h$ ) et la différence entre les mouvements du centre des pressions (CP) et ceux de la projection verticale du centre de gravité ( $CP-CG_v$ ) (Rougier & Caron, 2000). Biomécaniquement, les mouvements de  $CG_h$ , définis comme la variable contrôlée, représentent la performance nette et sont exclusivement contrôlés par les déplacements du centre des pressions (Winter et coll., 1998). D'autre part, Brenière et coll. (1996) ont démontré que les amplitudes de  $CP-CG_v$  présentaient une certaine proportionnalité avec les accélérations communiquées au centre de gravité. Winter et coll. (1998) spécifiaient que la raideur musculaire apparaît être proportionnelle à la fréquence naturelle du corps laquelle peut être estimée à partir du spectre fréquentiel de  $CP-CG_v$ . Il importe donc d'avoir recours à une analyse fréquentielle des mouvements de  $CG_h$  et  $CP-CG_v$ .

Le but de ce travail est d'analyser le contrôle postural de tireurs à la carabine revêtus des différents équipements de tir.

### Méthode

*Acquisition des données.* Neuf tireurs à la carabine ont été testés debout avec les bras le long du corps et les pieds écartés de 25 cm pour se rapprocher de la position réelle de tir. Il leur était demandé de limiter au maximum les mouvements du corps. Les tireurs ont réalisé 10 essais de 20 secondes (avec 20 secondes de repos entre chaque essai) dans cinq conditions vestimentaires différentes : veste, pantalon, chaussures, équipement complet (veste, pantalon, chaussures) et sans équipement. Les trajectoires du CP étaient mesurées par l'intermédiaire d'une plate-forme de force et enregistrées sur un micro-ordinateur.

*Calcul de  $CG_h$  et  $CP-CG_v$ .* Une simple méthode, basée sur l'enregistrement de la trajectoire du centre des pressions, est utilisée pour déterminer les mouvements de  $CG_h$  et par conséquent ceux de  $CP-CG_v$ . Le modèle utilisé s'appuie sur un outil mathématique (Brenière, 1996) permettant d'exprimer les rapports d'amplitude entre les mouvements du centre de gravité et du centre des pressions. Ainsi il est possible d'obtenir les spectres fréquentiels du centre des pressions, du  $CG_h$  et par conséquent de  $CP-CG_v$ . Dans le but d'analyser ces spectres, deux paramètres fréquentiels ont été retenus : RMS et Fréquence Médiane (FM). La RMS quantifie les amplitudes indépendamment des fréquences tandis que la FM divise le spectre en deux surfaces égales.

## Résultats

Mouvements de CP-CG<sub>v</sub> : des différences significatives sont constatées uniquement pour le paramètre FM dans la direction médio-latérale ( $F(4, 40)=4,05$  ;  $p=0,007$ ). D'après les résultats présentés dans la figure 1, les FM sont plus élevées lorsque les tireurs portent soit l'équipement complet (E), soit les chaussures (C), soit le pantalon (P) par rapport aux conditions veste (V) et sans équipement (S).

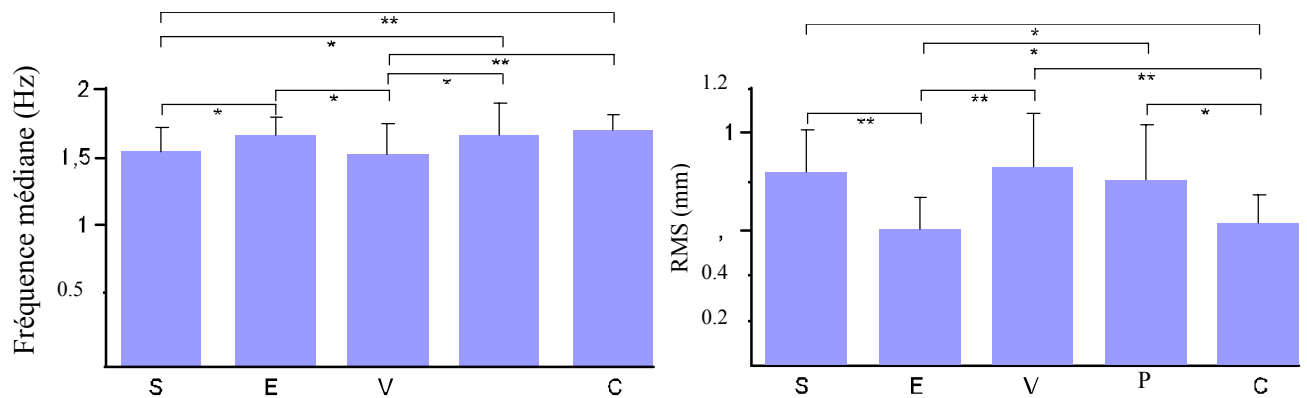


Figure 2 : Histogrammes de RMS de CG<sub>h</sub>.

\* :  $p<0,05$  ; \*\* :  $p<0,01$  ; \*\*\* :  $p<0,001$

:  $p<0,001$

Mouvements de CG<sub>h</sub>. Des différences significatives du paramètre RMS sont observées uniquement dans la direction antéro-postérieure ( $F(4,40)=4,3$  ;  $p=0,005$ ). D'après les résultats présentés dans la figure 2, les tireurs ont les plus petites amplitudes d'oscillations en condition équipement complet (E) et chaussures (C). Aucun effet sur les amplitudes d'oscillations n'est constatée lorsque les tireurs ne portent que la veste (V) ou le pantalon (P) par rapport à la condition sans équipement (S). On note aucun résultat significatif concernant la FM.

## Discussion-conclusion

Ces résultats recourent les conclusions précédentes (Aalto et coll., 1990). Si l'équipement complet réduit significativement les amplitudes d'oscillations du tireur à la carabine (diminution RMS de CG<sub>h</sub>), il apparaît que l'élément clé de l'équipement est le port des chaussures. Ce phénomène peut s'expliquer en partie par la rigidité de l'équipement. En effet, l'augmentation de FM de CP-CG<sub>v</sub> principalement en condition équipement complet, chaussures et pantalon révèle une raideur accrue, d'après Winter et coll. (1998). Si la veste n'apparaît pas être un élément clé de l'équipement de tir dans le contrôle postural, elle est déterminante pour l'immobilisation de l'arme du tireur.

## Références

- Aalto, H., Pyykö, I., Ilmarinen, R., Kähkönen, & E., Starck, J. (1990). Postural stability in shooters. *ORL - Journal of Otol-Rhino-Laryngology*, 52, 232-238.
- Brenière, Y. (1996). Why we walk the way we do. *Journal of Motor Behavior*, 28, 291-298.
- Era, P., Konttinen, N., Mehto, P., Saarela, P., & Lyytinen, H. (1996). Postural stability and skilled performance – a study on top level and naive rifle shooters. *Journal of Biomechanics*, 29(3), 301-306.
- Rougier, P., & Caron, O. (2000). Centre of gravity motions and ankle joint stiffness control in upright undisturbed stance modelled through fractional brownian motion framework. *Journal of Motor Behavior*, 32, 405-413.
- Winter, D.A., Patla, A.E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Periczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.

## Utilisation d'un ergomètre à rouleaux, adaptable au carrossage des fauteuils roulants, en condition de sprints

A. Faupin<sup>1</sup>, P. Campillo<sup>1</sup>, T. Weissland<sup>1,2</sup>, P. Gorce<sup>3</sup> & A. Thevenon<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Etude de la Motricité Humaine, Université de Lille 2, Faculté des sports

<sup>2</sup>Centre de L'ESPOIR, Hellemmes, Lille

<sup>3</sup>Université Toulon et du Var, La Garde

<sup>4</sup>C.H.R.U. de Lille, Unité d'analyse du mouvement, Lille

Récemment, Martin, Tordi, Bougenot et Rouillon (2002) ont réalisé une analyse critique des différents ergomètres pour fauteuils roulants. Deux des principaux problèmes de l'utilisation autant d'un tapis roulant que d'un ergomètre à rouleaux résident d'une part dans le fait de ne pas pouvoir dissocier les mesures de chacune des roues. D'autre part, le couple résiduel (**Cr**), défini comme le couple s'opposant à l'avancement, est augmenté par les frottements générés à l'interface pneumatiques/rouleaux ou tapis. En outre, Faupin, Campillo, Weissland et Micallef (2002) ont montré que lorsque les rouleaux de l'ergomètre ne sont pas adaptés au carrossage, le **Cr** augmente proportionnellement à l'augmentation du carrossage (9°, 12°, 15°) tandis que sur le terrain d'autres auteurs O'Reagan et *al.* (1981) ont mis en évidence que le carrossage avait une influence négligeable sur la résistance au roulement. L'ergomètre utilisé dans cette étude permet la dissociation de la mesure de la vitesse, de la force et de la puissance externe de chacune des roues à l'aide de 2 paires de rouleaux placées sous chaque roue adaptable aux différents carrossages du fauteuil. L'objectif de cette étude est premièrement de vérifier que l'ergomètre permet de garder un faible **Cr** quelque soit le carrossage utilisé. Deuxièmement de mesurer certains paramètres mécaniques et cinématiques du cycle de propulsion chez un sportif paraplégique pratiquant le handibasket lors de sprints maximaux et enfin d'étudier la bilatéralité du cycle de propulsion du sportif et de voir si celle-ci est symétrique.

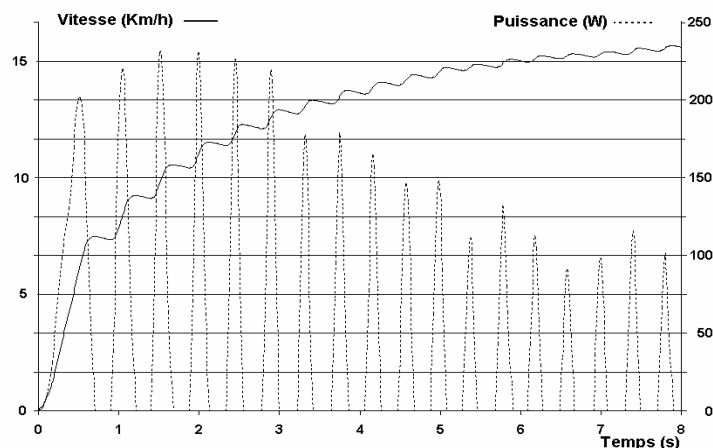
### Méthode et protocole

Cette étude a été réalisée sur 1 sujet paraplégique mâle droitier pratiquant le handibasket (âge 20 ans, masse 36kg, taille 150cm). Un fauteuil roulant de basket-ball a été placé sur un modèle d'ergomètre de type VP100 HANDI (wheelsoft, HEF Tecmachine, France). Cet ergomètre est constitué d'un système de 2 paires de rouleaux indépendantes, entraînées par les roues du fauteuil permettant de recueillir des signaux de vitesse et de force qui sont enregistrés par la suite sur un ordinateur de type PC. Ces deux ensembles de rouleaux peuvent être réglés en fonction du carrossage des roues jusqu'à 15°. Après une période d'adaptation, un test de résistance au roulement a été réalisé afin de mesurer le **Cr**. Puis, le sujet a effectué un sprint le plus rapidement possible pendant 8 secondes sous les encouragements des expérimentateurs. Il a répété l'opération selon les trois inclinaisons différentes (9°, 12°, 15°). Toutes les valeurs ont été mesurées sur les 2 roues du fauteuil. Les 3 premières secondes du sprint qui correspondent au démarrage n'ont pas été analysées. A chaque sprint, ont été relevés : la vitesse moyenne par cycle de bras (**V**), la durée des cycles (**Tc**), la durée de la phase propulsive (**Tp**) ainsi que sa durée relative en pourcentage de temps de cycle total (**Tp/Tc**). Les paramètres temporels (**Tc**, **Tp**) sont déterminés par rapport aux phases d'accélération et de décélération des roues observées sur la courbe instantanée de vitesse. Le couple résiduel individuel (**Cr**) ainsi que la puissance totale externe développée lors de la phase de poussée (**Pt**) ont été mesurés directement par le logiciel wheelsoft de l'ergomètre.

### Résultats

Carrossage	9°D	9°G	12°D	12°G	15°D	15°G
<b>Cr (Nm)</b>	0,2	0,21	0,22	0,22	0,23	0,25
<b>V (Km.h<sup>-1</sup>)</b>	15,41	15,65	15,76	15,42	15,82	15,89
<b>Tc (ms)</b>	0,44	0,44	0,42	0,42	0,42	0,42
<b>Tp (ms)</b>	0,20	0,17	0,15	0,15	0,16	0,14
<b>Tp/Tc (%)</b>	45	39	36	36	38	33
<b>Pt (w)</b>	69,28	73,41	77,19	73,38	71,34	70,45

Tableau 1 : Différents paramètres mesurés sur les 2 roues du fauteuil selon le carrossage.



La figure 1 est un exemple représentatif de la variation de vitesse et de puissance externe développées par le sujet sur la roue droite durant le sprint de 8 secondes. On observe que, dès le début du sprint, la courbe de V croît, tandis que Pt atteint son pic maximal lors des 3 premières secondes pour décroître et se stabiliser sur les dernières secondes du sprint.

Conclusion. Cette étude montre que le réglage angulaire des rouleaux de l'ergomètre permet de garder un faible couple résiduel ( $0,20 < Cr(Nm) < 0,25$ ) même avec des fauteuils équipés avec des roues à fort carrossage (jusqu'à  $15^\circ$ ). Ce n'est pas le cas des ergomètres classiques pour lesquels le couple résiduel augmente proportionnellement à l'augmentation du carrossage. Les sportifs peuvent ainsi utiliser les fauteuils de basket-ball utilisés en compétition pour réaliser des tests en laboratoire. Il nous a ainsi été possible de mesurer différents paramètres du cycle de propulsion (selon Vanlandewijck, Theisen et Speapen, 1997) lors de sprints maximaux de 8 secondes chez un sportif pratiquant le handibasket. La vitesse moyenne par cycle de bras atteinte sur les 5 dernières secondes du sprint est de  $15,66 \text{ km.h}^{-1}$ . La valeur moyenne de puissance (Pt) trouvée dans notre étude est de  $72,34 \text{ W}$ . Les valeurs moyennes obtenues pour les paramètres temporels sont : Tc ( $0,43 \text{ s}$ ), Tp ( $0,16 \text{ s}$ ) et Tp/Tc (38%).

La comparaison des différents paramètres temporels mesurés sur les cotés droit et gauche semble montrer que le cycle de propulsion était symétrique. Pour le Cr, on peut considérer que la différence entre les deux côtés est minime. Cela révèle que le fauteuil était bien positionné sur l'ergomètre, et qu'aucun problème de réglage, tel que la pression des pneus, n'a été relevé. La condition maximale de ce test peut expliquer la légère variation des paramètres et notamment de Pt.

Par ailleurs, le fait que les résultats ne semblent pas varier selon les 3 carrossages utilisés peut s'expliquer par l'absence de variation du Cr. Cependant, pour vérifier l'hypothèse selon laquelle la cambrure des roues arrières faciliterait la propulsion du fauteuil roulant en permettant une meilleure prise des mains courantes, ou l'idée selon laquelle le carrossage améliorerait l'application des forces lors des phases de poussée, le recours à une étude dynamique en trois dimensions serait alors nécessaire.

### Références

- Martin, X., Tordi, N., Bougenot, MP., & Rouillon JD. (2002). Critical analysis of apparatus and evaluation methods for determination of physical capacity of spinal cord injured people using wheelchair. *Science & Sports*, (1), 209-219.
- Faupin, A., Campillo, P., Weissland, T., & Micallef, JP. (2002). Effect of wheel camber and various positions of the subject on the total wheelchair resistance, using an ergometer. *Proceedings of the XXVIIème Congrès de la société de Biomécanique*, Sept 12–13, Valenciennes, France : Arch Int Physiology Bioch, 110 Suppl (Sept):48.
- O'Reagan, J., Thacker, J., Kauzlarich, J., Mochel, E., Carmine, D., Bryant, M. (1981). Wheelchair Dynamics. In *Wheelchair mobility 1976–1981* (pp. 33–41). REC, University of Virginia.
- Vanlandewijck, Y., Theisen, D., & Speapen, A. (1997). Le cycle de propulsion : biomécanique, cinétique et cinématique. In L. Simon, J. Pélissier et C. Hérisson (Eds.), *Le fauteuil roulant* (pp. 69-83). Paris: Editions Masson.

Remerciement : Les auteurs remercient la société HEF tecmachine (rue Benoit Fourneyron-ZI sud, 42166 Andrezieux-Boutheon, tel : 04-77-55-52-52) pour avoir mis l'ergomètre (VP 100 handi) à leur disposition.

## **Développement et validation d'un dispositif de bouclage bio-rétroactif baropodométrique : Application à la décharge du pied**

Virginie Femery<sup>1</sup>, Jean-Michel Hespel<sup>1</sup>, Ghislaine Lensel<sup>1</sup>, André Thévenon<sup>2</sup> & Pierre Moretto<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Etudes de la Motricité Humaine, Faculté des Sciences du Sport, Lille

<sup>2</sup>Centre de Médecine Physique et de Réadaptation, Lille

Chez les sujets diabétiques présentant une neuropathie sensitivo-motrice, la régulation du patron de marche se trouve perturbée par un défaut d'information en retour. De plus, des troubles moteurs et de la sensibilité profonde, responsables de déformations statiques du pied, engendrent des appuis anormaux. L'absence de feedbacks sensoriels ne permet pas aux sujets d'être informé de la nécessité de modifier leur patron de marche pour éviter les hyperpressions à l'origine d'ulcérations plantaires, notamment sous les 1<sup>ère</sup> et 5<sup>ème</sup> têtes métatarsiennes (Boulton, 1998). Ainsi, dans le cadre de la prévention des lésions du pied diabétique, un appareil de surveillance de la dynamique plantaire basé sur le principe de bouclage bio-rétroactif externe (Chollet, 1986; Pataky et al., 2000) est développé. Par le biais de feedbacks artificiels (visuels et sonores), des informations devenues inaccessibles par les moyens de détection naturels, telle que la connaissance des variations de pression engendrées par l'appui du pied au sol, sont objectivées et retournées au sujet en temps réel. Les informations étant issues de mesures de pressions plantaires (baropodométrie), le terme de bouclage bio-rétroactif baropodométrique (BBRB) est employé. Les objectifs de l'étude sont de i) valider le fonctionnement du dispositif de BBRB, sur des sujets sains, lors de tests de marche sur tapis roulant et ii) vérifier la possibilité de soulager volontairement de 5% la mise en charge sous la 1<sup>ère</sup> tête métatarsienne grâce au BBRB.

### **Matériel et méthode**

Huit sujets sains, âgés de  $22,8 \pm 1,8$  ans, de taille moyenne de  $174,9 \pm 2,2$  cm et de masse moyenne de  $65,5 \pm 6,4$  kg, prennent part à l'étude. Les capteurs de pression plantaire retenus pour notre dispositif sont les hydrocellules Parotec (Paromed Medizintechnik GmbH, D-8201 Markt Neubeuern, Germany). Afin de repérer les zones de pression maximale, les sujets réalisent un passage pied-nus sur une plate-forme de pression Footscan<sup>®</sup>. Les hydrocellules sont intégrées à des semelles individualisées et positionnées sous les bords latéral et médial du talon (TL et TM), le bord latéral du médio-pied (ML), les têtes métatarsiennes (M5, M3 et M1) et l'hallux.

L'ensemble des tests de marche est réalisé sur tapis roulant à la vitesse imposée de  $1,10 \text{ m.s}^{-1}$ . Un 1<sup>er</sup> enregistrement permet de décrire la distribution des pressions plantaires et de déterminer la valeur des pics de pression en condition standard (PP<sub>CS</sub>). Le seuil de décharge est fixé à  $-5\%$  des PP<sub>CS</sub> enregistrés sous M1. Des pics de pression critique minimum (PP<sub>CRmin</sub>) et maximum (PP<sub>CRmax</sub>) définissent une étendue de valeurs admises autour du seuil de décharge. Les sujets réalisent, alors, un test de marche d'une durée de 15mn. Six sessions de 30" permettent l'enregistrement des pics de pression en condition de décharge (PP<sub>CD</sub>) de 22 cycles de marche consécutifs. Ainsi, au terme de l'épreuve, 66 pas droits et gauches sont analysés.

Un signal sonore retentit chaque fois que le PP<sub>CD</sub> excède le PP<sub>CRmax</sub>. Le feedback visuel apparaît sur un écran de contrôle placé en face du sujet et consiste en une empreinte du pied droit où sont figurés les emplacements des sept capteurs. A côté de l'empreinte, une échelle de couleur précise l'intensité de la pression exercée sous M1. Seule la couleur verte a valeur de récompense et apparaît sur l'écran de contrôle lorsque le PP<sub>CD</sub> se situe entre le PP<sub>CRmin</sub> et le PP<sub>CRmax</sub>. Dans ce cas, la décharge est optimale et le pas est considéré comme réussi.

