

**UNIVERSITE JEAN MONNET SAINT-ETIENNE**

**THESE DE DOCTORAT**

Présentée en vue de l'obtention du diplôme de Doctorat,  
spécialité Motricité Humaine et Handicap

par

**Jean-Benoît MORIN**

**FACTEURS MECANIKES DE LA PERFORMANCE EN SPRINT  
APPREHENDES PAR DE NOUVELLES METHODES DE MESURE**

*Soutenue publiquement le 14 décembre 2004*

**JURY :**

Pr. **Alain Belli** *Directeur (PU, Université Jean Monnet Saint-Etienne)*

Pr. **Pietro E. di Prampero** *Co-Directeur (Professore Ordinario, Università Degli Studi di Udine)*

Dr. **Christophe Hautier** *Rapporteur externe (MCF, Université Claude Bernard Lyon I)*

Dr. **Rodger Kram** *Rapporteur externe (Associate Professor, University of Colorado, Boulder, CO)*

Pr. **Christian Denis** *(PU, PH, Université Jean Monnet Saint-Etienne)*

Dr. **Peter G. Weyand** *(Assistant Professor, Rice University, Houston, TX)*

## REMERCIEMENTS

Ce travail de Doctorat a été réalisé de septembre 2001 à décembre 2004, au sein de l'unité de recherche Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap dirigée par le **Professeur André Geysant** à qui j'adresse mes sincères remerciements et toute ma reconnaissance pour avoir mis à notre disposition des moyens de travail, de recherche et de « vie au labo » idéaux. Merci de m'avoir accueilli à S<sup>t</sup>-Jean-Bonnefonds puis à Bellevue, et merci pour le temps et l'énergie que vous donnez à cette équipe et à ses membres.

Une partie de ce travail a été effectuée au sein du Dipartimento di Scienze e Tecnologia Biomedica de l'Università degli Studi di Udine, Italie, dans le cadre d'une co-tutelle de thèse, avec un financement par le programme Eurodoc de la Région Rhône-Alpes.

Mes premiers remerciements, et ma reconnaissance la plus forte, vont au **Professeur Alain Belli**. Depuis mon premier cours de biomécanique à l'UFR STAPS de Besançon jusqu'à ce jour, j'ai pu mesurer tant de fois ma chance d'avoir été entre autres étudiant, doctorant, enseignant, collègue, expérimentateur, rédacteur ou orateur à ses côtés et sous sa direction. Bénéficier de ses compétences, de sa passion pour la science et de son dynamisme intellectuel est un grand honneur. Alain merci pour tout et surtout pour ta confiance, nous te devons beaucoup professionnellement, et je te dois beaucoup personnellement.

Je remercie également le **Professeur Pietro E. di Prampero**, qui a co-dirigé ce travail, et qui nous a servi de guide à de nombreuses reprises, avec une disponibilité et un accueil inoubliables, lors de notre travail au « Dipartimento », mais également dans notre vie de tous les jours à Udine et Gemona. Grazie mille Professore.

J'adresse ma reconnaissance et un remerciement particulier aux membres du jury ayant accepté de juger ce travail :

les **Docteurs Rodger Kram** et **Peter Weyand**, qui malgré les éloignements géographique et linguistique ont suivi ce travail, en acceptant d'apporter leurs critiques précieuses aux articles et à cette thèse. Thank you so much.

Le **Professeur Christian Denis** : je suis très heureux de pouvoir bénéficier de sa vision de l'exercice musculaire, et de sa compétence scientifique que j'ai eu l'occasion d'apprécier à de nombreuses reprises depuis mon arrivée pour le DEA. Merci d'avoir accepté de juger ce travail de biomécanique « pure », malgré vos nombreuses activités.

Le **Docteur Christophe Hautier** : ses connaissances dans le domaine du sprint en course à pied, de la production de puissance maximale chez l'Homme, mais aussi des expérimentations appliquées en biomécaniques, en font un membre de jury dont je remercie la présence. Par ailleurs, sa sympathie et sa disponibilité en font pour moi un collaborateur très apprécié.

J'ai une pensée particulière pour les « bisontins », **Drs. Frédérique Hintzy-Cloutier** et **Frédéric Grappe**, qui ont été les premiers à accepter d'encadrer mon travail, et à me mettre dans les starting-blocks en maîtrise à Besançon. En sprint comme ailleurs, une course menée à bien dépend souvent d'un bon départ...[Merci Fred]<sup>2</sup>

J'adresse un salut amical à l'ensemble des personnes que j'ai côtoyées depuis quatre ans à Saint-Etienne, au labo, en manips, au STAPS, en congrès, ou ailleurs : les étudiants, enseignants, chercheurs, techniciens, secrétaires, les « bioméca », les « physios », les « ingénieurs » et les « toutes catégories ». Ce fut et c'est encore un plaisir de travailler parmi vous, je ne citerai pas tout le monde pour ne pas diviser la reconnaissance que j'ai pour vous tous. Merci en particulier aux sujets et assistants des manips.

Fabrice Romeyer a travaillé, lors de son stage de fin d'études d'Ingénieur, à la mise au point du système d'acquisition ambulatoire qui a permis de réaliser la dernière partie de ce travail, et de faire des expérimentations sur le terrain. Son travail rapide, efficace, sa sympathie, son humilité et sa discrétion rares méritent tout mon respect, et me laissent un souvenir très agréable, merci beaucoup.

---

Un travail de quatre ans est plus supportable lorsqu'il est dilué dans la détente et l'amitié, merci donc aux amis du 2-5, des pistes et des playgrounds, je vous citerai en temps voulu : quand on fera la liste des festivités post-doctorales...

Dédicace spéciale à Karim « la flèche » Zameziati : ça fait plaisir de se remémorer tout ce qu'on a vécu depuis qu'on a quitté notre Franche-Comté : Saint-Etienne, Gemona del Friuli entre autres, le travail comme le reste : « startrek ».

Félicitations enfin à Sylvain « c'est du génie » Dorel qui a pu mener à bien (et à base de popopopop) son doctorat le 13 décembre, sprint sur bicyclette vs sprint en course à pied : on a frôlé la photo-finish !

Merci La Famille. Maman, Papa, c'est une chance d'être un de vos fils. Merci pour votre soutien de toujours et votre amour. Grandir, étudier et vivre avec vous deux comme parents est une source de bonheur. Merci de nous avoir appris à vivre sans nous comparer aux autres. Gérald & Dim, même loin de vous, c'est une joie d'être votre frère.

Hélène, en regardant en arrière je mesure combien tout ce qu'on partage et tout ce qu'on a construit ensemble sont liés. Toi plus Moi vaut bien moins que Nous, la preuve encore ici. Merci à Roselyne, Michel, Lucie et Lionel pour leur soutien.

---

## FINANCEMENTS

J'ai été aidé pour réaliser ce travail par les financements suivants :

- Bourse de DEA, année 2000-2001
- Allocation de Recherche (1309-2001) et indemnité de Monitorat (2001-ENS 130), années 2001 à 2004
- Aide à la mobilité internationale de la Région Rhône-Alpes (Programme EURODOC, N° 02 005475 01)

« 3 février 1882

*C*hère mère, je ne sais pas bien où tu es et j'attendais pour t'écrire d'avoir une lettre de toi, mais je crains que nous ne nous attendions l'un l'autre et t'envoie à tout hasard un petit mot à Labergement.

*Je suis toujours tout à mes expériences qui donnent des résultats étonnants. On en parlera dans Landernau quand je publierai mes résultats. Je m'ouvre aussi à la photographie et j'arrive à faire d'assez bons paysages. Sous peu de jours j'aurai une série de vues de la ville et des environs. Mon ouvrier travaille avec autant d'entrain que moi, je suis bien tombé en le prenant, c'est un homme qui s'intéresse à ce qu'il fait.*

*Dis-moi où tu en es pour l'argent il m'est si facile de t'en envoyer, peut-être tes rentrées se font-elles fort mal.*

*Les changements de Ministère à Paris retardent beaucoup mes affaires de la Station physiologique. Heureusement j'ai le terrain et une subvention qui m'aidera beaucoup à travailler cette année et à payer mes frais de construction. J'ai un fusil photographique qui n'a rien de meurtrier et qui prend l'image d'un oiseau qui vole ou d'un animal qui court en un temps moindre d'un 500<sup>ème</sup> de seconde. Je ne sais pas si tu te représentes bien cette rapidité mais c'est quelque chose de surprenant.*

*Rien à t'apprendre du reste, il fait un peu froid mais beau soleil et je me porte parfaitement.*

*Amitiés à tout notre monde.*

*Je t'embrasse. »*

Etienne-Jules Marey (Beaune, 1830 - Paris, 1904), médecin et physiologiste français, successeur de Claude Bernard à l'Académie des sciences, dont il a été Président, a été un des précurseurs de l'analyse scientifique du mouvement, notamment à travers la création d'outils et méthodes d'observation photographique et cinématographique. La plupart de ses travaux sur ce thème et la retranscription de la présente lettre sont exposés dans son ouvrage majeur : « *Le mouvement* », réédité en 2002, Editions Jacqueline Chambon, Nîmes.