### **Résultats**

Une Anova à mesures répétées montre des différences significatives entre PP<sub>CS</sub> et PP<sub>CD</sub> mais ne révèle aucune différence entre les essais en condition de décharge. Cinq de nos huit sujets parviennent à modifier significativement leur patron de marche et soulager la mise en charge sous M1 à chaque essai (tableau 1). Cependant, le pourcentage de pas réussis moyen (22,4%) apparaît assez faible comparé aux pas échecs, que la décharge soit excessive (48,2%) ou insuffisante (29,4%), et reflète la difficulté des sujets à contrôler finement la décharge de M1. Ainsi, seule une quinzaine de PP<sub>CD</sub> se situe dans la fourchette de valeurs admises autour de la valeur seuil de décharge. Afin d'éviter le FB sonore, les sujets adoptent une stratégie locomotrice qui consiste à décharger M1 au-delà du seuil de  $-5\%$  imposé. Ceci se vérifie d'autant plus pour les trois sujets tenus en échec.

Tableau 1. Résultats obtenus sous le pied déchargé lors de la décharge de M1 à -5% (N = 66 pas droits).

	Pas Réussis		Pas Echec			
	PP <sub>CRmin</sub> < PP <sub>CD</sub> < PP <sub>CRmin</sub>		PP <sub>CD</sub> < PP <sub>CRmin</sub>		PP <sub>CD</sub> > PP <sub>CRmax</sub>	
	% de pas réussis	% de décharge	% de pas échecs	% de décharge	% de pas échecs	% de décharge
Sujet 2	19	6,52	48	31,97	33	+ 11,34%
Sujet 5	14	6,17	48	28,46	38	+ 17,02%
Sujet 6	26	7,03	59	31,73	15	+ 5,31%
Sujet 7	23	7,17	42	32,40	35	+ 9,85%
Sujet 8	30	6,74	44	25,51	26	+ 16,33%

L'ensemble des résultats, exprimé en pourcentage, caractérise les différences moyennes observées entre les pics de pression en condition standard (PP<sub>CS</sub>) et en condition de décharge (PP<sub>CD</sub>) enregistrés sous M1. Les pas échecs sont différenciés selon que la décharge est excessive (PP<sub>CD</sub> > PP<sub>CR</sub>) ou insuffisante (PP<sub>CD</sub> < PP<sub>CR</sub>).

L'étude de la redistribution des pics de pression (PP) sous le pied droit, suite à la décharge de M1, n'a pas permis d'identifier une stratégie de décharge commune aux cinq sujets dits "en réussite". Toutefois, quelques similitudes peuvent être reportées : la décharge de M1 engendre une diminution des PP sous l'hallux et le médio-pied (ML). La distribution des PP sous le talon (TL et TM) n'apparaît pas significativement perturbée. Excepté sous M3, les sujets 6 et 7 adoptent une stratégie de décharge comparable. La décharge de M1 perturbe également la dynamique plantaire du pied gauche, qui tend vers une diminution des pics de pression en condition de décharge.

### Discussion - conclusion

Les résultats montrent la faisabilité d'une décharge intentionnelle et partielle du pied par BBRB mais soulignent la difficulté des sujets à maîtriser un contrôle fin et précis de cette décharge. Les sujets ont tendance à décharger excessivement M1. L'absence d'un effet "essai" entre les 6 passages en condition de décharge montre que la durée et le nombre de passages laissés aux sujets ne sont pas suffisants pour voir émerger de nouvelles habiletés locomotrices. Il y aurait au minimum 4 stratégies de décharge possibles; certaines perturbant moins la distribution des pressions plantaires sous les deux pieds.

Les résultats sont encourageants quant à la possible application du dispositif de BBRB à la prévention des lésions du pied. Toutefois, avant d'envisager l'utilisation de ce matériel chez les patients diabétiques, des expérimentations complémentaires sur des sujets sains s'imposent afin d'étudier davantage le statut des modifications apportées par le dispositif. D'autre part, ces premières données nous amène également à envisager la mise en place de post-tests retardés afin d'évaluer les véritables bénéfices apportée par la méthode de BBRB utilisée sur la rétention à long terme d'un nouveau patron locomoteur. D'autres applications du BBRB peuvent être également envisagées dès lors qu'il s'agit de proposer à des patients ou sportifs, une méthode permettant la correction de patrons locomoteurs existants.

### Références

- Boulton, A.J. (1998). Lowering the risk of neuropathy, foot ulcers and amputations. *Diabetes Medicine*, 15(4), S57-59.
- Chollet, D. (1986). *L'autocontrôle des actions motrices par bouclage bio-rétroactif externe: étude expérimentale sur les déplacements aquatiques*. Thèse: Neurosciences-Sciences du comportement (pp105). Université d'Aix-Marseille II.
- Pataky, Z., Favarel, L., Da Silva, J. & Assal, J.P. (2000). A new ambulatory foot pressure device for patients with sensory impairment. A system for continuous measurement of plantar pressure and a feed-back alarm. *Journal of Biomechanics*, 33, 1135-38.

## Etude biomécanique du contrôle de l'équilibre lors d'un mouvement d'élévation des bras en station bipédique

Myriam Ferry & Luc Martin

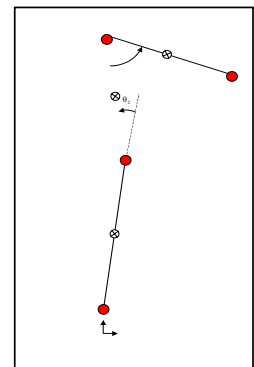
Laboratoire Sport et Performance Motrice EA 597, Université J.Fourier, Grenoble

Le maintien d'un équilibre dynamique requiert l'utilisation de stratégies de contrôle appropriées dans le but de maîtriser les nombreux degrés de liberté (DOFs) et de réaliser la stabilisation du corps. D'une part, lors d'un mouvement d'élévation des bras en station bipédique, l'équilibre est préservé si la projection du centre de masse (CoM) ainsi que le centre des pressions (CoP) restent à l'intérieur de la base de support (BoS) et d'autre part le problème de redondance des DOFs peut être résolu en définissant une fonction coût et en utilisant l'optimisation dynamique [2, 4]. Cependant, la majorité des travaux [1,5] considèrent uniquement les déplacements ou la position du CoM comme contrainte essentielle du maintien de l'équilibre alors qu'aucune étude n'a encore considéré les déplacements A/P du CoP comme principale contrainte d'équilibre. Le 1<sup>o</sup> but de cette étude est de confirmer la pertinence du modèle du « minimum torque change » comme un outil adéquat pour représenter les trajectoires du mouvement. Dans un 2<sup>o</sup> temps, nous avons modélisé une élévation de bras où le déplacement, soit du CoM soit du CoP était limité. La résolution d'un tel problème d'optimisation pourrait aider à déterminer quelle stratégie du contrôle de l'équilibre le système utilise pendant un mouvement d'élévation des bras en station bipédique.

### Méthode

*Protocole expérimental.* 6 sujets ont participé à l'expérience ; la tâche était une élévation des bras jusqu'à hauteur d'épaule en station bipédique. Les déplacements angulaires de la cheville, de la hanche, de l'épaule et du doigt ont été enregistrés à l'aide du système Selspot (200 Hz). Les forces de réaction verticale et horizontale ainsi que les moments sont obtenus à partir d'une plate forme de force AMTI (500 Hz). Les angles inter-segmentaires ont été calculés à la cheville( $\theta_1$ ), à la hanche( $\theta_2$ ) et à l'épaule ( $\theta_3$ ).

namique inverse et le formalisme Lagrangien ;



Coriolis, C la matrice centrifuge et Q le vecteur des forces de gravité.

Fig.1. Modèle de dynamique

Partant de l'idée que l'optimisation d'un mouvement pouvait être rapportée à la dynamique du mouvement [3], nous avons minimisé la somme des carrés de la variation des efforts intégrée sur la durée du mouvement.

$$\text{Min}T = \frac{1}{2} \int_{t=0}^{t_f} \sum_{i=1}^n \left[ \frac{dT_i^2}{dt} \right] dt$$

où  $t$  est la durée du mouvement en considérant un mouvement débutant au temps zéro  $t_0$  et se terminant au temps  $t_f$ ,  $n$  est le nombre d'articulation ( $n=3$ ) et  $T_i$  est le moment à l'articulation  $i$ .

Des contraintes supplémentaires ont été intégrées au modèle de manière à obtenir des résultats appropriés : les positions initiales et finales du point distal ont été définies ; les vitesses et accélérations initiales et finales étaient considérées comme nulles ; pour imposer les contraintes d'équilibre, nous avons limité les bords postérieur (-0.01 m) et antérieur (0.10 m) de la BoS. Différents temps de mouvement ont été testés : 1s, 0.8s, 0.5s et 0.35s. La « condition CoM » représente la condition où le déplacement du CoM est limité et la « condition CoP » représente la condition où le déplacement du CoP est limité. La stabilité posturale est représentée par la cinématique ( $\theta_i$ ), la cinétique ( $T_i$ ) et les déplacements A/P du CoM et du CoP.

## Résultats

*Comparaison entre les données expérimentales et prédites.* Le modèle du « minimum torque change » est capable de reproduire les caractéristiques spatiales des trajectoires observées. Il n'y a pas de différence significative entre les sujets entre les trajectoires expérimentales et prédites (Mann et Whitney test,  $p > 0.01$ ; test coefficient de déterminant,  $p > 0.001$ ).

« Condition CoM » et « Condition CoP », *influence de la vitesse de mouvement.* Pour ces 2 conditions, l'augmentation de la vitesse de mouvement induit une légère augmentation de l'amplitude des déplacements de la hanche et de la cheville ainsi que des moments de ces 2 articulations. Elle induit une diminution de l'amplitude des déplacements du CoM, alors que l'amplitude des déplacements du CoP augmente légèrement. Cependant, pour un temps de 0.35 s, les modifications sont différentes selon les conditions : dans la « condition CoM », le moment de la cheville est plus important alors que le moment de la hanche est plus faible que dans la « condition CoP » (Fig.4a et 4b). Dans la « condition CoM », l'amplitude du déplacement du CoP est de 0.20 m (Fig.5b) et donc le CoP sort des limites de stabilité.

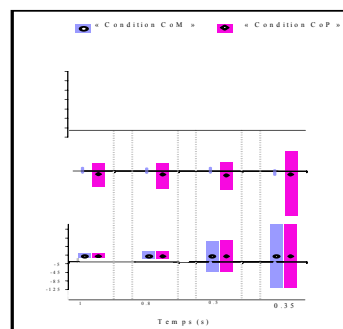
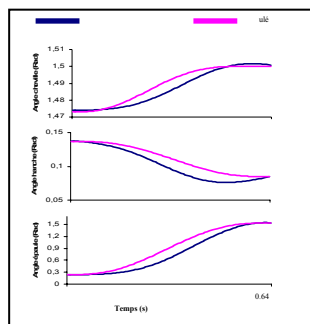


Fig.4 Moments articulaires (N.m): cheville (a), hanche (b) épaule (c)

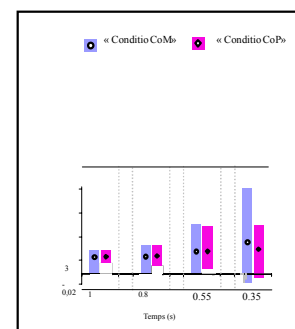


Fig.5 Déplacements A/P du CoM (a) et du CoP (b) (m)

## Discussion

En dépit des quelques différences entre les réponses motrices prédites et observées, les données de cette étude sont en accord avec l'hypothèse générale du modèle, i.e. que la cinématique est modifiée afin de contrôler la posture et l'élévation des bras. Dans un second temps, l'analyse cinématique et cinétique nous a permis de quantifier les stratégies de contrôle utilisées par le modèle pour maintenir l'équilibre. Pour des vitesses de mouvement très rapides (0.35 s), l'analyse des résultats révèle que le choix de la contrainte d'équilibre influencerait la stratégie adoptée. Les résultats supportent l'idée qu'une contrainte d'équilibre représentée par les déplacements A/P du CoM ne peut pas satisfaire les conditions de stabilité pour une telle vitesse: les limites physiologiques sont atteintes (Fig.3a), le CoP sort des limites de la base de support et par conséquent le système est amené à chuter. Cette étude suggère que le système opérerait pour le contrôle d'un paramètre dynamique (CoP) plutôt que d'un paramètre global de position (CoM). L'idée que le CoM est la variable régulée est donc remise en question.

## Références

- [1] Alexandrov, A.V., Frolov, A.A., & Massion, J. (2001). Biomechanical analysis of movement strategies in human forward trunk bending. I. Modeling. *Biological Cybernetics*, 84, 425-434
- [2] Chang C.C., Brown D.R., Bloswick D.S., & Hsiang S.M. (2001). Biomechanical simulation of manual lifting using spacetime optimization. *Journal of Biomechanics*, 34, 527-532
- [3] Dornay M., Uno Y., Kawato M., & Suzuki R. (1996). Minimum muscle-tension change trajectories predicted using a 17-muscle model of the monkey's arm. *Journal of Motor Behavior*, 28, 83-100.
- [4] Klein Breteler M.D., Gielen S.C.A.M., & Meulenbroek R.G.J. (2001). End-point constraints in aiming movements : effects of approach angle and speed. *Biological Cybernetics*, 85, 65-75
- [5] Patla, A.E., Ishac, M.G., & Winter, D.A. (2002). Anticipatory control of center of mass and joint stability during voluntary arm movement from a standing posture : interplay between active and passive control. *Experimental Brain Research*, 143, 318-327

## Influence du sexe sur la fréquence de nage et la position angulaire sur 100 m et 800 m chez les nageurs avec palmes de haut niveau

J. Gautier<sup>1</sup>, L. Baly<sup>2</sup>, P.G. Zanone<sup>1</sup> & B. Watier<sup>1</sup>

<sup>1</sup> EA 3691, Laboratoire "Adaptation Perceptivo-Motrice et Apprentissage" (LAPMA)

UFR STAPS, Université Paul Sabatier, Toulouse

<sup>2</sup>LABM, USR 2164, Université de la Méditerranée, Marseille

La nage avec palmes est une discipline sportive de vitesse. Excluant l'utilisation des bras comme agent propulseur, elle est pratiquée en surface ou en immersion grâce à une monopalme. La progression dans ce sport repose sur une ondulation du corps qui se rapproche de celle du dauphin (Ungerechts, 1982). En immersion, les nageurs avec palmes adaptent leur gestuelle en termes de fréquence et d'amplitude (Baly *et al.*, 2002). L'objet de cette analyse est d'étudier les paramètres cinématiques, de position angulaire et de fréquence de la nage avec palmes en surface en fonction du sexe. Cette étude offrira peut-être aux spécialistes de la discipline une base de travail originale pour l'optimisation de la technique de nage. (Deschodt & Rouard, 1999).

### Méthode

Douze nageurs avec palmes ont participé à l'expérience en bassin de 50 m. Ils étaient équipés de marqueurs placés au niveau des articulations et de monopalmes standards conformément à la réglementation en vigueur. Les nageurs ont réalisé 3 essais en condition d'allure 100 m et 800 m. Une caméra vidéo numérique (DCR-VX 2000E, 50Hz) stabilisée dans un caisson étanche filme les sujets dans le plan sagittal. L'espace de mesure a été préalablement calibré. Les images subaquatiques obtenues ont été digitalisées. Un logiciel d'analyse du mouvement (3D Vision, Kihopsys) a rendu possible l'analyse des paramètres de vitesse de déplacement, de position angulaire et de fréquence.

### Résultats

Les vitesses de nage moyennes des hommes (Ho) diminuent du 100m (2,92 m.s<sup>-1</sup>) au 800m (2,26 m.s<sup>-1</sup>) tout comme chez les femmes (Fe) (2,41 m.s<sup>-1</sup> vs. 1,92 m.s<sup>-1</sup>). Les résultats obtenus (figure 1) montrent que la fréquence de nage diminue avec la distance. Sur 100m, la fréquence de nage des hommes est significativement supérieure à celle des femmes (\* $p < 0.01$ ). D'autre part, sur 100m la flexion de genoux est faible pour les deux sexes. Cependant, sur 800m, les hommes fléchissent plus les genoux que les femmes (figure 2).

Figure 1 : Evolution de la fréquence de nage en fonction du sexe et de la distance

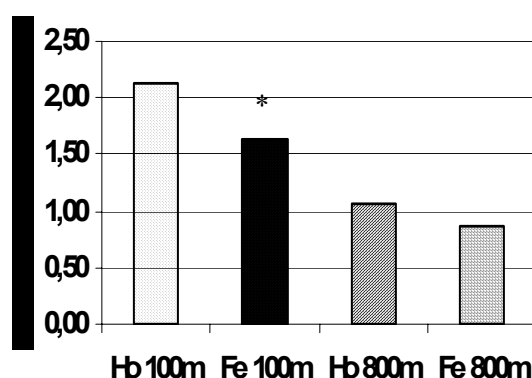
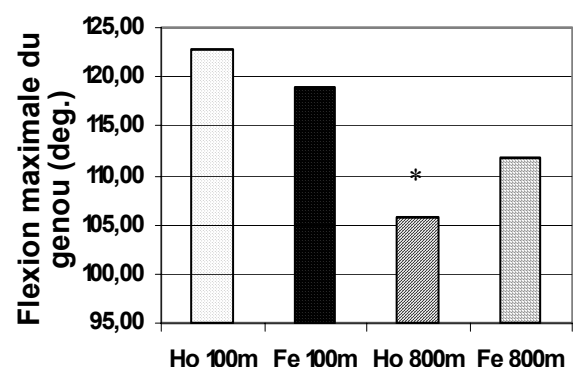


Figure 2 : Evolution de la flexion maximale du genou en fonction du sexe et de la distance



### Discussion

Notre étude a porté sur la pratique de la nage avec palmes en surface. La diminution de la fréquence de nage en fonction de la distance atteste d'une adaptation de la gestuelle quel que soit le sexe. Sur 100m, hommes et femmes limitent leur surface frontale. Toutefois, sur 800m la faible fréquence de nage induit une forte flexion des genoux chez les hommes. Leur puissance musculaire leur permet d'être plus rapide que les femmes sur cette distance.

### **Conclusion**

Les nageurs avec palmes adaptent leur fréquence de nage en fonction de la distance à parcourir. Des études futures devraient permettre de déterminer les efforts internes qui autorisent la performance.

### **Références**

Baly, L., Favier, D., Durey, A., & Berton, E (2002). *Science & Sports*, 17(5), 263-265.

Deschodt, V., & Rouard, A.H. (1999). *Science & Sports*, 14(1), 39-44.

Ungerechts, B.E. (1982). A comparison of the movements of the rear parts of dolphins and butterfly swimmers. In A.P. Hollander *et al.* (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming*. Champaign, IL: Human Kinetics.

## Utilisation de la notion de masses accélérées lors de l'étude du portage

C. Gillet<sup>1</sup>, L. Delporte<sup>1</sup>, M. Foissac<sup>2</sup>, N. Belluye<sup>2</sup>, F.X. Lepoutre<sup>1</sup> & F. Barbier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Automatique et de Mécaniques Industrielles et Humaines, Université de Valenciennes

<sup>2</sup>Decathlon Research Center, Villeneuve d'Ascq

Lors du portage, le sac à dos est considéré comme l'élément perturbateur que le marcheur doit gérer lors de sa locomotion. En effet les paramètres spatiaux temporels de la marche sont modifiés (Kinoshita 1985 ; Martin and Nelson 1986, Barbier et al. 1998). Dans le cadre des études sur l'ergonomie du portage, il est important de quantifier l'impact du sac sur la locomotion du marcheur. D'après les équations de Newton, les forces externes sont générées par la dynamique du corps. En effet, la somme des forces externes est égale à la masse du sujet multipliée par l'accélération de son centre de masse. Ce deuxième terme (équation 1) peut être décomposé en somme des masses segmentaires multipliées par les accélérations respectives de leur centre de masse (masses accélérées). Lors du portage, le sac à dos est une masse additionnelle qui participe à la somme des masses accélérées. Le but de cette étude est de quantifier l'effet du sac à dos sur la locomotion en étudiant les réorganisations segmentaires.

### Méthode

L'influence des segments (Gillet 03) est calculée en utilisant les équations de Newton. La somme des forces externes  $\sum \vec{F}_{ext,t}$  à chaque instant est égal à la somme des masses accélérées de chaque segment :

$$\sum \vec{F}_{ext,t} = \sum_{i=1}^{N=16} m_i \vec{a}_{i,t} \quad (1)$$

La  $\sum \vec{F}_{ext,t}$  est obtenue en additionnant les forces des réactions du sol (F) des deux plates-formes de force (Logabex). La  $\sum_{i=1}^{N=16} m_i \vec{a}_{i,t}$  est obtenue en additionnant l'accélération ( $a_i$ ) des segments du corps, pondérée par leur masse ( $m_i$ ), à chaque instant. Le corps est modélisé par 16 segments rigides : pieds, jambes, cuisses, pelvis, abdomen, thorax, bras, avant bras, mains, tête. La position des segments est acquise par un système optoélectronique (Vicon 612) et les centres de masses des segments est calculé avec les tables anthropométriques de Zatziorski modifiées par De Leva. Le sac à dos est modélisé par un segment rigide dont le centre de gravité est préalablement calculé (Guelton 02).

Lors des acquisitions, les dix sujets marchent sur un chemin de marche de 10 mètres équipé de 2 plates-formes de force Logabex. Pour chaque conditions, 10 passages sont acquis afin d'identifier au mieux les variations intra individuelles de la marche.

### Résultats

Le graphique 1 présente 3 courbes : la somme des masses accélérées de l'ensemble des segments corporels dans la condition sans sac ('corps-ss') et dans la condition avec sac ('corps-sac'). La troisième courbe inclus la masse accélérée du sac à dos ('corps+sac'). Les deux premières courbes apparaissent similaires bien que les sujets portent le sac à dos dans la seconde (Coeff. Corrélation : 0.99, RMS : 1.4N). En conséquence les différences entre la courbe pointillée (corps durant la condition de portage, 'corps-sac') et la courbe noire fine, 'corps+sac', s'explique uniquement par la contribution du sac à dos. Les différences observées se situent lors des phases de réception et de propulsion de la marche (pic 1, 2 et 3). Si les sommes des masses accélérées corporelles sont similaires pour les conditions sans sac et avec sac, on observe sur le tableau 1, des différences significatives (test t pairé,  $p < 0.05$ ) pour les cuisses et le tronc. En ce qui concerne les pieds et les jambes, aucune différence significative n'est mise en évidence.

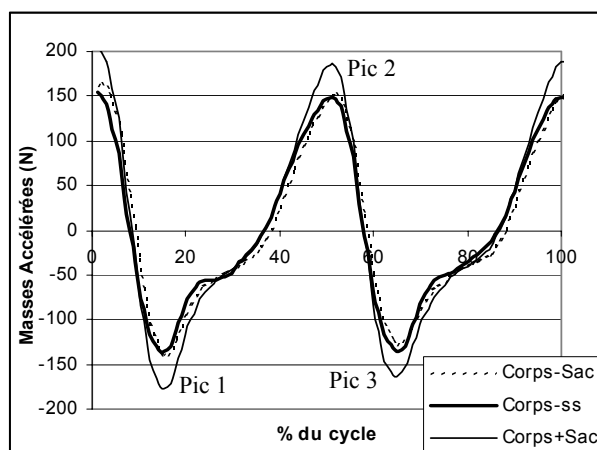


Figure 1 : Masses accélérées du corps, axe antéro-post.

	Différences Sans Sac / Sac
Pieds	NS
Jambes	NS
Cuisses	S
Tronc	S

Tableau 1 : Test des différences entre les conditions sans sac et sac à dos : test t pairé,  $p < 0.05$ , sur les pics de réception et de propulsion.

### Discussion

L’hypothèse soutenue est qu’un design optimal du sac à dos permet au marcheur de maintenir son mouvement le plus proche possible de sa marche sans sac. Dans cette étude, on constate que les sujets maintiennent un mouvement global du corps similaire dans les deux conditions mais que la répartition segmentaire est différente. En effet, même si la masse accélérée du corps reste identique lors du portage et lors de la marche sans sac, le tronc et les cuisses se réorganisent de façon à maintenir le mouvement global. La perturbation générée par le sac à dos est régulée par les segments cuisses et tronc. Par conséquent, il est important d’étudier le portage d’un point de vue macroscopique (global) mais aussi d’un point de vue microscopique (local). Ce point de vue permet d’étudier la régulation segmentaire vis à vis de la perturbation pouvant expliquer les fatigues et les douleurs.

### Conclusion

L’utilisation des masses accélérées est un paramètre pertinent pour analyser le portage. Ce critère permet dans un premier temps d’étudier la perturbation globale que subit le marcheur, puis dans un second temps de comprendre la stratégie de régulation segmentaire vis à vis de la perturbation. Dans notre étude, la démarche globale est peu perturbée alors que l’organisation des segments est différente puisque le tronc et les cuisses se réorganisent sous l’effet du port du sac à dos.

### Références

Gillet, C., Duboy, J., Barbier, F., Armand, S., Jeddi, R., Lepoutre, F.X., & Allard, P. (2003). Contribution of the accelerated body masses to able-bodied gait. *The American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82, 101-109.

Guelton, K., Gillet, C., Delporte, L., Barbier, F., & Lepoutre, F.X. (2002). An easy method to determine the centre of gravity of some lifeless body with a motion analysis system. *XXVII<sup>ème</sup> Congrès de la Société de Biomécanique*, Valenciennes, France.

Barbier, F., Salom, O., & Angué, J.C. (1998). Assessing the ergonomics of 2 rucksacks. In S.J. Hake & Blackwell Science (Eds.), *The Engineering of Sport* (pp. 243-250).

Kinoshita, H. (1985). Effects of different loads and carrying systems on selected biomechanical parameters describing walking gait. *Ergonomics*, 28(9), 1347-1362.

Martin, E., & Nelson, R.C. (1986). The effects of carried loads on the walking patterns of men and women. *Ergonomics*, 29(10), 1191-1202.

## Contribution des membres inférieurs au mouvement de lancer de javelot.

D. Gonzalez<sup>1</sup>, G. Dietrich<sup>2</sup>, J-P. Micallef<sup>3</sup> & D. Favier<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire d'Aérodynamique et de Biomécanique du Mouvement, Marseille

<sup>2</sup>Société KIHOPSYS, Aix en Provence

<sup>3</sup>Centre PROPARA, Montpellier

Les premières études sur l'activité de lancer de javelot ont d'abord été menées sur les caractéristiques aérodynamiques du javelot et de sa trajectoire en vol (Terauds, 1974 ; Hubbard, 1984). Par la suite, l'apport et le développement de l'informatique et de la vidéo ont permis de décrire la cinématique du mouvement, en deux puis trois dimensions (Bartlett & Best, 1988). Cependant, peu d'études se sont orientées vers l'analyse dynamique du mouvement, à partir des actions des membres inférieurs produites sur le sol (Deporte & Van Gheluwe, 1988), ou à partir de mesures par capteurs de pression au niveau des appuis (Bartlett, Müller, Raschner, Lindinger, & Jordan, 1995).

L'objectif de cette étude est d'évaluer les forces de réaction issues du sol au niveau du double-appui final lors d'un mouvement de lancer de javelot, puis leur propagation au niveau de chaque articulation et segment corporel sollicités, afin d'estimer la contribution des membres inférieurs à ce type de mouvement.

### Méthode

Nous avons filmé à l'aide de caméras numériques (opérant à 100 images/sec.) 2 lanceurs de javelot français (de niveau Elite) sur un stade d'athlétisme. Un chemin de lancement (une structure plane en bois disposée sur l'aire de lancer de javelot) a permis de reproduire la course d'élan. Deux plateformes de forces (*Bertec* et *Captels*), à 6 composantes, opérant à 200 Hz, ont été insérées en fin de piste d'élan, afin de recueillir les forces de réaction issues du sol au niveau de chacun des appuis, à l'approche de l'éjection du javelot.

La tâche proposée était une situation de lancer de javelot avec pour consigne de réaliser le double-appui final sur les deux plateformes de forces disposées dans la piste d'élan reconstituée. Une mesure de la performance était effectuée après chaque lancer. Les données dynamiques issues des deux plateformes de forces ont été recueillies à l'aide d'un système d'acquisition *Biopac MP100*, et les données cinématiques ont permis d'identifier l'instant de l'éjection du javelot.

### Résultats

La Figure 1 ci-dessous représente les composantes de forces horizontale et verticale au niveau du double-appui final, lors d'un lancer précédé d'une course d'élan d'environ 15 m, pour l'un des sujets (dont la masse est 66 kg). Nous pouvons remarquer qu'à l'approche de l'éjection, la force appliquée au niveau du pied d'appui arrière est due principalement à sa composante verticale (240 ms avant l'éjection du javelot,  $FzC = 1605$  N), le pic de la composante de force horizontale ( $FxC$ ), dans le sens du mouvement, atteignant seulement 953 N. De la même façon, si l'on considère maintenant le pied d'appui avant, le pic de force verticale ( $FzB$ ) est supérieur au pic de force horizontale ( $FxB$ ), dont les valeurs sont respectivement 1909 N et 1258 N. De surcroît, ces deux pics de forces apparaissent au même instant, soit environ 150 ms avant l'éjection du javelot.

Ces résultats tendent à montrer d'une part que la contribution de la composante de force verticale est supérieure à celle de la composante de force horizontale, et d'autre part que le pied d'appui avant est le membre inférieur pour lequel les forces d'action mesurées au niveau du double-appui final sont les plus grandes.

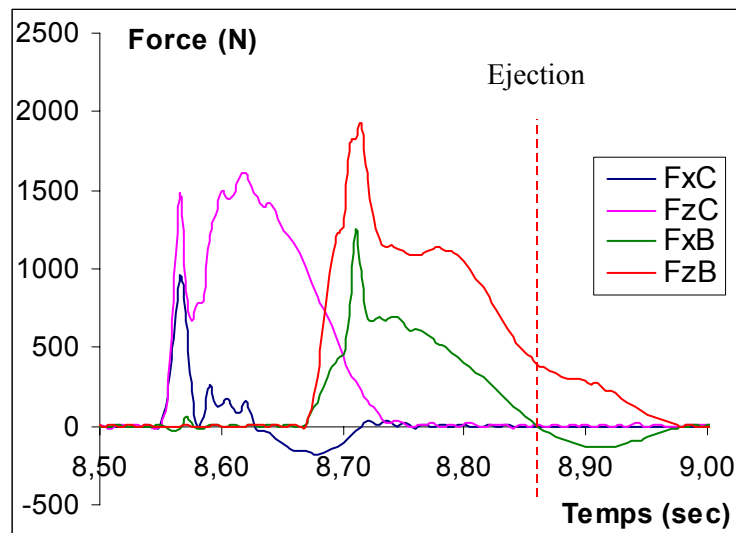


Figure 1. Evolution des composantes de forces horizontale et verticale sous le pied d'appui arrière ( $F_{xC}$ ,  $F_{zC}$ ) et sous le pied d'appui avant ( $F_{xB}$ ,  $F_{zB}$ ) à l'approche de l'éjection du javelot.

### Conclusion

Les premiers résultats obtenus sont favorables à l'utilisation d'un tel dispositif d'acquisition, et permettent de rendre compte des actions produites par les membres inférieurs au niveau de la phase finale du mouvement. Les deux analyses menées conjointement (cinématique et dynamique) aboutiront à une modélisation complète du mouvement final de lancer de javelot permettant de caractériser les efforts articulaires (des membres inférieurs jusqu'au membre supérieur manipulant le javelot), en utilisant une technique de dynamique inverse. L'analyse dynamique du mouvement de lancer de javelot, à partir de la description des forces et moments mesurés lors du double-appui final, conduira ainsi à l'optimisation de la performance motrice à travers l'étude biomécanique de cette phase prépondérante du mouvement (Bartonietz, 2000).

### Références

- Bartlett, R.M., & Best, R.J. (1988). The biomechanics of javelin throwing: a review. *Journal of Sports Sciences*, 6, 1-38.
- Bartlett, R.M., Müller, E., Raschner, C., Lindinger, S., & Jordan, C. (1995). Pressure distributions on the plantar surface of the foot during the javelin throw. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 163-176.
- Bartonietz, K. (2000). Javelin throwing : an approach to performance development. In V.M Zatsiorsky (Ed.), *Biomechanics in Sport, Performance Enhancement and Injury Prevention* (pp. 401-434). Oxford: Blackwell Science.
- Deporte, E., & Van Gheluwe, B. (1988). Ground reaction forces and moments in javelin throwing. In G. de Groot, A.P. Hollander, P.A. Huijing, & G.J. van Ingen Schenau (Eds.), *Biomechanics XI-B* (pp. 575-581). Amsterdam, Netherlands: Free University Press.
- Hubbard, M. (1984). Optimal javelin trajectories. *Journal of Biomechanics*, 17, 777-787.
- Terauds, J. (1974). Wind tunnel tests of competition javelins. *Track and Field Quarterly Review*, 2, 88-95.

## Relationship between forces developed on leg ergometers, ground reaction force and mechanical parameters obtained during running at different velocities

Richard Heubert<sup>1,2</sup>, Jean Slawinski<sup>2</sup>, Jacques Quièvre<sup>3</sup>, Véronique Billat<sup>2</sup> & Christian Miller<sup>3</sup>  
<sup>1</sup>CMS CCAS, Paris

<sup>2</sup>Département STAPS, Lab. des interactions gènes-environnement. Evry Val-d'Essonne

<sup>3</sup>Laboratoire de biomécanique et physiologie de l'INSEP, Paris

The endurance performance in running seems to be dependent on the aerobic and neuromuscular characteristics of the runner [1,2]. A concurrent endurance and force training improve the maximal force of the lower limbs, the running economy and performance for trained subjects without alter the maximal oxygen uptake development [2,3]. Moreover, the fastest long distance runners have the most powerful muscles[2]. However, if endurance training program are well calibrated[4], few information in the literature allows us to elaborate a force training program, adapted to middle-distance runners, to increase the specific muscular qualities. Therefore, the aim of this study was to examine the relationship between the neuromuscular characteristics of lower limbs, the running mechanical parameters and the ground reaction force measured during running at six different velocities.

### Method

Ten men, middle distance runners ( $\dot{V}O_{2\max} = 66.3 \pm 3.1 \text{ mlO}_2 \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$  and maximal aerobic speed (MAS) =  $20.3 \pm 1.6 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ) performed 1) an incremental test 2) an unipodal force-velocity test and an unipodal isometric maximal force test at the oblique press and at the hip machine realised with the support leg 3) several runs of 120 m randomised at 6 velocities (velocity at the lactate threshold ( $V_{LT}$ ), the velocity equal to  $4 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  ( $14.4 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ,  $V_4$ ), the velocity associated with the achievement of  $\dot{V}O_{2\max}$  ( $v\dot{V}O_{2\max}$ ), the velocity at 120 %  $v\dot{V}O_{2\max}$  ( $V_{120}$ ), the velocity equal to  $7 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  ( $25.2 \text{ km} \cdot \text{h}^{-1}$ ,  $V_7$ ) and the maximal velocity ( $V_{\max}$ )). During the force-velocity test, for each load, the maximal velocity ( $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ,  $\text{rad} \cdot \text{s}^{-1}$ ), force (N) and power (W) and the slope of establishment of the force (maximal force/time to reach this force ;  $\text{N} \cdot \text{s}^{-1}$ ) were computed. During runs, the ground reaction force (N), impulsion (N), the impulsion/contact time ( $\text{N} \cdot \text{s}^{-1}$ ) and the slope of establishment of the force were measured with a force platforms AMTI BP6001200 (Watertown, USA). The contact time (s), the flight time (s), the steps amplitude (m) and frequency (Hz) were determined by optical measure using 10 m Optojump (Microgate, Bolzano).

### Results

On the vertical axe, the force obtained at the press (Fp) at different loads was positively correlated with the ground vertical force obtained during running (GVFr) at different velocities (table 1). The maximal Fp was correlated with the maximal GVFr ( $r=0.7$ ,  $p=0.022$ ;  $\text{N} \cdot \text{kg}^{-1}$ ). In addition, the impulsions ( $\text{N} \cdot \text{s}^{-1}$ ) between  $V_4$  and  $V_{120}$  were positively correlated with the isometric force obtained at the press.

On the horizontal axe, the slope of establishment of the horizontal force obtained at the hip machine at different load (kg) and during running at different velocities were positively correlated (table 1).

Moreover, the contact time and the step amplitude were respectively, negatively and positively correlated with the maximal vertical and horizontal impulsion ( $\text{N} \cdot \text{s}^{-1}$ ) ( $r=-0.70$  and  $r=-0.77$ ,  $P<0.001$ ;  $r=0.53$  and  $r=0.85$ ,  $P<0.001$ ) and with the slope of establishment of the vertical and horizontal force during running ( $r=-0.89$  and  $r=-0.92$ ,  $P<0.001$ ;  $r=0.72$  and  $r=0.83$ ,  $P<0.001$ ).

### Discussion and conclusion

In running, with the increase of the velocity, the contact time decrease. So to increase the steps amplitude at the competition velocity, the runners have to increase the slope of establishment of the force and the impulsion. Besides, the results suggested on the vertical axe, that the runners have to be Stronger than explosive to resist to the vertical constraints during running. Indeed, the heavier runners have to be stronger to support their body weight during the stance phase. Thus, the endurance runners have to find a compromise between their running technique, their force and body mass. However, on the horizontal axe, the runners have to be explosive, to express rapidly a great force in a short time. Because in this axis the runner does not have to support his body weight. This capacity to express rapidly a force, may allows the runner to increase his running velocity. This difference between vertical and horizontal axes could perhaps be explain by the various type of muscular contraction engaged on

the vertical and horizontal axes. So the maximal force for the vertical axe and the explosivity for the horizontal axe seems to be two interesting ways for force training in running.

Table 1: Correlation between the ground vertical force during running and the maximal force obtained at the press (P) at different loads (kg, ●), and correlation between the slopes of establishment of the horizontal force obtained during running at different velocities and at the hip machine (H) at different loads (kg ; ●).

P	V <sub>4</sub>	V <sub>LT</sub>	MAS	V <sub>120</sub>	V <sub>7</sub>	V <sub>max</sub>	H
34							10
37.5							15
41							20
44.5							25
48							30
51.5							35
55							40
58.5							45
62							50
65.5							55
69							

**References**

[1] Billat, V., Demarle, A., Paiva, M., & Koralsztejn, J.P. (2002). Effect of training on the physiological factors of performance in elite marathon runners (males and females). *International Journal of Sports Medicine*, 23(5), 336-41.

[2] Paavolaïnen, L., Hakkinen, K., Hamalainen, I., Nummela, A. & Rusko, H. (1999). Explosive-force training improves 5-km running time by improving running economy and muscle power. *Journal of Applied Physiology*, 86, 1527-1533.

[3] Millet, G.P., Jaouen, B., Borrani, F., & Candau, R. (2002). Effects of concurrent endurance and strength training on running economy and VO<sub>2</sub> kinetics. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(8), 135-139.

[4] Billat, V.L., Blondel, N., & Berthoin, S. (1999). Determination of the velocity associated with the longest time to exhaustion at maximal oxygen uptake. *European Journal of Applied Physiology*, 80, 159-161.

## Effets de l'instruction sur la régulation de la raideur au cours du drop jump

Guillaume Laffaye<sup>1</sup>, Benoît G. Bardy<sup>1,2</sup>, Alain Durey<sup>3</sup> & Redha Tairat<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Centre de Recherches en Sciences du Sport, Université Paris XI

<sup>2</sup>Institut Universitaire de France

<sup>3</sup>Laboratoire d'Aérodynamique et de Biomécanique, Université de la Méditerranée, Marseille

<sup>4</sup>Laboratoire d'Analyse des Contraintes Mécaniques, Université de Reims

Pendant la locomotion, la course ou le saut, les humains et les autres animaux bondissent sur le sol, utilisant le système musculo-squelettique afin d'emmagasiner et de restaurer l'énergie élastique (Cavagna et col., 1977). Le comportement de ce système complexe est bien capturé par un modèle masse ressort constitué d'un ressort linéaire simple (la jambe) sur lequel est posée la masse corporelle (Blikhan, 1989; Farley et coll., 1991, Mac Mahon & Cheng, 1990). Mac Mahon et Cheng (1987) ont démontré qu'il était possible de diminuer la raideur de la jambe à travers des instructions données aux sujets sur la flexion des genoux pendant la course. Une étude récente de Arampatzis et coll. (2001) a montré la possibilité d'influencer la raideur de la jambe à travers des instructions sur le temps de contact pendant le drop jump. Le but de notre étude est double :

- 1) examiner la possibilité d'influencer la raideur de la jambe par des instructions données aux sujets durant le drop jump,
- 2) déterminer la relation qui existe entre la raideur de la jambe et les paramètres du saut.