**TABLE DES MATIERES**

<b>INTRODUCTION GENERALE</b> .....	3
1. Facteurs physiologiques de la performance sur 100-m .....	6
Phosphagènes musculaires et glycolyse anaérobie .....	6
Liens avec la performance sur 100-m .....	7
2. Performance sur 100-m : analyse cinématique .....	10
Evolution de la vitesse : les trois phases du 100-m .....	10
Caractéristiques temporelles de la foulée au cours du 100-m .....	12
3. Facteurs mécaniques de la performance sur 100-m : la puissance des membres inférieurs .....	16
Puissance mécanique : définition, application à l'exercice musculaire .....	16
Mesure de la puissance mécanique lors de l'exercice maximal chez l'Homme .....	18
Liens entre puissance mécanique et performance sur 100-m .....	23
4. Facteurs mécaniques de la performance sur 100-m : la raideur musculo-tendineuse .....	25
Stockage-restitution d'énergie élastique en course à pied .....	26
Paramètres mécaniques du modèle masse-ressort : la raideur musculo-tendineuse .....	28
Liens entre raideur musculo-tendineuse et performance sur 100-m .....	32
5. Hypothèses de travail et buts de l'étude .....	33
 <b>PARTIE I : NOUVELLE METHODE DE MESURE DE LA PUISSANCE MECANIQUE LORS DU SPRINT SUR BICYCLETTE ERGOMETRIQUE</b> .....	34
Introduction .....	35
Matériel et méthodes .....	36
Sujets et protocole .....	36
Mesure de puissance : méthode de référence .....	36
Méthode de calcul proposée .....	38
Résultats .....	40
Discussion .....	42
Conclusion .....	43
Appendice : calculs détaillés .....	44
 <b>PARTIE II : PUISSANCE MECANIQUE ET PERFORMANCE EN SPRINT SUR 100-M</b> .....	46
Introduction .....	47
Matériel et méthodes .....	47
Sujets et protocole .....	47
Mesure de puissance mécanique des membres inférieurs .....	48
Performance lors du sprint sur 100-m .....	50
Statistiques .....	52
Résultats .....	52
Paramètres mécaniques évalués .....	52
Performances en sprint sur 100-m .....	52
Relations paramètres mécaniques – performances sur 100-m .....	53
Discussion .....	54
Paramètres mécaniques et performances évalués .....	54
Paramètres mécaniques liés à la performance en sprint .....	55
Conclusion .....	57

<b><i>PARTIE III : NOUVELLE METHODE DE MESURE DE RAIDEUR DU MEMBRE INFERIEUR LORS DE LA COURSE A PIED EN CONDITIONS DE TERRAIN</i></b> .....	58
Introduction.....	59
Matériel et méthodes.....	60
Protocoles.....	60
Mesures de raideur : plate-forme de force (méthode de référence).....	61
Mesures de raideur : méthode proposée.....	62
Statistiques.....	63
Résultats.....	64
Validité du postulat de base de la méthode présentée.....	64
Validité de la méthode proposée.....	64
Discussion.....	68
Validité de la méthode proposée.....	69
Postulat de base et hypothèses du modèle proposé.....	70
Analyse de sensibilité du modèle.....	70
Limites de la nouvelle méthode proposée.....	72
Conclusion.....	72
Appendice : calculs détaillés.....	73
<b><i>PARTIE IV : RAIDEUR EN SPRINT : INFLUENCE SUR LA PERFORMANCE LORS DU 100-M ET EVOLUTION AVEC LA FATIGUE</i></b> .....	76
Introduction.....	77
Matériel et méthodes.....	78
Sujets et protocole.....	78
Performances en sprint.....	78
Paramètres du modèle masse-ressort.....	79
Analyses statistiques.....	81
Résultats.....	82
Propriétés masse-ressort et performance en sprint : premier 100-m.....	82
Evolutions avec la répétition des sprints.....	83
Relations entre les paramètres mécaniques et les performances sur 100-m.....	84
Discussion.....	86
Propriétés masse-ressort lors du sprint en conditions de terrain.....	86
Relations avec la performance dans le premier 100-m.....	88
Evolutions avec la fatigue induite par la répétition des sprints.....	89
Relations entre les variations de paramètres mécaniques et de performances.....	91
Conclusion – perspectives.....	91
<b><i>CONCLUSION GENERALE</i></b> .....	93
<b><i>BIBLIOGRAPHIE</i></b> .....	96
<b><i>ANNEXES</i></b> .....	107