### Méthode

Douze joueurs de basket-ball de bon niveau (troisième division nationale du championnat de France), de taille  $1.86 \pm 0.05$  m, de masse  $80.3 \pm 7.6$  kg et âgé de  $22.1 \pm 3.4$  ans réalisent une série de sauts selon la technique du drop jump (fig. 1). Chaque sujet réalise, les mains sur les hanches, huit sauts de 30 cm (DJ30) et huit sauts de 60 cm (DJ60) de haut. Trois types d'instructions sont données aux sujets :

- 1) « sauter haut avec une flexion importante des genoux au sol »,
- 2) « sauter le plus haut possible »,
- 3) « sauter haut avec une flexion réduite des genoux au sol ».

L'étude cinématique, réalisée à l'aide de deux caméras (JVC DVX-400EG marks) cadencées à une fréquence de 50 Hz et une vitesse d'obturation de 4000<sup>ème</sup>, a permis d'accéder aux coordonnées 3D des marqueurs placés aux principales articulations.

La capture des données cinématiques est couplée à une plate-forme de force AMTI, cadencée à 500 Hz. La raideur de la jambe est définie comme le rapport de la force de réaction maximale au sol  $F_{MAX}$  pendant le pic actif du saut sur l'abaissement maximal de la jambe  $\Delta r$  au même moment (Mac Mahon & Cheng, 1990) :

$$k_{leg} = F_{max} / \Delta r \quad (\text{Equation 1})$$

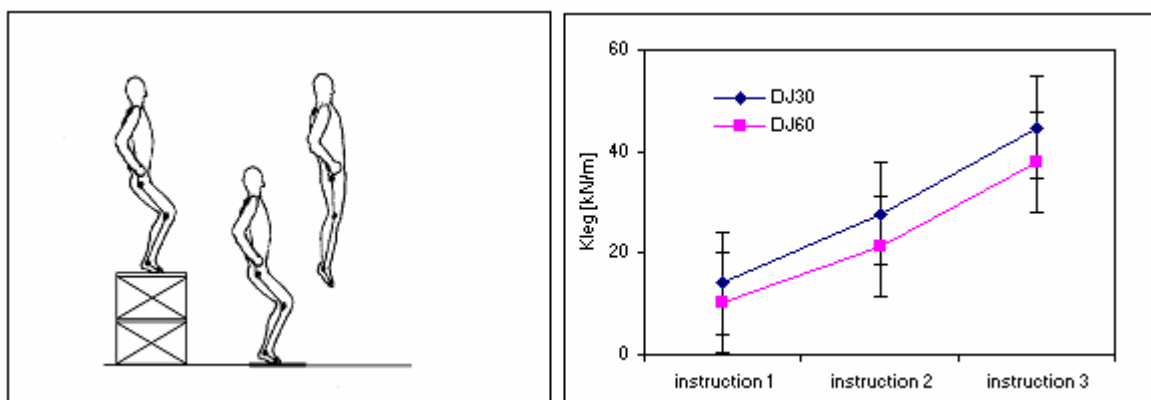


Figure 1. Tâche expérimentale du drop jump (30 cm et 60 cm) et effet de l'instruction sur la raideur de la jambe  $k_{leg}$ .

## Résultats

L'instruction a un effet significatif sur la raideur de la jambe [ $F(2,83)=8.6$ ;  $p<0.001$ ], quelque soit la hauteur du contre-haut. kleg augmente quand le la flexion de genou diminue. Il en est de même pour le temps de contact qui diminue de plus de moitié entre l'instruction 1 (500 ms) et l'instruction 3 (222 ms). D'autre part, plus la flexion de genou est faible, plus le pic de force verticale est important [ $p<0.05$ ]. Il passe en effet de 2.8 à 5.6 fois le poids du corps de la condition genoux fléchis (instruction 1) à la condition genoux tendus (instruction 3). Le pic passif de force verticale reste relativement constant en DJ30 (environ 3 fois le poids du corps) comme en DJ60 (environ 5 fois le poids du corps). Aucun effet significatif de l'instruction n'est observé sur le pic passif de la force [ $p > 0.05$ ].

## Discussion

Le temps de contact diminue de moitié (respectivement 490 ms à 211 ms en DJ30 et 509 ms à 233 ms en DJ60) avec la diminution de la flexion de genou. La raideur de la jambe augmente avec l'extension du genou (+32% en DJ30; + 20% en DJ60) et cause une diminution importante du temps de contact au sol. Ces résultats confirment l'étude de Arampatzis et coll. (2001) montrant une relation entre l'augmentation de la raideur de la jambe et le raccourcissement du temps de contact. La valeur moyenne de la raideur de la jambe est également très proche de celle trouvée dans cette étude dans des conditions de sauts similaires. Le pic actif de force augmente de 200% de la condition genoux fléchis à la condition genoux tendus (2.9 fois le poids du corps à 5.6 fois le poids du corps). Le pic passif de force au sol reste constant quelque soit l'instruction donnée aux sujets. Ces résultats montrent que le rôle de la flexion du genou est avant tout de réduire le choc de l'impact au sol dans la première phase du saut puis d'augmenter la force du pic actif. Ils confirment la possibilité de réguler la raideur de la jambe à travers des instructions sur les paramètres du saut (Arampatis et coll. 2001; Mac Mahon & Cheng, 1987). Notre étude montre que la raideur de la jambe est fortement corrélée avec l'angle du genou [ $r=.86$  ;  $p<.05$ ]. Enfin, une même hauteur de saut peut être obtenue avec plusieurs niveaux de raideur, même si une raideur minimale semble nécessaire pour atteindre une hauteur importante [environ 12 kN/m]. En effet, la hauteur moyenne des sauts oscille entre 37 et 40 cm quelque soit le type d'instructions données.

## Références

- Arampatzis, A., Schade, F., Walsh, M., & Brüggeman, G-P. (2001). Influence of leg stiffness and its effect on myodynamic jumping performance. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 355-364.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, 22, 1217-1227.
- Cavagna, G.A. (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exercise Sport Science Reviews*, 5, 89-129.
- 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.
- McMahon, T.A., Valiant, G., Frederick, E.C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62, 2326-2337.
- McMahon, T.A., & Cheng, G.C., (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23(1), 65-78.

## Effet d'un exercice antérieur intense sur la relation $\dot{V}O_2$ /puissance lors de l'exercice progressif

Alexandre Marles, Patrick Mucci & Fabrice Prieur  
Laboratoire d'Analyse Multidisciplinaire des Pratiques Sportives  
Université d'Artois, UFR STAPS de Liévin,

Zoladz JA et al. (1995) ont montré que la relation  $\dot{V}O_2$ /puissance lors de l'exercice incrémental sur cycloergomètre pourrait ne pas être linéaire en raison d'une « sur-consommation d' $O_2$  » se produisant à intensité d'exercice élevée. Ces auteurs suggèrent que ce phénomène est lié à celui de la composante lente de  $\dot{V}O_2$  observé lors de l'exercice intense à charge constante (Zoladz JA et al. 1998). D'autre part, il a été montré que l'amplitude de la composante lente de  $\dot{V}O_2$  est diminuée par un exercice antérieur intense (Gerbino A et al. 1996 ; Koppo K et al. 2000). Nous formulons l'hypothèse que si les deux phénomènes relèvent des mêmes mécanismes, alors, un exercice intense préalable diminue l'amplitude de la « sur-consommation d' $O_2$  » tout comme il diminue celle de la composante lente de  $\dot{V}O_2$ .

### Objectifs

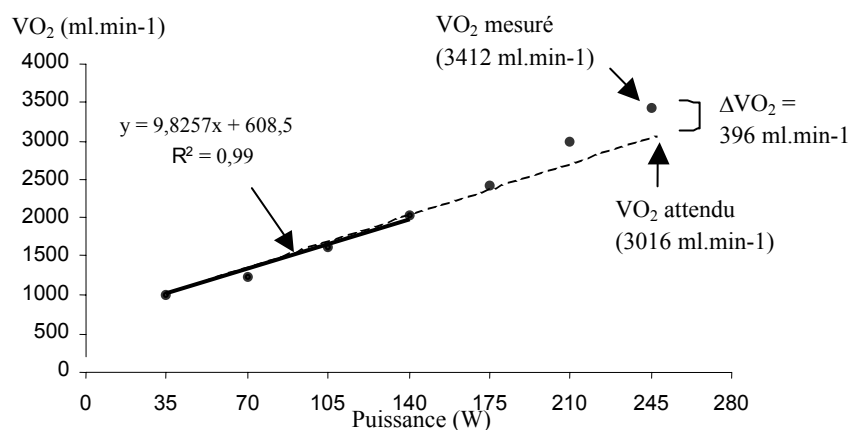
Dans ce contexte, le but de cette expérimentation était de confirmer la non-linéarité de la relation  $\dot{V}O_2$ /puissance lors de l'exercice progressif et d'évaluer l'effet d'un exercice intense préalable sur cette relation et sur la composante lente de  $\dot{V}O_2$  lors de l'exercice continu.

### Méthodes

Dix sujets sprinter (âge :  $22,6 \pm 3,6$  ans ;  $\dot{V}O_{2\max}$  :  $45,1 \pm 4,5$  ml.min<sup>-1</sup>.kg<sup>-1</sup>) de bon niveau régional ont réalisé trois sessions d'exercices (S1, S2, S3) sur cycloergomètre : **S1** était composé d'un test progressif exhaustif de type incrémental (TI) ; **S2** était composé d'un exercice continu (TC) de six minutes à 90% de la puissance à  $\dot{V}O_{2\max}$  (Pmax) suivi de six minutes à 35 W puis de TI et **S3** était composé de deux TC séparés par six minutes d'exercice à 35 W. La « sur-consommation d' $O_2$  » lors de l'exercice progressif a été évaluée en utilisant la méthode décrite par Zoladz JA et al. (1998) :  $\dot{V}O_2$  à Pmax a été extrapolé ( $\dot{V}O_{2\max}$  attendu) pour chaque TI à partir de la relation  $\dot{V}O_2$ /puissance calculée en utilisant les données inférieures au seuil ventilatoire.  $\Delta\dot{V}O_2$  représentait la différence entre  $\dot{V}O_{2\max}$  mesuré et  $\dot{V}O_{2\max}$  attendu. Durant TC, l'amplitude de la composante lente de  $\dot{V}O_2$  a été évaluée en calculant la différence entre  $\dot{V}O_2$  à la 5<sup>ème</sup> minute et  $\dot{V}O_2$  à la 3<sup>ème</sup> minute d'exercice ( $\Delta\dot{V}O_{2(5-3)}$ ) (Whipp BJ et al. 1972). Un test *t* a été utilisé afin de mettre en évidence des différences sur les variables étudiées ( $P < 0,05$ ).

### Résultats

Le graphe suivant montre la relation  $\dot{V}O_2$ /puissance chez un sujet pendant TI de S1 (données moyennées toutes les 30 secondes) :



$\dot{V}O_{2\max}$  mesuré était significativement plus élevé que  $\dot{V}O_{2\max}$  attendu lors de *S1* et *S2*.  $\Delta\dot{V}O_2$  lors de *S1* n'était pas significativement différent de  $\Delta\dot{V}O_2$  lors de *S2* ( $+259 \pm 229 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$  vs  $+192 \pm 225 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ ). Durant *S3*,  $\Delta\dot{V}O_{2(5\cdot3)}$  était significativement diminué lors du 2<sup>ème</sup> TC ( $338 \pm 65 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$  vs  $68 \pm 98 \text{ ml}\cdot\text{min}^{-1}$ ).

### Discussion

Ces résultats confirment l'existence d'une « surconsommation d'O<sub>2</sub> » à intensité élevée lors de l'exercice progressif puisque  $\dot{V}O_{2\max}$  mesuré était plus élevé que  $\dot{V}O_{2\max}$  attendu. En cela, notre étude est en accord avec les travaux de Zoladz JA et al. (1998). Cette « surconsommation d'O<sub>2</sub> » lors de TI n'était cependant pas affectée par un exercice antérieur alors que la composante lente de  $\dot{V}O_2$  évaluée par  $\Delta\dot{V}O_{2(5\cdot3)}$  lors de TC était abaissée. Cela implique que l'exercice préalable n'avait pas les mêmes effets sur la composante lente de  $\dot{V}O_2$  que sur la « surconsommation d'O<sub>2</sub> ».

### Conclusion

Cette étude ne permet donc pas d'établir un lien entre les mécanismes responsables de la composante lente de  $\dot{V}O_2$  et ceux responsables de la « surconsommation d'O<sub>2</sub> » lors de TI.

### Références

- Gerbino, A., Ward, S.A., & Whipp, B.J. (1996). Effects of prior exercise on pulmonary gas-exchange kinetics during high-intensity exercise in humans. *Journal of Applied Physiology*, 80, 99-107.
- Koppo, K., & Bouckaert, J. (2000). In humans the oxygen uptake slow component is reduced by prior exercise of high as well as low intensity. *European Journal of Applied Physiology*, 83, 559-65.
- Whipp, B.J., & Wasserman, K. (1972). Oxygen uptake kinetics for various intensities of constant-load work. *Journal of Applied Physiology*, 33, 351-356.
- Zoladz, J.A., Duda, K., & Majerczak, J. (1998). Oxygen uptake does not increase linearly at high power outputs during incremental exercise test in humans. *European Journal of Applied Physiology*, 77, 445-51.
- Zoladz, J.A., Rademaker, A.C., & Sargeant, A.J. (1995). Non-linear relationship between O<sub>2</sub> uptake and power output at high intensities of exercise in humans. *Journal of Physiology (London)*, 488, 211-7.

## Deux indices pouvant caractériser l'expertise en sprint

Françoise Natta<sup>1</sup> & Chantal Réga<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire Mouvement Action et Performance

<sup>2</sup>Département de la Formation, <sup>2</sup>INSEP, Paris

Au cours de la phase d'accélération du sprint, la force développée par l'extenseur du genou serait le meilleur indicateur de la performance (Dowson, Nevill, Lakomy, & Hazeldine, 1998). Par ailleurs, le pattern du mouvement de la jambe au cours des premiers appuis des sprinters de haut-niveau serait caractérisé par une séquence de flexion plantaire et d'extension vers le haut de l'ensemble de la jambe (Jacobs & van Ingen Schenau, 1992). A vitesse stabilisée, il a été démontré que la distance horizontale entre le pied au contact et la verticale du centre de masse était la principale cause des variations de la vitesse horizontale au cours de l'appui (Kunz & Kaufmann, 1981). Une précédente étude (Natta & Réga, 2001) a confirmé ces résultats et montré que cette distance était aussi liée à une augmentation des impulsions verticale et de propulsion. Ce comportement ne semble donc pas économique en terme de production de force. Nos travaux avaient également porté sur le retour de la jambe d'appui et plus particulièrement sur son trajet par rapport à la hanche. Cette représentation dans le référentiel mobile de la hanche est appelée « poulaine ». Pour augmenter la vitesse relative du pied, il faut notamment augmenter l'amplitude de son mouvement par rapport à la hanche. Cette action, appelée « griffé » en terme sportif, permet un contact au sol proche de la verticale de la hanche et participe ainsi à la réduction du freinage qui se produit à l'appui.

L'objectif de cette étude est d'identifier des indicateurs globaux et de valider des invariants pouvant être caractéristiques du programme moteur de l'expert.

### Techniques et méthodes

16 sprinters de haut-niveau (moyenne au 100m de  $10.64 \pm 0.31s$ ) réparti en deux sous-groupes (très-expert et expert) ont effectué cinq départs sur 20m et cinq courses de 50m. Ils sont équipés de tenues sombres et moulantes et de cibles réfléchissantes. Les données dynamiques sont recueillies à l'aide d'une plate-forme de force (500Hz) au cours du premier appui de course et d'un appui à pleine vitesse après 40m. Les données cinématiques sont recueillies dans le plan sagittal du mouvement à l'aide d'une caméra vidéo (50Hz) au cours de deux phases caractéristiques : 1°) le départ, de la position dans les starting-blocks jusqu'au troisième appui, 2°) la phase de pleine vitesse avec un cycle de jambe complet. Le seuil de signification des coefficients de corrélations ( $r$  de Bravais-Pearson) a été fixé à  $p < 0.05$ .

### Résultats et discussion

#### *Indice d'extension du genou au premier appui (tableau 1)*

La littérature a montré l'importance de l'extension du genou au premier appui. L'indice d'extension du genou (indEx) est le rapport d'extension au premier tiers de l'appui sur l'extension totale au cours du premier appui. Il donne une approximation du pattern général de cette extension. Une extension totalement linéaire donnerait une valeur de 1 pour cet indice. Il rend donc compte de la fluidité de l'extension. Les résultats montrent que c'est le cas pour les sprinters les plus rapides de notre étude ( $0.99 \pm 0.26$  versus  $0.79 \pm 0.24$ ). Nous trouvons qu'une valeur élevée de indEx est en relation avec une durée de l'appui courte ( $r = -0.76$ ). Or, les sprinters les plus rapides présentaient une moyenne plus petite pour cette durée ( $179 \pm 9ms$  versus  $192 \pm 32ms$ ). Elle est aussi en relation avec un temps plus précoce de survenue des pics de forces verticale ( $r = -0.71$ ) et de propulsion ( $r = -0.71$ ) et avec un redressement modéré du départ jusqu'au troisième appui ( $r = -0.60$ ). Or, nous avons trouvé que les plus rapides restaient plus longtemps penchés, leur moyenne de redressement sur l'ensemble des trois premiers appuis est plus petite ( $55 \pm 7^\circ$  versus  $60 \pm 7^\circ$ ). Dans des études ultérieures sur le départ, nous avons montré que pour les non-experts, les nécessités posturales sont telles que ces derniers se préoccupaient immédiatement de se redresser, alors que les experts semblaient capables de gérer suffisamment le déséquilibre initial pour s'organiser par rapport à un redressement progressif (Natta, Brenière, & Réga, 1990). Les experts posent leur pied plus en arrière du centre de masse à l'appui ( $25 \pm 6cm$  versus  $22 \pm 8cm$ ). Ils sembleraient donc adopter un comportement où un plus grand déséquilibre serait entretenu au cours du départ et des trois premières foulées. Ce déséquilibre pourrait favoriser des efforts musculaires plus intenses. Enfin, une valeur élevée de cet indice est aussi en relation avec une plus grande flexion de la cheville au début de l'appui ( $r = 0.68$ ), qui est elle-même en relation avec un plus petit pic

de freinage normalisé en fonction du poids du corps ( $r=-0.85$ ). Ceci indiquerait que l'articulation de la cheville pourrait jouer un rôle important dans l'amorti du choc d'impact, et que l'articulation du genou n'aurait aucun rôle dans cette fonction au premier appui.

Tableau 1 : Résultats au premier appui

	S1	S2
indice d'extension	0.99	0.30
performance au 100 m (s)	10.27	11.01
durée de l'appui (s)	0.184	0.266
tps au pic de force verticale (s)	0.106	0.17
en % de l'appui	57	65
tps au pic de propulsion (s)	0.114	0.200
en % de l'appui	62	77
redressement du buste (°)	53	73
flexion cheville (°)	13	7
pic de freinage normal. (x fois P)	0.57	0.91

Tableau 2 : Résultats à pleine vitesse

	S3	S4
indice de "griffé" (%)	70	36
amplitude du "griffé" (m)	0.46	0.21
distance hor. pied-hanche au poser (m)	0.20	0.38
vitesse pied/hanche au poser ( $m.s^{-1}$ )	-8.21	-7.11
impulsion freinage normal. (x fois P)	-16.56	-24.16
distance verticale pied-hanche (m)	-0.24	-0.23
amplitude en avant de la hanche (m)	0.66	0.59
amplitude du cycle arrière (%)	52	58
angle maximum cuisse-verticale (°)	74	62
angle minimum du genou (°)	37	46

Valeurs des paramètres individuels de sprinters représentatifs des deux groupes d'expertise, S1 et S3 très experts, S2 et S4 experts.

### Indice de « griffé » à pleine vitesse (tableau 2)

L'indice de « griffé » représente la part prise par le retour du pied en arrière sur la distance totale du pied en avant de la hanche dans le référentiel mobile de la hanche. Un indice élevé indique que le pied s'est posé après une grande amplitude en avant suivie d'une grande amplitude du « griffé » qui favorisera une vitesse optimale du pied au poser. Plus l'indice de « griffé » est élevé, plus la distance horizontale de contact par rapport à la hanche est petite ( $r = -0.93$ ), et plus le freinage au cours de l'appui est réduit ( $r=0.64$ ). Mann et Herman (1985) ont montré que plus la distance du pied au centre de masse diminuait, plus l'impulsion horizontale de freinage était réduite et plus la vitesse de déplacement augmentait. Or, à pleine vitesse, la hanche est une bonne approximation de la position horizontale du centre de masse, ils sont liés par une forte corrélation,  $r = 0.94$ . Cet indice est également lié à une grande vitesse horizontale du pied au poser ( $r=-0.70$ ). Nos résultats en 2001, conformes à ceux de la littérature (Mann & Herman, 1985 ; Wood, 1987), montraient que la vitesse relative du pied au contact, jouait un rôle dans la réduction du freinage horizontal à l'appui ( $r=-0.71$ ). Une valeur élevée semblerait donc liée à un comportement optimal du sprinter. Les résultats montrent quelle organisation segmentaire pourrait expliciter une valeur élevée de ce paramètre global : un cycle de jambe de part et d'autre de la hanche équilibré, une montée du genou importante (angle maximum cuisse-verticale) et un angle minimum du genou petit, lors du retour de la jambe.

Ces deux indices qui permettent de globaliser et de synthétiser un grand nombre de variables qui sont généralement étudiés séparément rendraient davantage compte des synergies mises en œuvre. Ils pourraient s'avérer être caractéristiques du niveau d'expertise.

### Références

- Dowson, M.N., Nevill, M.E., Lakomy, H.K.A., & Hazeldine, R.J. (1998). Modelling the relationship between isokinetic muscle strength and sprint running performance. *Journal of Sports Sciences*, 16, 257-265.
- Jacobs, R., & van Ingen Schenau, G.J. (1992). Intermuscular coordination in a sprint push-off. *Journal of Biomechanics*, 25(9), 953-965.
- Kunz, H., & Kaufmann, D.A. (1981). Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. *British Journal Sports Medicine*, 15(3), 177-181.
- Mann, R., & Herman J. (1985). Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1, 151-162.
- Natta, F., Brenière, Y., & Réga, C. (1990). Le départ du sprint en starting-blocks : analyse des mouvements anticipateurs de la course. *Archives internationales de Physiologie et de Biochimie*, 99(6), C121-C122.
- Natta, F., & Réga, C. (2001). *Analyse dynamique et cinématique de la course de vitesse. Repères utiles pour l'entraînement*. Rapports de recherches, Ministère de la Jeunesse et des Sports.
- Wood, G. (1987). Biomechanical limitations to sprint running. *Medicine and Sport Science*, 25, 58-71.

## **Approches cinématique et dynamique en nage avec palmes : liens avec le nombre de Strouhal**

Guillaume Nicolas<sup>1,2</sup>, Benoit Bideau<sup>1,2</sup>, Briac Colobert<sup>1,2</sup> & Paul Delamarche<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Physiologie et Biomécanique de l'Exercice Musculaire, UFR APS Rennes II

<sup>2</sup>GIS « Sciences du mouvement », Université de Rennes 2

Les lois de similitude permettent, au travers de nombres divers, tels que le nombre de Reynolds ou de Froude, de normaliser et de comparer de façon interindividuelle les paramètres dynamiques relatifs à la nage. Le nombre de Strouhal est un nombre sans dimension qui exprime le rapport des écoulements instationnaires et stationnaires (Vogel 1994), et est classiquement défini selon l'équation :

$$St = \frac{A \cdot f}{U}$$

où A est une longueur caractéristique (m) généralement la distance perpendiculaire à l'écoulement et au plus grand axe du solide, f est la fréquence de variation périodique de l'écoulement (Hz), et U représente la vitesse de l'écoulement (m.s<sup>-1</sup>).

Etant donnée la forme de ce nombre adimensionnel, il peut être appliqué aux mouvements de type oscillatoire rencontrés en nage avec palmes. Dans une problématique de déplacement aquatique, St permet alors de comparer le temps mis par une particule d'eau pour traverser la longueur du corps avec le temps mis pour effectuer un cycle (Ungerechts, 1998). Fish et Rohr (1999) obtiennent, pour des dauphins et des poissons, des nombres de Strouhal variant de 0.25 à 0.35. Ces valeurs restent en accord avec celles prédites par des études expérimentales (Tryantafyllou 1993) pour une efficacité propulsive maximale. Arellano (2002) obtient, pour des nageurs effectuant des ondulations ventrales sous l'eau, des valeurs de nombre de Strouhal variant de 0.79 pour des internationaux, à 0.95 pour des nageurs inférieurs. Aucune étude ne s'est intéressée au calcul du nombre de Strouhal pour des nageurs avec palmes. Le nombre de Strouhal permettant, au travers de données cinématiques d'évaluer la qualité propulsive d'individus, sans pour autant l'expliquer, l'objectif de cette étude est de coupler approche dynamique (calcul de la résistance active), et approche cinématique (obtention de St), pour étudier les liens entre ces paramètres.

### **Matériel et méthodes**

Huit nageurs avec palmes de l'équipe de France ont été évalués en immersion, à vitesse maximale. Le système vidéo utilisé pour faire l'acquisition des déplacements du nageur, était perpendiculaire à la trajectoire et immergé. Le nombre de Strouhal a été calculé pour chaque individu selon le formalisme suivant : A est l'amplitude verticale maximum de la chute de la palme entre les mouvements ascendants et descendants, f est la fréquence d'ondulation ( $f = 1/T$ , en Hz), U représente la vitesse de nage (m.s<sup>-1</sup>). Dans le même temps, la résistance active (Ra) a été obtenue par deux passages à vitesse maximale sur 25m, sans charge et avec charge selon la méthode de perturbation (Kolmogorov et Duplischeva 1992), à l'aide du système ADES (Bideau et al, 2003) :

$$Ra = \frac{Fb \cdot V_2 \cdot V_1^2}{V_1^3 - V_2^3}$$

Où Fb est la valeur de la charge additionnelle réglée sur l'ADES, V<sub>1</sub> est la vitesse du nageur sans la charge, et V<sub>2</sub> est la vitesse du nageur avec la charge.

### **Résultats**

Les résultats montrent (tableau 1) que pour des vitesses similaires de l'ordre de 2,5m.s<sup>-1</sup>, on observe des variations d'amplitude et de fréquence importantes. Ces variations impliquent une assez large disparité au niveau du nombre de Strouhal, les valeurs fluctuant de St=0.35 à St=0.68 (fig.2). Les nageurs ayant les plus grandes amplitudes (0.71 m) ne sont pas ceux qui ont forcément l'efficacité propulsive la plus élevée (St=0.50). Par ailleurs, les valeurs de résistance active les plus basses (Ra = 60N) correspondent aux nombres de Strouhal les plus faibles (St = 0.35) (fig. 3). A l'inverse, les résistances actives les plus élevées (Ra = 94.9N et 86.8N) sont généralement obtenues pour les nombre de Strouhal les plus grands (St = 0.68).

Amplitude (m)	Fréquence (Hz)	Vitesse (m.s <sup>-1</sup> )	Nbre de Strouhal (St)	Résistance active (Ra en N)
0.56±0.15	2.04±0.9	2.50±0.11	0.48±0.19	79.2±19.2N

Tableau 1 : Paramètres cinématiques pour l'obtention des nombres de Strouhal.

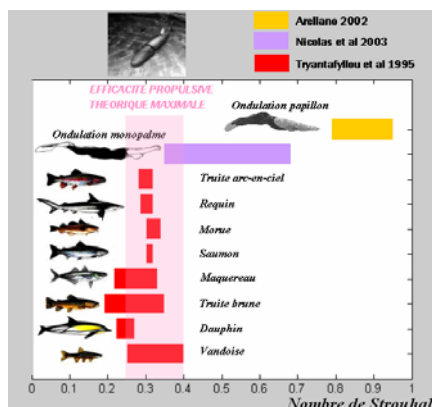


Figure 2 : Bilan comparatif des valeurs de nombres de Strouhal selon différents modes propulsifs.

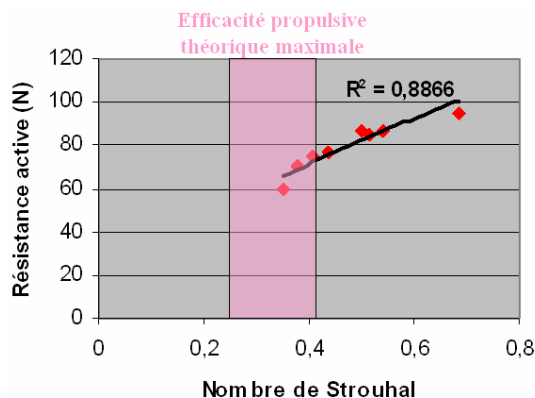


Figure 3 : Mise en relation de la résistance active (N) et du nombre de Strouhal (efficacité propulsive maximale théorique en rose (Tryantafyllou, 1993)).

### Discussion

Les nombres de Strouhal les plus bas correspondent aux individus de plus haut niveau. Les valeurs du nombre de Strouhal alors calculées sont proches de celles trouvées pour certains poissons, pour une efficacité propulsive maximale (Tryantafyllou, 1993). A l'inverse, certains nombres de Strouhal plus élevés (St=0.68), proches de ceux trouvés pour des individus effectuant une coulée de papillon (Arellano, 2002), tendent à montrer que le compromis amplitude-fréquence-vitesse n'est peut être pas optimal. Par l'obtention de paramètres cinématiques, le nombre de Strouhal semble être un bon indice de nage, pouvant aider l'entraîneur à trouver le compromis « amplitude-fréquence-vitesse ». Les résistances actives évoluent globalement de la même manière que les nombres de Strouhal. On peut également remarquer que les nombres de Strouhal les plus élevés sont obtenus généralement pour des amplitudes verticales les plus grandes. Ceci pourrait notamment être mis en rapport avec l'augmentation du maître couple dans le cycle de nage. Cette hypothèse demande cependant à être vérifiée, en différenciant les surfaces propulsives et résistives durant un cycle de nage en monopalmée.

### Références

Arellano, R., Pardillo, S., & Gavilan, A. (2002). Underwater undulatory swimming: Kinematic characteristics, vortex generation and application during the start, turn and swimming strokes. ISBS 2002, *Applied Proceedings of the XXth International Symposium on Biomechanics in Sports – Swimming*.

Bideau, B., Colobert, B., Nicolas, G., Le Guerroue, G., Multon, F., & Delamarche P. (2003). Development of an Active Drag Evaluation System (A.D.E.S.). In J.C. Chatard (Eds.), *Biomechanics and Medicine in Swimming IX* (pp. 51-56), St-Etienne: Presse Universitaire de St-Etienne.

Fish, F.E., & Rohr, J.J. (1999). Review of dolphin hydrodynamics and swimming performance (*Technical Report 1801*). San Diego, CA: US Navy.

Kolmogorov, S., & Duplisheva, O. (1992). Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force coefficient in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25, 311-318.

Triantafyllou, G.S., Triantafyllou, M.S., & Grosenbaugh, M. A. (1993). Optimal thrust development in oscillating foils with application to fish propulsion. *Journal of Fluids Structure*, 7, 205-224.

Ungerechts, B., Daly, D., & Zhu, J.P. (1998). What dolphins tells us about hydrodynamics. *Journal of Swimming Research*, 13, 1-7.

Vogel, S. (1994). *Life in Moving Fluids. The physical biology of flow* (2<sup>nd</sup> ed). Princeton, NJ: Princeton University Press.

## Déterminants biomécaniques de la performance en sprint sur 50 m

Frédéric Paulet & Stéphane Perrey

Equipe Efficience & Déficience Motrice, Faculté des Sciences du Sport, Montpellier

Il est maintenant admis que les deux aptitudes biomécaniques les plus importantes dans une course de sprint à plat sont la force musculaire développée et les propriétés élastiques des membres inférieurs. De nombreux auteurs ont étudié la relation entre ces 2 aptitudes mécaniques et la course de sprint sur 40 à 100 m (Chelly & Denis 2001 ; Bret, Rahmani & Lacour, 2002 ; Morin & Belli, 2003) qui sont le plus souvent divisées en 2 voire 3 phases caractéristiques. L'importance de ces aptitudes mécaniques va donc varier sur les trois phases définies successivement comme l'accélération initiale, l'atteinte de la vitesse maximale et la phase de décélération. Etant donné les résultats encore contrastés sur les relations entre les aptitudes précédentes et la performance sur ces différentes phases, l'objectif de cette étude était de déterminer les relations entre les variables mécaniques (puissance et raideur des membres inférieurs) produites à la fois en course à pied et lors de rebonds verticaux avec la performance dans les différentes zones d'un sprint de 50 m.

### Méthodes

L'accélération initiale et la vitesse maximale de course développées par 13 sujets (âge  $24 \pm 3$ ) sur un sprint de 50 m étaient mesurées avec un radar. La puissance et la raideur verticale des membres inférieurs ont été calculées par des tests de rebonds maximaux ou *hopping*, et durant les différentes phases du sprint de 50 m grâce à un système de mesure optique des temps de contact au sol (Optojump, Microgate, Italie). La raideur neuromusculaire a été calculée en utilisant les temps de vol et ceux de contact au sol selon le modèle de MacMahon & Cheng (1990). La phase d'accélération initiale a été calculée par le modélisation des courbes temps – vitesse au moyen d'une régression non linéaire de manière itérative. L'analyse des corrélations a été effectuée par le test de Pearson avec un seuil de significativité à  $P < 0,05$ .

### Résultats

La puissance musculaire et la raideur neuromusculaire calculées à partir des rebonds maximaux étaient significativement corrélées avec la vitesse maximale de course ( $P < 0,05$ ) mais aucune relation significative n'a été trouvée avec l'accélération initiale. Durant la phase finale du sprint de 50 m, aucune corrélation entre la performance et la puissance ou la raideur des membres inférieurs était observée.

Tableau 2 - Matrice de corrélation pour les données les plus intéressantes ( $N = 13$ ).

1. Vmax (m/s)	2. Pmoy <sub>RJ</sub> (W/kg)	3. SJ (cm)	4. CMJ (cm)	5. K <sub>VERT</sub> (kN/m)	6. Acc <sub>INIT</sub> (m/s <sup>2</sup> )	7. Vmoy <sub>11-50</sub> (m/s)	8. Vmoy <sub>0-11</sub> (m/s)
1	0,58 *	0,57 *	0,55	0,61 *	-0,07	0,93 ***	0,30
	2	0,10	0,20	0,45	0,10	0,59 *	0,44
		3	0,95 ***	0,07	0,15	0,62 *	0,42
			4	0,05	0,15	0,61 *	0,43
				5	-0,10	0,62 *	-0,12
					6	0,24	0,76 **
						7	0,46

Acc<sub>INIT</sub> : Accélération Initiale, RJ : Sauts avec rebonds. \*  $P < 0,05$ . \*\*  $P < 0,01$ . \*\*\*  $P < 0,001$ .

### Discussion

#### Phase d'accélération

La puissance moyenne ainsi que la raideur neuromusculaire des membres inférieurs évaluées lors des tests de hopping, et les performances aux tests explosifs de SJ et CMJ n'expliquaient pas la première phase de départ du sprint (Vmoy<sub>0-11</sub> et accélération initiale, Tableau 1). Ces résultats sont différents de ceux trouvés dans les récentes études de Morin et Belli (2003) ainsi que Chelly et Denis (2001) de

part les méthodes employées pour explorer la force. Ces résultats suggèrent que les tests de détente verticale peuvent être inadaptés pour estimer les aptitudes musculaires nécessaires lors de la phase d'accélération du sprint en course à pied, même si les modes d'actions musculaires sollicités sont relativement identiques (cycle étirement-raccourcissement).

#### Phase à vitesse maximale

La raideur neuromusculaire liée à  $V_{max}$  (Figure 1) et  $V_{moy11-50}$  (Tableau 1) supporte en partie les précédentes études de Bret et al. (2002) reflétant que l'athlète qui a la plus grande raideur produit la plus grande accélération entre la première et la seconde phase. La puissance musculaire était aussi corrélée à la deuxième phase du sprint. C'est-à-dire que la force des membres inférieurs serait utilisée sur les premiers appuis pour ensuite être entretenue par la raideur neuromusculaire. Une puissance moyenne élevée serait donc importante pour atteindre une vitesse maximale. La raideur des membres jouerait alors le rôle de transmetteur et d'entretien de la force développée par la partie contractile des muscles actifs.

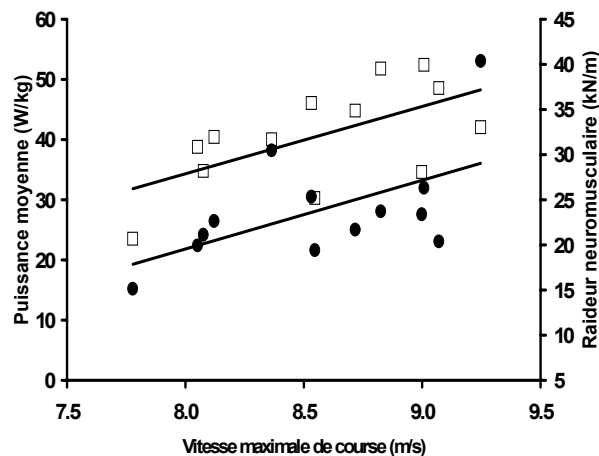


Figure 1. Relations entre la vitesse maximale de course (m/s) et la puissance moyenne (\*,  $r = 0,58$ ,  $P < 0,05$ ) ou la raideur neuromusculaire ( $\square$ ,  $r = 0,61$ ,  $P < 0,05$ ) calculées lors du test de rebonds.

#### Conclusion

La puissance musculaire et la raideur neuromusculaire issues de test de rebonds verticaux sont des facteurs importants dans la phase de vitesse maximale d'un sprint court. Les déterminants mécaniques expliquant la première phase de sprint restent inexpliqués, ainsi que le manque de relation entre la puissance et la raideur des membres inférieurs durant les derniers mètres du sprint de 50 m.

#### Références

- Bret, C., & Rahmani, A., & Lacour, J.R. (2002). Témoins et facteurs déterminants de la performance sur les différentes phases du 100m. Actes de congrès. *IXème Congrès international des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*. 1-3 novembre 2001, Valence, France.
- Chelly, S.M., & Denis, C. (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33, 326-333.
- Mc Mahon, T.A., & Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, 23 (Suppl 1), 65-78.
- Morin, J-B, & Belli, A. (2003). Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100 m chez des athlètes entraînés. *Science and Sports*, 18, 161-163.

## Validation d'une méthode indirecte d'estimation de la puissance mécanique externe en cyclisme

F. Portoleau<sup>1</sup>, A. Vayer<sup>2</sup>, C. Tronche<sup>3</sup> & G.P. Millet<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Ingénieur société informatique; <sup>2</sup>Alternativ ; <sup>3</sup>FFC ; <sup>4</sup>Faculté des Sciences du Sport de Montpellier

La puissance mécanique externe ( $P_{méc}$ ) est un paramètre clé de la performance en cyclisme (Balmer et al. 2000) et peut être mesurée par des capteurs de puissance (e.g. SRM, Polar S710). Cependant, en raison de leur masse et de leur coût, les cyclistes utilisent peu ces capteurs au cours des compétitions.

$P_{méc}$  peut être calculée par l'équation suivante:  $P = 0,5 \cdot \rho \cdot SCx \cdot V^3 + m \cdot g \cdot Cr \cdot V + m \cdot g \cdot p \cdot V$ ; où  $SCx$  ( $m^2$ ) est le coefficient de résistance aérodynamique,  $\rho$  ( $kg \cdot m^{-3}$ ) est la masse volumique de l'air,  $m$  est la masse de l'ensemble cycliste-bicyclette,  $p$  est la pente et  $Cr$  est le coefficient de roulement (Di Prampero et al 1979). Ainsi la quantification des résistances qui s'opposent à la locomotion en cyclisme est maintenant très précise (Olds, 2001).

Une méthode indirecte (MI) d'estimation de  $P_{méc}$ , basée sur l'enregistrement de la vitesse moyenne lors des ascensions dans une zone avec un pourcentage moyen élevé et un vent faible, a servi à l'estimation de la puissance de coureurs professionnels lors des grands tours (Vayer et Portoleau, 2002). Cependant, à ce jour, cette méthode n'a pas fait l'objet d'analyses permettant d'en apprécier la validité et la précision. Le but de cette étude était donc de tester statistiquement la précision de MI. L'hypothèse testée était que la pente était le facteur le plus important dans la précision de  $P_{méc}$  estimée et que l'erreur d'estimation serait d'autant plus faible que la pente était importante.