# INTRODUCTION GENERALE

Le sprint est non seulement une activité très précise présente dans les épreuves d'athlétisme, mais il est aussi rencontré dans de nombreuses activités physiques et sportives telles que le football ou le rugby, et s'il n'en constitue pas l'essence même, il en est un facteur clé de performance, comme en témoigne son développement dans la préparation physique moderne. Une définition commune du sprint pourrait être la suivante : course à vitesse maximale absolue pouvant être atteinte sur de courtes distances / durées. Cette définition pratique constitue un pléonasme dans la mesure où l'Homme ne peut maintenir sa vitesse de course maximale absolue que sur de très courtes distances : inférieures à 20 m, même chez les athlètes de haut niveau (Dick, 1989), soit pendant 2 à 3 s au maximum.

Le sprint correspond également à des disciplines de compétition à part entière en athlétisme, où la vitesse maximale est le but même de la pratique. Ainsi dans les règlements officiels, les courses de sprint sont celles inférieures ou égales à 400-m, ce qui correspond, au niveau régional à international, à des durées de 55 à 45 secondes.

### POURQUOI LE 100-M ?

Au-delà du fait que cette course est devenue un des événements sportifs les plus suivis lors de compétitions telles que les Jeux Olympiques, et la « discipline reine » de l'athlétisme, la course de 100-m plat est celle qui correspond le plus à la définition du sprint faite précédemment :

- **les vitesses maximales instantanées de course sont atteintes lors de cette épreuve :** ceci n'est pas toujours le cas ni sur 50 ou 60-m, ni sur 200-m (premiers 100 m en virage). Nous ne parlons pas ici de vitesses moyennes sur la totalité de la distance : en effet sur le 200-m ces vitesses moyennes sont parfois plus élevées (par exemple, les records du monde homologués au 1<sup>er</sup> Juillet 2004<sup>1</sup> du 100-m : 9,78 s et du 200-m : 19,32 s correspondent à des vitesses moyennes respectives de 10,22 et 10,35 m.s<sup>-1</sup>...).<sup>2</sup> La vitesse la plus élevée relevée à ce jour est de 12,05 m.s<sup>-1</sup> (soit environ 43,4 km.h<sup>-1</sup>), produite par B. Johnson et C. Lewis entre les 50 et 60 m du célèbre 100-m des Jeux Olympiques de Seoul en 1988 (Dick, 1989). Des données plus récentes ont été obtenues à l'aide de système laser et montrent une vitesse maximale de 11,87 m.s<sup>-1</sup> pour M. Greene et D. Bailey, atteinte respectivement après 58,1 et 62,3 m de course

<sup>1</sup> Règlements de l' International Amateur Athletic Federation (IAAF). Toutes les données statistiques sur les performances lors de compétitions internationales sont disponibles sur les sites [www.iaaf.org](http://www.iaaf.org) et <http://trackfield.brinkster.net>

<sup>2</sup> Cette comparaison vitesse instantanée et vitesse moyenne sur une distance a été à la source de controverses visant à déterminer « l'homme le plus rapide du monde », opposant alors D. Bailey, recordman du 100-m en 9,84 s et M. Johnson, recordman du 200-m en 19,32 s (Tibshirani, 1997), tranchées par l'organisation d'une confrontation directe sur 150-m remportée par D. Bailey après abandon de M. Johnson sur blessure...



lors de la finale des Jeux Olympiques d'Atnènes en 1997 (Brüggemann et al., 1999). En comparaison, la meilleure athlète féminine, M. Jones, atteint  $10.67 \text{ m.s}^{-1}$  en finale du 100-m de cette même compétition.