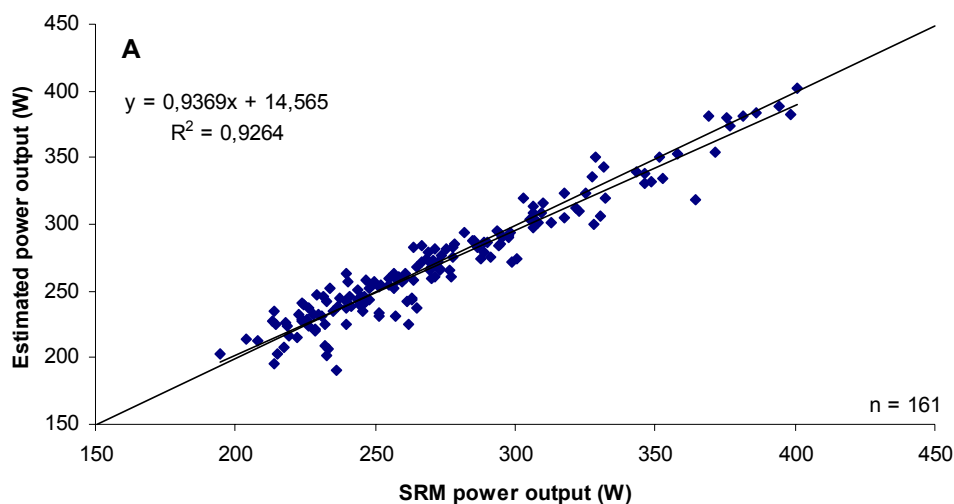
### Méthodes

Seize cyclistes homme (âge:  $21 \pm 4$  ans ; masse:  $67,8 \pm 6,6$  kg ; taille:  $177,8 \pm 5,8$  cm ; PMA:  $373 \pm 43$  W) bien entraînés ( $12\,687 \pm 5\,313$  km $\cdot$ an $^{-1}$ ) ont réalisé, dans un ordre aléatoire, 15 ascensions de 1,3 à 6,3 km dans différentes conditions : seuls ou en groupe, assis ou en danseuse, à vitesse constante ou irrégulière dans des pentes moyennes allant de 4,4% à 10,7% avec leurs propres bicyclettes équipées du dispositif SRM 'professionnel' (Schoberer Rad Messtechnik, Jülich, Allemagne) à 4 jauges de contraintes. L'erreur moyenne de ce type de SRM a été estimée à  $\sim 1,5\%$  par calibration dynamique avec une jauge mécanique motorisé (Jones et Passfield, 1998). Pour l'expérimentateur estimant les puissances par MI, les conditions d'enregistrement devant un écran de télévision étaient reproduites et les informations transmises étaient la masse des coureurs avec leur vélo, le temps du parcours et les points de départ et d'arrivée de l'ascension. Les données sont présentées sous forme de moyenne  $\pm$  écart-type. Le coefficient de corrélation de Pearson fut calculé entre  $P_{méc}$  mesurée par le SRM ( $P_{SRM}$ ) et estimée par MI ( $P_{MI}$ ). Les différences étaient analysées par une ANOVA un facteur mesures répétées. L'erreur relative entre  $P_{SRM}$  et  $P_{MI}$  était représentée graphiquement par la méthode de Bland et Altman (1986).

### Résultats

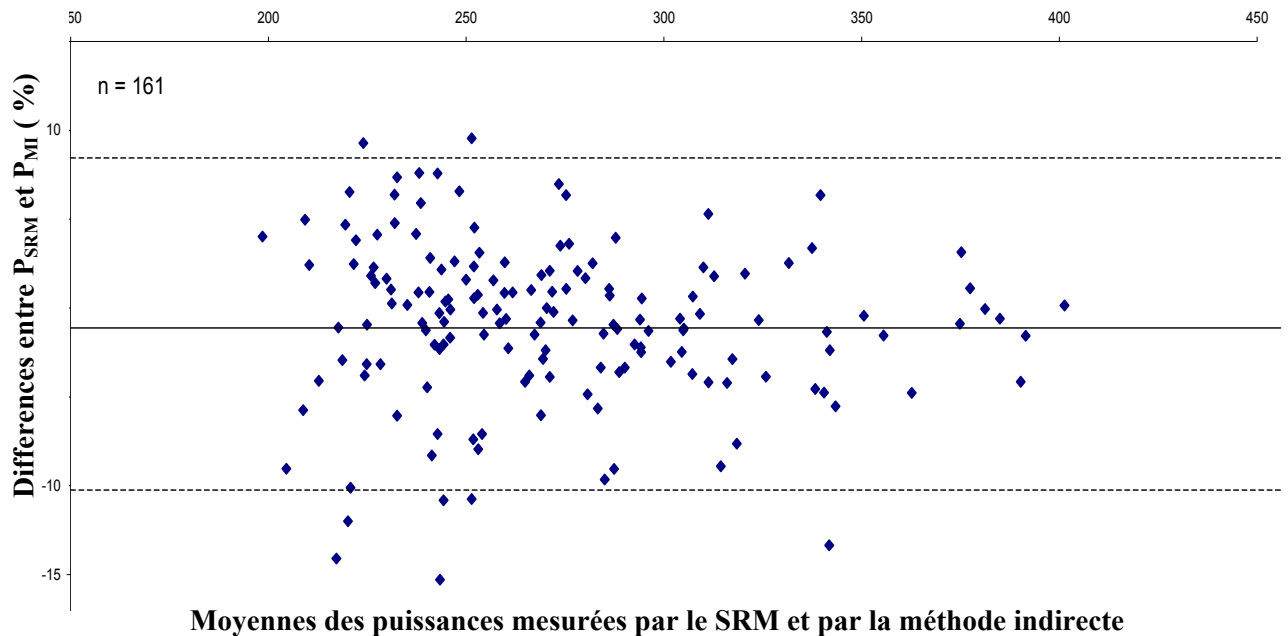
La très bonne corrélation ( $r = 0,96$  ;  $p < 0,001$ ) entre  $P_{SRM}$  et  $P_{MI}$  sur l'ensemble des conditions est présentée en Figure 1.

Figure 1 : Corrélation entre  $P_{SRM}$  et  $P_{MI}$  pour tous les sujets et conditions.



$P_{SRM}$  et  $P_{MI}$  étaient différents ( $p < 0.05$ ) dans 3 conditions sur les 15 testées. L'erreur moyenne entre les deux méthodes était de -0,95% (intervalle de confiance 95% : -10,4% - +8,5%) pour l'ensemble des conditions (Figure 2) et de 0,24% (-6,1% - +6,6%) pour les conditions sans vent. Aucun effet de la pente sur l'erreur moyenne a été identifié.

Figure 2 – Relations entre les moyennes et les différences entre  $P_{SRM}$  et  $P_{Estimée}$  (Bland-Altman)



## Discussion

La présente étude met en évidence la bonne validité de la méthode indirecte. L'hypothèse testée ayant trait à l'importance de la pente n'a pas été validée, mais il faut noter que toutes les pentes étaient importantes ( $> 4,4\%$ ). L'influence du vent sur la précision de l'estimation a été mise en évidence, y compris dans les fortes pentes. A condition de respecter les conditions requises (forte pente et vent très faible), les applications de cette méthode sont nombreuses : tests de terrain ; méthode d'entraînement ou analyse des performances dans les ascensions de cols, que ce soit pour les cyclistes élite ou les cyclo-touristes. A noter enfin que MI, de par son accessibilité, permettrait une analyse rigoureuse de l'évolution des performances des cyclistes professionnels.

## Références

- Balmer, J., *et al.* (2000). Peak power predicts performance power during an outdoor 16.1-km cycling time trial. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 1485-90.
- Bland, J.M., & Altman, D.G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1, 307-10.
- Di Prampero, P.E., *et al.* (1979). Equation of motion of a cyclist. *Journal of Applied Physiology*, 47(1), 201-6.
- Jones, S., & Passfield, L. (1998). The dynamic calibration of bicycle power measuring cranks. In S.J. Haake (Ed.), *The Engineering of Sport* (pp. 265-74). Oxford: Blackwell Science.
- Olds, T. (2001). Modelling human locomotion: applications to cycling. *Sports Medicine*, 31, 497-509.
- Vayer, A., & Portoleau, F. (2002). *Pouvez-vous gagner le Tour ?* Biarritz : Polar.

## La fréquence de nage et l'expertise ne représentent-elles pas un seul et même facteur dans l'apparition des coordinations en crawl ?

François.Potdevin<sup>1</sup>, Blandine Bril<sup>2</sup> & Patrick Pelayo<sup>1</sup>

<sup>1</sup>LEHM, Faculté des Sciences du Sport, Lille

<sup>2</sup>EHESS Groupe de recherche "apprentissage et contexte" et unité INSERM 483, Paris

Les études s'intéressant aux coordinations entre les bras en crawl montrent que celles-ci sont dépendantes de la vitesse de nage ( $V$ ,  $m.s^{-1}$ ) et du niveau d'expertise. Lorsque  $V$  augmente, les nageurs modifient leur coordination en réduisant le décalage temporel entre les actions propulsives des bras, traduisant le passage d'un mode rattrapé à un mode en opposition, voire en superposition. Cette dernière modalité caractérisée par un chevauchement des actions « propulsives » serait observée uniquement chez les nageurs experts (Chatard et al., 1990; Chollet et al., 2000). Toutefois, à vitesse maximale les nageurs experts adoptent des valeurs de fréquence ( $F$ ,  $cycles.min^{-1}$ ) et d'amplitude ( $Amp$ ,  $m.cycle^{-1}$ ) nettement supérieures aux non experts (Pelayo et al., 1996; Pelayo et al., 1997). La mise en place de la coordination en superposition est elle gouvernée par un programme moteur élaboré (Schmidt, 1975) nécessitant un haut niveau d'expertise (vision cognitiviste), ou correspond-elle à une propriété émergente liée à des conditions biomécaniques différentes du milieu en fonction du niveau de pratique (vision écologique)? Des études sur des tâches simples de flexion extension des poignets et index ont mis en évidence le rôle prédominant de la fréquence dans l'apparition des coordinations (Kelso, 1995). L'objectif de cette étude est de vérifier que les coordinations adoptées en crawl sont les mêmes quel que soit le niveau d'expertise si les valeurs de  $F$  sont identiques.

### Matériel et méthode

25 étudiants STAPS répartis en 2 groupes (expert et non expert) réalisent 5 x 25-m crawl en respectant des valeurs de  $F$  imposées par un métronome placé sous le bonnet. Le protocole fixe un premier palier de  $F$  à 35  $cycles.min^{-1}$ , puis l'augmentation de  $F$  suit un incrément de 5  $cycles.min^{-1}$ . La consigne est de nager le plus vite possible sans respirer dans les 10 derniers mètres où  $V$  et  $F$  sont mesurées.  $Amp$  est calculée à partir de ces données. L'index de coordination ( $IdC$ , %) ainsi que les pourcentages des phases du cycle (appui (A), traction (B), poussée (C) et retour aérien (D)) sont mesurés dans la même zone selon la méthodologie proposée par Chollet et al. (2000). La récupération entre chaque passage est de 5 minutes. Le groupe non expert ( $G_{NE}$ ) est composé de 13 hommes (age= $22,3 \pm 1,4$  ans; taille= $1,77 \pm 0,05$  m; poids= $79,6 \pm 3,5$  kgs, envergure= $1,82 \pm 0,04$  m; performance= $64,70 \pm 7\%$  du record du monde au 100 mètres). Le groupe expert ( $G_E$ ) est composé de 10 hommes et 4 femmes ( $21,9 \pm 0,8$  ans;  $1,78 \pm 0,04$  m;  $77,2 \pm 4,6$  kgs;  $1,83 \pm 0,03$  m;  $87,28 \pm 3\%$  du record du monde au 100m). Tous sont capables de maintenir une fréquence de nage de 55  $cycles.min^{-1}$  durant 10 secondes. Aucune différence anthropométrique statistique n'est notée. Une ANOVA à deux facteurs (groupe et fréquence) est utilisée pour comparer les paramètres mesurés. L'importance des effets de  $F$  sur les paramètres retenus est mesurée par le test de l'effect size. Le test du Khideux est utilisé pour mesurer les changements de répartition entre les modes de coordination adoptés. Le test t de Student pour groupe indépendant est utilisé pour comparer les pourcentages de phases du cycle entre les sujets adoptant une coordination en superposition et ceux maintenant une coordination en rattrapé.

### Résultats

Les valeurs d' $IdC$  sont en moyenne significativement supérieures pour  $G_{NE}$  ( $-5,61 \pm 4,86\%$  vs  $-7,45 \pm 3,17\%$ ; effet groupe  $p < 0,05$ ). Elles sont significativement inférieures pour  $G_E$  uniquement pour  $F$  fixée à 45  $cycles.min^{-1}$ . Pour l' $IdC$ , il existe un effet fréquence et un effet combiné groupe-fréquence ( $p < 0,05$ ). Les valeurs d' $IdC$  augmentent de manière importante entre les paliers 45 et 50  $cycles.min^{-1}$  pour les 2 groupes et entre les paliers 50 et 55  $cycles.min^{-1}$  pour  $G_E$ . A ces mêmes paliers, on observe une augmentation importante des phases dites propulsives (B+C) pour chacun des groupes. Pour  $G_{NE}$ , 45,5% des sujets passent significativement du mode rattrapé au mode superposition lorsque  $F$  est fixée à 50  $cycles.min^{-1}$ . 62,4% des sujets de  $G_E$  réalisent un changement identique lorsque  $F$  est fixée à 55  $cycles.min^{-1}$ . Pour les sujets utilisant le mode superposition, la phase A est significativement inférieure ( $22 \pm 3\%$  vs  $26,3 \pm 3,8\%$ ,  $p < 0,05$ ), la phase C est significativement supérieure ( $26,4 \pm 2,2\%$  vs  $22,4 \pm 2,6\%$ ,  $p < 0,05$ ). Pour  $G_{NE}$ ,  $V$  augmente significativement avec  $F$  de  $1,20 \pm 0,12 m.s^{-1}$  à  $1,43 \pm 0,15 m.s^{-1}$ . Parallèlement, A diminue significativement entre chaque palier de  $2,02 \pm 0,19 m$  à  $1,58 \pm 0,13 m$ . Pour  $G_E$ ,  $V$  augmente significativement avec  $F$  de  $1,35 \pm 0,11 m.s^{-1}$  à  $1,63 \pm 0,12 m.s^{-1}$ . A diminue

significativement entre chaque palier sauf pour F fixé à 55 cycles.min<sup>-1</sup> (de 2.34 ± 0.18 m.cycle<sup>-1</sup> à 1.83 ± 0.14 m.cycle<sup>-1</sup>). Les valeurs de A et V sont significativement supérieures pour G<sub>E</sub> à chaque palier (p<0,05).

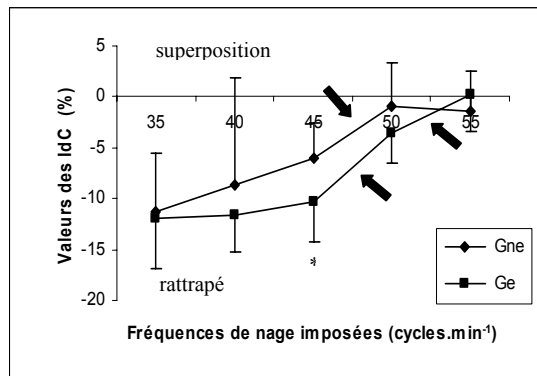


Figure 1 : Evolution de l'IdC en fonction des fréquences de nage imposées. La flèche représente un effet important de la fréquence sur l'IdC.

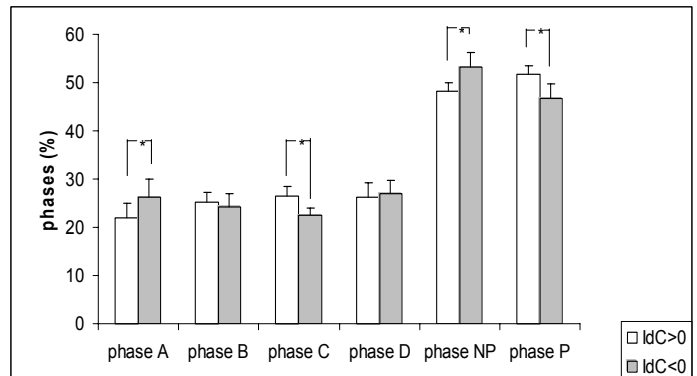


Figure 2 : Comparaison des phases du cycle entre les nageurs utilisant une coordination en rattrapé et en superposition à fréquences de nage identiques.

## Discussion

L'hypothèse testée est vérifiée sauf lorsque F est fixée à 45 cycles.min<sup>-1</sup>. Des nageurs non experts sont capables d'adopter momentanément une coordination en superposition tout en nageant moins vite que les experts. Ce mode répertorié uniquement à haut niveau dans la littérature serait fonction de la capacité des nageurs experts à adopter des fréquences élevées sur des distances de course (Pelayo et al., 1996). Ce résultat légitime le concept d'émergence proposé par les théories écologiques du comportement (Newell, 1986). Les contraintes frénatrices (externes) s'exerçant sur les membres supérieurs lorsque F augmente pourraient expliquer pourquoi il existe un chevauchement des actions propulsives quel que soit le groupe (Delignières et Chollet, 1999). L'environnement extérieur participerait activement à l'apparition du mode de coordination. Néanmoins, tous les sujets n'adoptent pas un mode superposition à fréquence élevée en favorisant une prise d'appui plus longue et une poussée plus courte. Ces adaptations, afin de respecter la contrainte de fréquence, peuvent être liées à un manque de capacité d'accélération et de puissance musculaire (contraintes internes). Les nageurs experts possèdent à la fois une gamme plus large de coordination, de vitesse et d'amplitude. Ils bifurquent plus tardivement que les non experts vers un mode en superposition. L'expertise se caractériserait davantage par la capacité à optimiser les phases de glisse (coordination en rattrapé) malgré les contraintes de la tâche plutôt qu'à des valeurs importantes de l'IdC.

## Références

- Chatard, J.C., Collomp, C., Maglisco, E., & Maglisco, C. (1990). Swimming skill and stroking characteristics of front crawl swimmers. *International Journal of Sports Medicine*, 11, 156-161
- Delignières, D., & Chollet, D. (1999). Coordinations adoptées en natation : quelques idées neuves. In P. Pelayo & M. Sidney (Eds.), *2èmes journées spécialisées de la natation, abstracts*. Liévin.
- Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J.C. (2000) A New Index of Coordination for the Crawl: description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 54-59.
- Kelso, J.A.S. (1995) *Dynamic Patterns. The Self-Organization of Brain and Behaviour*. Cambridge, MA: MIT Press.
- Newell, K.M. (1986). Constraints on the development of coordination. In H.T.A. Whiting (Eds), *Motor development in children: Aspects of coordination and control* (pp. 341-371).
- Pelayo, P., Sidney, M., Kherif, T., Chollet, D., & Tourny, C. (1996). Stroking characteristics in free-style swimming and relationship with anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*, 12, 197-206
- Pelayo, P., Wille, F., Sidney, M., Berthoin, S., & Lavoie, J.M. (1997). Influence of age, sex and anthropometric characteristics on velocity and stroking parameters in non skilled young swimmers. *The Journal of Sports Medicine and Medical Fitness*, 37, 187-193.
- Schmidt, R.A. (1975). A schema theory of discrete motor skill learning. *Psychological Review*, 82, 225-260.

## Evaluation des propriétés mécaniques de la cheville chez des sauteurs en longueur et triples-sauteurs élités

Giuseppe Rabita<sup>1</sup>, Isabelle Roussel<sup>1</sup>, Daniel Lambertz<sup>2</sup> & Francis Goubel<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Biomécanique et de Physiologie, INSEP

<sup>2</sup>UMR CNRS 6600, Biomécanique et Génie Biomédical, Université de Technologie de Compiègne

Chez l'Homme, de nombreuses études ont eu pour objet d'analyser les modifications des propriétés mécaniques musculaires suite à différents types d'entraînements. Ces études montrent des modifications différentes suivant les structures anatomiques analysées. Par exemple, Pousson et al. (1995) observent, à l'aide de la méthode du quick-release, une augmentation de la raideur musculo-tendineuse (ou raideur de la Composante Élastique Série, CES) du triceps surae après 5 semaines d'entraînement pliométrique. Ils attribuent ces modifications à la fraction passive de la CES qui réside principalement dans les structures tendineuses. Cependant, Cornu et al. (1997), qui analysent, plus globalement, les propriétés visco-élastiques de l'articulation de la cheville par une méthode de perturbations sinusoidales, mettent en évidence une diminution de la raideur musculo-articulaire à la suite d'une période de 7 semaines d'entraînement pliométrique. Par ailleurs, des études récentes montrent que le type d'activité sportive (et donc de sollicitations répétées imposées aux muscles et articulations) influence les modifications des propriétés mécaniques musculaires. Par exemple, une équipe japonaise a récemment mis en évidence, par une technique d'imagerie par ultrasons, une augmentation de la raideur tendineuse chez des coureurs de fond (Kubo et al., 2000a); les mêmes auteurs n'observent pas de changement de ce paramètre chez des sprinters de très haut niveau (Kubo et al., 2000b) et montrent que la performance en saut vertical est similaire pour des sujets présentant des différences de raideur tendineuse (Kubo et al., 1999). Le présent travail se propose de vérifier si les caractéristiques élastiques de la cheville de sauteurs en longueur et triple-sauteurs élités sont semblables à celles d'une population témoin.

### Méthode

Neuf sportifs de haut niveau (4 triple-sauteurs et 5 sauteurs en longueur faisant partie de l'élite française) et 10 sujets témoins sont testés à l'aide d'un ergomètre-cheville (Tognella et al., 1997). Outre la mesure du couple maximal volontaire isométrique (CMV), deux types de tests sont réalisés :

#### *Test de perturbations sinusoidales*

Des perturbations sinusoidales de  $3^\circ$  ( $\pm 1,5^\circ$ ) d'amplitude autour de la position neutre de la cheville) sont imposées à 8 fréquences discrètes de 4 à 16Hz de façon aléatoire. Ce protocole s'effectue lorsque le sujet développe une contraction égale à 0 (passif), 25, 50 et 75% du CMV mesuré précédemment. Ce test permet de déterminer un index de raideur du complexe musculo-articulaire de la cheville, pente de la relation linéaire raideur-couple ( $SI_{MA}$ , voir par exemple Lambertz et al., 2001).

#### *Test du quick-release*

Pour ce test, une libération rapide du pédalier est déclenchée alors que le sujet exerce une flexion plantaire correspondant à 25, 50 et 75% du CMV. Trois essais sont réalisés à chaque niveau de couple. Ce test permet de déterminer un index de raideur musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires, pente de la relation linéaire raideur-couple ( $SI_{MT}$ , Lambertz et al., 2001).

### Résultats

Les valeurs de  $SI_{MA}$  et de  $SI_{MT}$  sont présentées respectivement sur les figures 1 et 2. Les valeurs moyennes de  $SI_{MA}$ , sont de  $4,38$  ( $\pm 0,68$ )  $\text{rad}^{-1}$  pour les sauteurs et de  $4,29$  ( $\pm 0,80$ )  $\text{rad}^{-1}$  pour les témoins. La différence n'est pas significative entre les deux groupes ( $P > 0,05$ ; fig.1).

En ce qui concerne les valeurs de  $SI_{MT}$ , elles sont de  $2,76$  ( $\pm 0,80$ )  $\text{rad}^{-1}$  pour les sauteurs et de  $1,97$  ( $\pm 0,64$ )  $\text{rad}^{-1}$  pour les témoins. La différence entre les deux groupes est significative ( $P < 0,05$ ; fig.2).

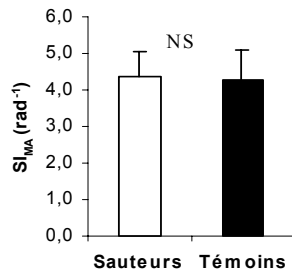


Figure 1 : Valeurs moyennes ( $\pm$ ET) de l'index de raideur musculo-articulaire ( $SI_{MA}$ ) pour le groupe de sauteurs (histogramme vide) et le groupe de sujets témoins (histogramme plein).

NS : Différence non significative

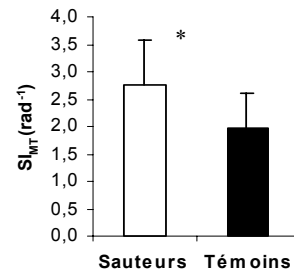


Figure 2 : Valeurs moyennes ( $\pm$ ET) de l'index de raideur musculo-tendineux ( $SI_{MT}$ ) pour le groupe de sauteurs (histogramme vide) et le groupe de sujets témoins (histogramme plein).

\* Différence significative :  $P < 0.05$

## Discussion et conclusion

Le groupe d'athlètes élités présente un  $SI_{MT}$  supérieur au groupe de sujets témoins. A notre connaissance aucune recherche n'a porté sur l'évaluation de la raideur de la cheville sur ce type de population. Néanmoins, ces résultats sont compatibles avec ceux de Pousson et al. (1995), par exemple, qui montrent également une augmentation de la raideur musculo-tendineuse après entraînement pliométrique. Ce type d'entraînement, qui consiste en une répétition de rebonds successifs, est proche de l'activité des sauteurs et triple-sauteurs. Une augmentation de la raideur de la CES peut expliquer une efficacité supérieure : elle amène une meilleure transmission de la force aux structures squelettiques et permet donc au processus de stockage-restitution de se réaliser dans un temps plus bref, ce qui a pour effet d'augmenter la puissance produite. Le fait que Kubo et al. (1999) n'aient pas rapporté de lien entre performance en saut et élasticité tendineuse peut s'expliquer par le fait que ces auteurs testaient une population non sportive. Par ailleurs  $SI_{MA}$  ne diffère pas entre les deux groupes. Ce paramètre plus global est supposé refléter les effets combinés de la raideur musculo-tendineuse et des structures passives musculaires et articulaires dans leur ensemble. Comme proposé précédemment dans la littérature (Cornu et al., 1997 ; Lambertz et al., 2001), le fait que cet index ne montre pas de changement chez les sauteurs et triple-sauteurs de haut niveau pourrait s'expliquer par le fait que les structures articulaires passives s'adaptent aux changements des structures actives afin de minimiser les changements de raideur du système musculo-articulaire global.

## Références

- Cornu, C., Almeida-Silveira, M.I., & Goubel, F. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *European Journal of Applied Physiology*, 76, 282-288.
- Kubo, K., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*, 87, 2090-2096.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2000a). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *European Journal of Applied Physiology*, 81, 181-187.
- Kubo K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., & Fukunaga, T. (2000b). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiologica Scandinavica*, 168, 327-335.
- Lambertz, D., Pérot, C., Kaspranski, R., & Goubel, F. (2001). Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *Journal of Applied Physiology*, 90, 179-88.
- Pousson, M., Legrand, J., Berjaud, S., & Van Hoecke, J. (1995). Détente et élasticité, effets d'un entraînement pliométrique. *Science & Motricité*, 29, 19-26.
- Tognella, F., Mainar, A., Vanhoutte, C., & Goubel, F. (1997). A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. *Journal of Biomechanics*, 30, 1077-1080.

## Evaluation des facteurs de la performance en lancer Analyse des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse

Olivier Rambaud<sup>1,2</sup>, Abderrehmane Rahmani<sup>3</sup>, Sylvain Dorel<sup>1,2</sup>, Jean-René Lacour<sup>1</sup> & Muriel Bourdin<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Physiologie de L'Exercice, GIP E2S, Faculté de Médecine Lyon-Sud

<sup>2</sup>Laboratoire de Physiologie, GIP E2S, Université Jean Monnet, Saint-Etienne

<sup>3</sup>Laboratoire Activité Physique et Performance, Groupe de Physiologie et de Biomécanique de l'appareil locomoteur, Université du Maine, Le Mans

En général, les qualités musculaires des membres inférieurs sont explorées par la détermination des relations entre la force et la vitesse, et par la détermination de la puissance maximale ( $P_{\max}$ ) obtenue lors d'un exercice de sprint sur bicyclette ergométrique (Arsac et coll. 1996, Vandewalle et coll. 1987). La méthode pour déterminer  $P_{\max}$  lors d'exercices sous barre guidée a été proposée par Bosco et coll. (1995) et validée par Rahmani et coll. (2000).

Les lancers sont des disciplines qui nécessitent des qualités de coordination, de force, et de vitesse (i.e. de puissance). A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à l'évaluation des qualités musculaires des différentes populations de lanceur.

Le but de ce travail est de déterminer les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse des membres supérieurs et inférieurs dans différents groupes de lanceurs, afin d'établir une relation entre les paramètres déterminés à partir de ces deux relations et la performance.

### Matériel et méthodes

Dix lanceurs de disque, 3 lanceurs de marteau, 1 lanceur de poids, et 1 lanceur de javelot de niveau national ( $23,7 \pm 4,1$  ans ;  $183,4 \pm 6,3$  cm ;  $94,8 \pm 14,3$  kg) ont participé à cette étude. Ils effectuent 8 séances d'entraînement par semaine dont 3 séances de musculation. Les sujets ont effectué une série de squats et une série de développés couchés sous une barre guidée (Multipower Basic, Panatta Sport). Pour ces deux tests, la charge de départ était de 20 kg. L'incrément était de 20 kg en squat et 10 kg en développé couché. L'angle de départ était standardisé ( $90^\circ$  au niveau des genoux pour le squat, et au niveau des coudes pour le développé couché). La vitesse maximale de contraction ( $V_{\max}$ ) et la force maximale de contraction ( $F_{\max}$ ) ont été extrapolées à partir des relations entre la force et vitesse. La puissance maximale ( $P_{\max}$ ) et la vitesse optimale ( $V_{\text{opt}}$ ), sont les coordonnées du point d'apex de la relation entre la puissance et la vitesse.

### Résultats

*Squat.* La relation Force-Vitesse est linéaire pour tous les sujets ( $0,94 < r < 0,99$  ;  $P < 0,0001$ ). La relation parabolique entre la puissance et la vitesse n'est pas décrite complètement (Figure 1). La plus grande puissance obtenue au cours de ce test est produite pour la vitesse la plus élevée (i.e. la charge la plus faible).

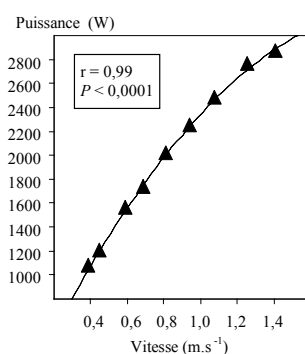


Figure 1 : Exemple de Relation puissance-vitesse du membre inférieur au cours d'un test de squat

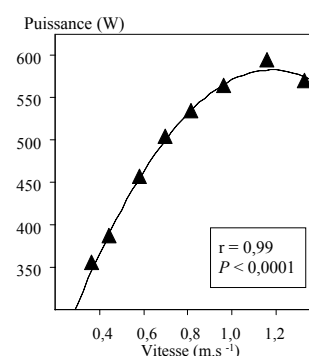


Figure 2 : Exemple de Relation puissance-vitesse du membre supérieur au cours d'un test de développé couché

*Développés couchés.* La relation Force-Vitesse est linéaire pour tous les sujets ( $0,94 < r < 0,99$  ;  $P < 0,0001$ ). La relation parabolique entre la puissance et la vitesse présente une valeur maximale de puissance pour chaque sujet ( $0,92 < r < 0,99$  ;  $P < 0,0001$ ) (Figure 2). Cette  $P_{\max}$  n'est pas atteinte pour la vitesse la plus grande obtenue au cours de ce test.

*Relation avec la performance.* L'analyse statistique montre qu'il existe une relation significative entre la performance appréciée par le record personnel et  $P_{\max}$  des membres supérieurs ( $r = 0,72$  ;  $P < 0,05$ ) pour les lanceurs de disque. Dans ce même groupe une tendance non significative entre la performance et  $F_{\max}$  des membres inférieurs est observée ( $p = 0,07$ ).

## Discussion

Pour les deux tests la relation entre la force et la vitesse obtenue pour l'ensemble du groupe est linéaire en accord avec de précédentes études portant sur différents mouvements dynamiques des membres inférieurs (Vandewalle et coll. 1987 ; Rahmani et coll. 2001) et des membres supérieurs (Driss et coll. 1998).

Au cours du mouvement de squat, la relation puissance-vitesse que l'on obtient ne présente pas d'apex conformément aux résultats de Rahmani et coll. (2001), mais en opposition de ceux obtenus par Izquierdo et coll. (2002). Ces auteurs ont montré que cette relation présentait un apex pour un mouvement de squat réalisé par des populations dont les qualités physiques sont proches de celles des lanceurs. Mais les valeurs de puissance obtenues dans cette étude sont largement inférieures à celles obtenues dans cette étude. Il existe probablement des différences méthodologiques entre les deux études. Celles-ci peuvent porter sur les consignes de réalisation du test, mais également sur la méthode de calculs de l'inertie du système.

Pour le mouvement de développé couché, les relations Puissance-Vitesse présentent un apex. Les lanceurs sont donc aptes à développer des vitesses suffisamment élevées pour atteindre leur  $V_{\text{opt}}$ , ce qui est conforme à la littérature (Izquierdo et coll. 2002). Dans nos calculs, en accord avec l'étude précédemment citée, nous avons négligé la masse des bras. Les valeurs de  $P_{\max}$  observées dans la littérature sont inférieures à celles obtenues dans cette étude. Cela semble dû à des différences dans les consignes de réalisation du test. Il serait intéressant de mettre au point une méthode de détermination de l'inertie des membres supérieurs dans le mouvement étudié, afin de voir l'effet de cette donnée sur les relations obtenues. Mais malgré le faible échantillon dont nous disposons, et les problèmes méthodologiques qui sont apparus, une relation a été mise en évidence pour le membre supérieur.

Ces premiers résultats montrent que la  $P_{\max}$  des membres supérieurs est un facteur de la performance. Il semblerait également que la  $F_{\max}$  des membres inférieurs soit un facteur de la performance en lancer. Le faible nombre de lanceurs étudiés peut expliquer que l'on obtienne seulement une tendance non significative entre ce paramètre et la performance. Néanmoins, un plus grand effectif de lanceurs devrait nous permettre d'affiner ces analyses afin de déterminer les paramètres de la performance dans ces disciplines.

## Références

- Arsac, L.M., Belli, A., & Lacour, J.-R. (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology*, 74, 100-106.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Forti, C., Manno, R., & Tranquilli, C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology*, 70, 379-386.
- Driss, T., Vandewalle, H., & Monod, H. (1998). Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. *Journal of Sports, Medicine and Physical Fitness*, 38, 286-293.
- Izquierdo, M., Häkkinen, K., Gonzalez-Badillo, J. J., Ibañez, J., & Gorostiaga, E. M. (2002). Effect of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *European Journal of Applied Physiology*, 87, 264-271.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A., & Lacour, J.-R. (2000). Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 26-35.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J.-R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227-232.
- Vandewalle, H., Pérès, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology*, 56, 650-65

## Effets d'un nouvel équipement sportif sur les paramètres électromyographiques de la foulée de sprint à vitesse maximale

C. Ringaud<sup>1</sup>, F. Hintzy<sup>1</sup>, N. Forestier<sup>1</sup>, M. Caillibotte<sup>2</sup>, V. Rouiller<sup>2</sup> & N. Tordi<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Bourget du Lac

<sup>2</sup>Adidas-Salomon AG, Herzogenaurach, Allemagne

<sup>3</sup>Laboratoire des Sciences du Sport, Besançon

Pour limiter la perte de vitesse horizontale du centre de masse lors de la phase de freinage au cours du contact du pied au sol, de nombreux paramètres biomécaniques peuvent être modifiés, comme la réduction de la durée de cette phase de contact et des forces de freinage, l'augmentation de la force maximale de propulsion et de la vitesse maximale de griffé du pied (Mero et al. 1992). Peu d'études portant sur l'amélioration de ces paramètres se sont intéressées à l'utilisation de facteurs externes tel que l'équipement sportif. Développé dans une logique d'amélioration de la performance, l'équipement sportif est conçu afin de maximiser le transfert d'énergie entre l'équipement et l'athlète, i.e. interface homme-équipement. Autrement dit, l'emploi d'un équipement sportif spécifique permet d'optimiser le système neuro-musculo-squelettique (Stefanyshyn and Nigg, 2000). Un matériau élastique et compressif comme le Lycra Power® présente ce type de propriété puisqu'il permet de stocker de l'énergie élastique au cours de son étirement afin de la restituer à la bonne fréquence, au cours de phases spécifiques de raccourcissement. La société Adidas® a récemment utilisé ce concept pour développer une nouvelle combinaison de sprint, en appliquant une élasticité localisée principalement sur des zones musculaires postérieures de la cuisse grâce à des bandes élastiques de Lycra Power® (Fig. 1). Le but de cette étude consiste à analyser les effets de cette combinaison particulière sur les caractéristiques musculaires de la foulée à vitesse maximale au cours d'un sprint.

### Méthodologie

Cinq sprinteurs hommes (23,8±2,9 ans, 178,2±9,6 cm et 76,6±9,1 Kg) de haut niveau ont participé à cette étude. L'épreuve consistait en un sprint de 60 m sur une piste en tartan, avec acquisition des paramètres au cours de la phase de maintien de la vitesse maximale (30-45 m). Après un échauffement individuel, le moment de départ (debout sans starting-blocks) était librement choisi par le sujet. Des périodes de récupération passive de 5 min étaient imposées entre chaque sprint. Trois équipements ont été étudiés, une combinaison *prototype* Adidas® contenant des bandes de Lycra Power® (fig. 1), une combinaison *placebo* similaire au *prototype* mais non équipée de bandes élastiques et une tenue *contrôle* short et tee-shirt. Dix sprints ont été effectués par équipement, chaque athlète ayant réalisé au plus 4 et au moins 2 sprints avec le même équipement. Le choix de l'équipement pour chaque athlète était randomisé. L'emploi d'une combinaison *placebo* permet de soustraire les effets mécaniques associés à une combinaison moulante afin de témoigner du seul effet des bandes élastiques.



Fig. 1 : vue postérieure de la combinaison *prototype* Adidas®

L'activité électromyographique de surface (EMG) des muscles tibialis anterior (TA), gastrocnemius medialis (GAS), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) et semitendinosus (ST) du membre inférieur droit était mesurée en continu par un système portable d'acquisition (Mega-ME3000P8®), à une fréquence de 1000Hz et avec un gain de 600. Les signaux EMG redressés et lissés étaient couplés avec une analyse vidéo (caméra numérique Sony DCR-TRV30®) à une fréquence de 30 images.s<sup>-1</sup>. Une analyse quantitative de l'EMG était effectuée à partir d'une étude image par image de la foulée de façon à déterminer l'amplitude moyenne du signal ( $\mu\text{V}$ ) au cours des phases de vol ( $\text{EMG}_{\text{vol}}$ ) et de contact ( $\text{EMG}_{\text{contact}}$ ). L'analyse temporelle, exprimée en pourcentage de la durée d'une foulée, permettait le calcul de la durée d'activation ( $T_{\text{ps}_{\text{act}}}$ ) et de préactivation ( $T_{\text{ps}_{\text{preact}}}$ ) de chaque muscle.

Des analyses de la variance (ANOVA) à un facteur compact (équipement) et des tests post-hoc (LSD de Fisher) étaient réalisés avec un seuil de significativité fixé à  $P < 0,05$ .

## Résultats

Le tableau 1 présente les moyennes ( $\pm$  ET) des paramètres musculaires ainsi que les résultats aux tests statistiques. La combinaison *prototype* présente des valeurs  $EMG_{\text{contact}}$  et  $EMG_{\text{vol}}$  du muscle ST significativement inférieures ( $P < 0,01$ ) à celles de la combinaison *placebo*. Les paramètres temporels  $Tps_{\text{act}}$  et  $Tps_{\text{preact}}$  ( $P < 0,01$ ) du muscle RF et  $Tps_{\text{preact}}$  ( $P < 0,001$ ) du muscle VL sont significativement plus élevés avec la combinaison *prototype* vs *placebo*. Les autres muscles ne présentent pas de différence significative entre les 3 équipements sur les 4 paramètres.

		Prototype	Placebo	Contrôle
$EMG_{\text{contact}}$	TA	176,4 $\pm$ 33,0	168,4 $\pm$ 81,1	173,4 $\pm$ 62,0
	GM	697,0 $\pm$ 168,4	895,4 $\pm$ 77,7	630,4 $\pm$ 260,4
	ST	191,1 $\pm$ 85,9	483,1 $\pm$ 68,1**	232,6 $\pm$ 9,1
	VL	303,0 $\pm$ 69,0	313,3 $\pm$ 95,0	362,9 $\pm$ 3,9
$EMG_{\text{vol}}$	TA	206,3 $\pm$ 54,9	208,7 $\pm$ 65,0	179,7 $\pm$ 26,1
	GM	317,3 $\pm$ 121,9	469,5 $\pm$ 262,3	302,2 $\pm$ 146,0
	ST	194,3 $\pm$ 67,4	318,6 $\pm$ 71,1**	260,3 $\pm$ 71,1
	VL	131,4 $\pm$ 49,1	152,2 $\pm$ 56,9	135,2 $\pm$ 36,2
$Tps_{\text{act}}$	TA	79,7 $\pm$ 16,4	65,4 $\pm$ 24,9	79,15 $\pm$ 9,5
	GM	50,7 $\pm$ 5,9	46,4 $\pm$ 5,6	48,0 $\pm$ 3,6
	ST	59,6 $\pm$ 9,3	58,8 $\pm$ 12,2	60,5 $\pm$ 11,7
	VL	48,2 $\pm$ 5,45	35,0 $\pm$ 10,9**	45,1 $\pm$ 6,9
$Tps_{\text{preact}}$	TA	20,7 $\pm$ 16,4	22,3 $\pm$ 15,9	17,7 $\pm$ 9,7
	GM	22,8 $\pm$ 7,3	16,4 $\pm$ 9,4	21,5 $\pm$ 8,1
	ST	34,5 $\pm$ 5,7	30,7 $\pm$ 7,0	33,1 $\pm$ 6,9
	VL	31,7 $\pm$ 6,95	15,5 $\pm$ 9,3***	29,0 $\pm$ 7,3

Tableau 1 : Moyennes  $\pm$  écart type des paramètres mesurés sur les 4 muscles et pour les 3 équipements.  $EMG_{\text{contact}}$  et  $EMG_{\text{vol}}$  sont respectivement l'amplitude du signal EMG pour les phases de contact et de vol.  $Tps_{\text{act}}$  et  $Tps_{\text{preact}}$  sont respectivement le temps d'activation sur le cycle total et de temps de pré-activation par rapport à la pose du pied. Différence significative entre le prototype et les 2 autres équipements : \*\*  $P < 0,01$  ; \*\*\*  $P < 0,001$ .

## Discussion

Le principal résultat de cette étude montre que la combinaison *prototype* équipée de bandes élastiques postérieures permet de réduire de 60% l'activation musculaire de l'ischio-jambier ST par rapport à la combinaison *placebo* sans bande élastique. Cette modification apparaît comme un gain mécanique, d'autant plus qu'elle n'engendre pas lors de la flexion de hanche, d'activité supplémentaire au niveau du muscle quadriceps antagoniste (RF). Les résultats de cette étude valident donc l'hypothèse selon laquelle des renforts élastiques placés sur les zones musculaires permettent d'améliorer le cycle étirement-raccourcissement du muscle en se comportant comme des ressorts externes aux muscles. Les modifications d'activation musculaire observées rendent bien compte de la restitution d'énergie du tissu lors du retour rapide de la jambe vers le bas, l'arrière et le sol (i.e. griffé), après avoir été étiré lors de la contraction excentrique des ischios jambiers en phase de vol (Simonsen et al., 1985). Cette économie musculaire des ischio jambiers est un réel gain pour le sprinteur puisque les paramètres cinématiques et cinétiques<sup>1</sup> mesurés restent stables avec les 3 équipements ou s'améliorent avec la combinaison *prototype*. Ceci est d'autant plus remarquable que les renforts postérieurs laissent supposer une augmentation du travail du muscle antérieur VL pour que les amplitudes articulaires restent constantes. En revanche, des perturbations du contrôle moteur sont observables sur les muscles antérieurs non recouverts de bandes élastiques (RF et VL), avec des temps d'activation et de pré-activation plus longs avec la combinaison *prototype*. Un entraînement spécifique avec la combinaison *prototype* s'avère donc nécessaire pour que le sprinteur adapte son mouvement aux nouvelles contraintes mécaniques, aux nouvelles coordinations inter-musculaires.

## Références

- Mero, A., Komi, P.V., & Gregor, R.J. (1992) *Sports Medicine*, 13, 376-392.
- Simonsen, E., Thomsen, L., & Klausen, K. (1985). *European Journal of Applied Physiology*, 54, 524-532.
- Stefanyshyn, D.J., & Nigg, B.M. (2000). Work and energy influenced by athletic equipment. In B.M. Nigg, B.R. MacIntosh & J. Mester (Eds.), *Biomechanics and biology of movement* (pp.49-65). Champaign, IL: Human Kinetics

<sup>1</sup> Les données cinétiques et cinématiques concernant cette étude seront traitées dans ce congrès par N.Tordi et al.

## Coactivation et moment musculaires lors des flexions plantaire et dorsale de la cheville chez des sujets masculins jeunes et âgés

Emilie Simoneau, Alain Martin & Jacques Van Hoecke  
INSERM ERIT-M 0207 Motricité – Plasticité, Faculté des Sciences du Sport,  
Université de Bourgogne, Dijon

Avec l'âge, de la masse musculaire est perdue, et cette atrophie est accompagnée d'une réduction du moment volontaire maximal (Vandervoort et McComas, 1986). En conséquence, une faiblesse progressive et une altération de la mobilité surviennent. Cependant, la sarcopénie ne peut expliquer à elle seule le déclin de la performance motrice, et les causes sous-jacentes à cette dégradation doivent être identifiées de manière à trouver des mesures efficaces de prévention. Il se pourrait que ce déclin du moment musculaire soit en partie dû à une augmentation de la participation antagoniste au moment résultant (ou coactivation) (Macaluso et al., 2002). A notre connaissance, aucune étude n'a déjà examiné l'évolution, avec l'âge, de la coactivation musculaire au niveau de l'articulation de la cheville. Le but de notre étude était d'identifier des facteurs explicatifs du déclin de la performance musculaire, ainsi que d'estimer l'influence de la coactivation avec l'âge, lors de moments maximaux volontaires de flexions plantaire (PF) et dorsale (DF).

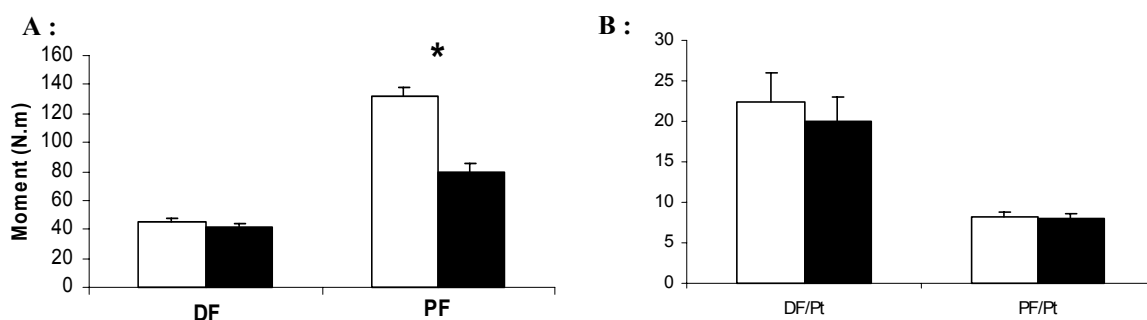
### Matériels et méthodes

Deux groupes de sujets masculins ont pris part à l'étude : le premier constitué de 11 jeunes adultes ( $23,9 \pm 1,7$  ans) et le second de 12 personnes âgées ( $77,1 \pm 1,8$  ans). Des efforts isométriques maximaux de PF et de DF ont été réalisés sur un dynamomètre isocinétique. Les sujets étaient allongés sur le dos avec la jambe droite en extension complète et un angle de  $90^\circ$  à l'articulation de la cheville. La technique de l'électrostimulation percutanée des nerfs moteurs permet de quantifier les réponses mécaniques et électriques musculaires. Les activités électromyographiques de surface (Root Mean Square) du tibialis anterior (TA) et du triceps surae (TS) (soleus, gastrocnemii medialis et lateralis) ont été enregistrées. Les secousses mécaniques, les moments résultants, l'amplitude des réponses motrices  $M_{\max}$  et le niveau de coactivation ont été mesurés.

### Résultats

En moyenne, les personnes âgées développent un moment maximal résultant de PF bien inférieur à celui produit par le groupe de jeunes adultes (- 40 %), alors que le moment maximal résultant de DF est préservé (fig. 1A).

Fig. 1 : A : Moments maximaux volontaires lors des flexions dorsale (DF) et plantaire (PF) isométriques ;



B : Moments maximaux de DF et de PF normalisés par l'amplitude de la secousse mécanique (Pt) obtenue au repos sur le tibialis anterior et sur le triceps surae, respectivement; (moyenne  $\pm$  ES) chez des sujets jeunes (blanc) et âgés (noir). \* indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les valeurs des deux groupes d'âges.

La normalisation des moments maximaux de DF et de PF par l'amplitude de la secousse mécanique électro-induite au repos permet de s'affranchir d'une éventuelle modification intrinsèque au muscle. Dans ces conditions, il n'y a plus de différence significative entre les deux groupes (fig. 1B) : l'altération de la performance motrice n'est donc pas due à un changement au niveau de la commande nerveuse mais bien à des modifications au niveau périphérique. Ce résultat est confirmé par le fait que la RMS normalisée par l'amplitude de la réponse motrice correspondante  $M_{\max}$  n'est pas significativement affectée par l'âge.

La coactivation peut être examinée à partir (tableau 1):

- du ratio de la RMS de l'antagoniste sur la RMS de ce même muscle lorsqu'il agit maximalement en tant qu'agoniste (permet d'obtenir un pourcentage de coactivation);
- de la RMS de l'antagoniste ;
- du ratio de la RMS de l'antagoniste sur la RMS de l'agoniste.

		% coactivation	RMS antagoniste	RMS antag / RMS ag
PF	Jeunes	15.23 ± 4.49	0.074 ± 0.019	0.07 ± 0.02
	Agés	7.88 ± 3.07 *	0.037 ± 0.016 *	0.05 ± 0.02 *
DF	Jeunes	14.95 ± 2.70	0.159 ± 0.044	0.32 ± 0.08
	Agés	15.20 ± 7.30	0.097 ± 0.046 *	0.22 ± 0.10 *

Tableau 1 : Coactivation lors d'efforts de PF et de DF maximaux, chez des sujets jeunes et âgés (moyenne ± ET). \* indique une différence significative ( $p < 0,05$ ) entre les valeurs des deux groupes d'âges.

L'ensemble des résultats montre qu'en FP les personnes âgées coactivent moins que les jeunes adultes ; en DF, bien que la coactivation n'apparaisse pas différente entre les groupes, les résultats en terme de RMS expriment un comportement similaire à la FP.

### Discussion et conclusion

Avec l'âge, les fléchisseurs plantaires et dorsaux de la cheville ne sont pas altérés de la même manière, et les dégradations semblent provenir essentiellement de facteurs périphériques et non centraux. L'hypothèse d'une augmentation de la coactivation musculaire comme facteur du déclin du moment volontaire maximal est ici infirmée : en effet, la coactivation du TA s'avère réduite chez les personnes âgées. La diminution de cette coactivation peut être interprétée comme une adaptation afin de compenser la perte du moment musculaire en PF. En DF, il y aurait aussi une tendance à la diminution de la coactivation. De plus, ces altérations différentes des muscles de la cheville causent un déséquilibre dans le rapport des moments maximaux DF / PF : ce changement de la balance des moments pourrait alors expliquer l'augmentation du risque de chute chez la personne âgée étant donné que les fléchisseurs plantaires et dorsaux tiennent des rôles importants dans la marche et l'équilibre. Ces résultats conduisent alors à la préconisation d'un reconditionnement musculaire particulier des membres inférieurs chez la personne âgée.

### Références

- Macaluso, A., Nimmo, M.A., Foster, J.E., Cockburn, M., McMillan, N.C., & De Vito, G. (2002). Contractile muscle volume and agonist-antagonist coactivation account for differences in torque between young and older women. *Muscle Nerve*, 25, 858-863.
- Vandervoort, A.A. et McComas, A.J. (1986). Contractile changes in opposing muscles of the human ankle joint with aging. *Journal of Applied Physiology*, 61(1), 361-367.

Remerciements : Ce travail a été réalisé avec le soutien de la Communauté Européenne (QLRT-2001-00323).

## Resistance training and vertical jumps performance in sprinters

H. Youssef<sup>1,2</sup>, JM. Foricher<sup>1</sup>, L. Fradet<sup>1</sup> & P. Delamarche<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Laboratoire de Physiologie et Biomécanique de l'Exercice Musculaire, UFR APS,  
Université Rennes2

<sup>2</sup>Laboratoire de Physiologie et Biomécanique de l'Exercice Musculaire, Université de Balamand,  
Tripoli, Liban

Plusieurs auteurs ont montré que la combinaison de différents modes d'entraînement en musculation (isométrie, excentrique et concentrique) induit une amélioration supérieure de la performance musculaire par rapport à un mode d'entraînement unique [1].

Outre la composante contractile, l'entraînement musculaire affecte la composante élastique en modifiant la structure du complexe musculo-tendineux. Cette énergie élastique a un rôle considérable dans plusieurs activités physiques (saut, lancer et course). Elle est souvent évaluée par le cycle étirement-raccourcissement composé d'une phase excentrique permettant un stockage de l'énergie élastique qui sera additionner à l'énergie contractile fournie par la phase suivante, la phase concentrique [2]. La « raideur » du complexe musculo-tendineux permet une meilleure transmission de cette énergie.

En conséquence, la performance d'un saut vertical est meilleure quant il est précédé d'une flexion-extension [3] comme dans le counter-movement jump (CMJ), alors que dans le squat jump (SJ), débutant d'une position statique (90°, angle des genoux), on évalue seulement la composante contractile. Quand le saut est fait avec une petite amplitude angulaire comme en drop jump (DJ) ou en rebound jump (RJ), le temps de transmission de l'énergie élastique est plus court et le cycle étirement-raccourcissement est plus efficace qu'en counter-movement jump [4].

### Protocole

Deux groupes de 4 sprinters (400m), âgés de  $24,5 \pm 1,5$  ans, collaborent à cette étude. Le premier groupe (S) suit un entraînement de sprint comprenant 5 séances par semaines pendant 5 mois, le deuxième groupe (SR) participe au même entraînement avec 2 séances hebdomadaires supplémentaires en musculation combiné.

La partie expérimentale se déroule en 5 sessions. Le premier jour permet de déterminer la consommation maximale d'oxygène tandis que des tests de SJ et de CMJ ainsi que de DJ et de RJ sont effectués respectivement le deuxième jour et le troisième jour avant la période d'entraînement. Ces derniers tests sont accomplis avec un minimum de flexion des genoux et un contact au sol très bref, et sont reproduits après la période d'entraînement (sessions 4 et 5). Le DJ est exécuté depuis une hauteur de 40cm, le RJ (répétitions de CMJ, avec un minimum de flexion des genoux) pendant 30 secondes. Trois répétitions des tests de SJ, CMJ et DJ sont réalisées avec 2 minutes de récupération entre les répétitions. Le RJ est accompli une seule fois avec un prélèvement capillaire (pour le dosage du lactate) à la fin de l'exercice et après 5, 10, 20 minutes de récupération.

### Matériels et méthodes

Pour estimer les données cinématiques (hauteur du centre de gravité et angle de flexion des genoux) un système VICON370 est utilisé. Pour mesurer le temps de contact au sol (exprimé en secondes), nous avons utilisé une plate forme de force dynamométrique. La lactatémie est déterminée par une méthode microélectroenzymatique. Les valeurs sont exprimées en moyenne  $\pm$  SEM, une analyse de variance à 2 facteurs est employée pour déterminer les différences statistiques entre les différents paramètres mesurés. Le niveau de significativité est  $p \leq 0,05$ .

### Résultats

La performance du SJ n'a connu aucune amélioration significative après entraînement dans les 2 groupes S (0.4%) et SR (5.9 %). Concernant le CMJ, une amélioration significative ( $9.6\% \pm 1.6$ ) est obtenue suite à l'entraînement en musculation dans le groupe SR (figure 1).

L'angle de flexion du genou dans le DJ n'a pas significativement changé ( $130,8^\circ \pm 2,9$ ), ni entre les différentes répétitions ni après entraînement, alors que le temps de contact semble stable avant et après entraînement, ce qui permet la comparaison entre les différentes valeurs. Par contre, la hauteur du centre de gravité a augmenté significativement après entraînement dans les deux groupes (figure 2)

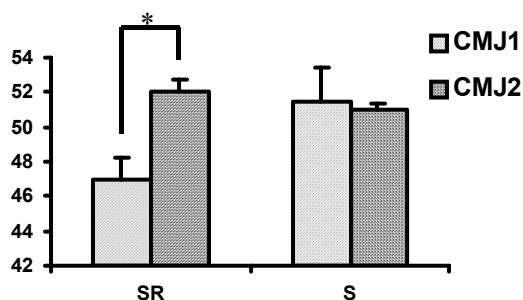


Figure 1: Variation de la performance en CMJ (cm) (moyenne  $\pm$  SEM). Avant (CMJ1) et après (CMJ2) entraînement (\*  $p < 0.05$ )

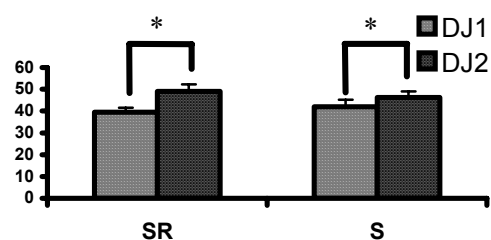


Figure 2: Variation de la performance en DJ (cm) (moyenne  $\pm$  SEM). Avant (DJ1) et après (DJ2) entraînement (\*  $p < 0.05$ )

L'angle de flexion dans le test de RJ n'a pas significativement changé ( $126^\circ \pm 3$ ). La hauteur du centre de gravité a augmenté dans les 2 groupes, toutefois les différentes modifications observées après entraînement ne sont pas significatives (tableau 1).

Groupes expérimentaux	Hauteur de C.G. (cm)	Temps de contact (Secondes)	Nombre de saut
SR (1)	34.7 $\pm$ 2.8	0.21 $\pm$ 0.02	46.8 $\pm$ 3.1
SR (2)	41.0 $\pm$ 2.0	0.19 $\pm$ 0.01	45.0 $\pm$ 2.5
S (1)	31.8 $\pm$ 2.6	0.20 $\pm$ 0.01	47.7 $\pm$ 1.4
S (2)	38.9 $\pm$ 4.70	0.19 $\pm$ 0.01	44.6 $\pm$ 5.6

Tableau 1 Variation du centre de gravité (CG), du temps de contact et du nombre de sauts en RJ, avant (1) et après (2) entraînement (moyenne  $\pm$  SEM).

## Discussion

Dans notre étude, la combinaison de différents modes d'entraînement ne semble pas avoir apporté de bénéfice sur la composante contractile mise en jeu par le SJ, suggérant une simple augmentation de la force maximale. Par contre, une amélioration significative de la performance en CMJ est détectée, évoquant une augmentation du potentiel élastique dans le groupe pratiquant de la musculation.

En DJ et en RJ, notre technique a été peu utilisée mais elle est bien justifiée par Bobbert et coll. (4). L'amélioration en DJ, plus importante dans le groupe SR ( $19,3 \pm 5\%$ ) par rapport au groupe S ( $9,4 \pm 1,5\%$ ), peut suggérer les bénéfices supplémentaires de l'entraînement additionnel en musculation sur cette performance, ce qui peut être expliqué par une meilleure utilisation du potentiel élastique dans le cycle étirement raccourcissement.

Les résultats du RJ montrent que l'entraînement supplémentaire n'a aucun effet sur ce type d'effort. Le temps de contact des 15 derniers sauts du RJ est examiné pour étudier la capacité à endurer un travail mécanique. A l'inverse des 15 premiers sauts, ce temps de contact a diminué significativement et de façon importante dans le groupe SR suggérant l'effet de l'entraînement sur l'augmentation de la capacité de la structure musculo-tendineuse à transmettre rapidement un travail mécanique.

La lactatémie après exercice (proche de  $4 \text{ mmol.L}^{-1}$ ) indique une faible implication du système glycolytique dans un exercice de 30 secondes avec flexion et mise en jeu musculaire réduites.

## Références

- [1] Wilson, G.J., Newton R.U., Murphy A.J., & Humphries B.J. (1993). The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 25, 1279-1286.
- [2] Asmussen, E., & Bonde-Petersen, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 91, 385-392.
- [3] Cavagna, G.A., Komarek, L., Citterio, G., & Margaria, R. (1971). Power output of the previously stretched muscle. *Med Sports*, 6, 159-256.
- [4] Bobbert, M.F., Huijing, P.A., & Van Ingen Schenau, G.J.I. (1987). Drop jumping. I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 19(4), 332-333.