▪ **Des vitesses quasi-maximales sont maintenues :**

les données du 100-m des Championnats du Monde montrent que les athlètes maintiennent des vitesses de course très élevées jusqu'à la fin de la course. Ainsi M. Greene, vainqueur, a couru à une vitesse supérieure à  $11 \text{ m.s}^{-1}$  sur une zone allant de 28,6 à 100 m (Brüggemann et al., 1999). Bien que tous les coureurs (de haut niveau ou non) montrent une perte de vitesse qui peut aller de 0,9 à 7 % de leur vitesse maximale, entre le moment où elle est atteinte et la ligne d'arrivée, l'ampleur de cette perte montre de fortes variations entre les individus (Mero et al., 1992 ; Moravec et al., 1988).

Nous avons de plus choisi d'orienter nos recherches sur le sprint en étudiant la performance au cours du 100-m pour les deux raisons suivantes :

▪ **Peu de données sur cette discipline dans la littérature :**

comme nous le verrons en détails dans la suite de cette introduction, la littérature scientifique traitant des efforts maximaux lors de sprints chez l'Homme, porte en très grande majorité sur des efforts réalisés sur ergomètres en laboratoire (sprint en course à pied ou pédalage). Les études « *in situ* » portent par ailleurs soit sur des efforts de sprint courts (inférieurs à 60 m) permettant des études dynamiques de forces, moments articulaires, ou d'activité électromyographique, ou plus longs (200-m et surtout 400-m) au cours desquels les facteurs du métabolisme anaérobie sont étudiés.

Les études sur le 100-m ont pour but le plus souvent une mesure descriptive des seuls paramètres cinématiques de la performance : temps, vitesses, distances, en vue soit de les comparer à des paramètres mécaniques mesurés en laboratoire, soit d'y appliquer des modèles mathématiques prédictifs de la performance.

▪ **Praticité des études de terrain :**

Le fait que cette course se déroule dans des conditions standard, en ligne droite et dans un espace conventionnel de stade d'athlétisme permet une approche de la performance en conditions de terrain relativement pratique au regard des outils d'analyse mécanique et cinématique dont nous disposons, notamment le système radar de mesure de la vitesse instantanée (décrit en détail plus loin).

## 1. Facteurs physiologiques de la performance sur 100-m

Comme nous venons de le voir, les durées des efforts maximaux accomplis sur 100-m sont d'environ 10 à 15 s. L'aspect énergétique de ces performances est donc principalement anaérobie, et marqué par un facteur essentiel : l'utilisation des composés phosphagènes intramusculaires.

### PHOSPHAGENES MUSCULAIRES ET GLYCOLYSE ANAEROBIE

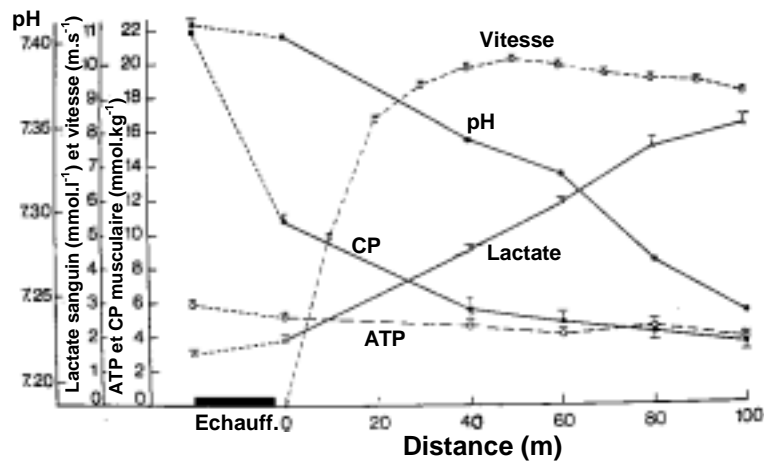
L'adénosine triphosphate (ATP) est le principal vecteur de la conversion d'énergie chimique en travail mécanique par les fibres musculaires. Or des données moyennes montrent un contenu d'ATP de 5 à 6 mmol.kg<sup>-1</sup> de muscle frais dont seulement 1 mmol.kg<sup>-1</sup> disponible pour la contraction (Astrand et Rohdal, 1986), soit un effort maximal de quelques fractions de seconde...

Lorsque l'exercice perdure au-delà de cet infime laps de temps, l'ATP est resynthétisé en premier lieu et principalement par dégradation d'un autre phosphagène : la créatine-phosphate (CP), disponible en plus grande quantité : 15 à 20 mmol.kg<sup>-1</sup> de muscle frais disponibles pour la contraction (Margaria et al., 1966). La déplétion complète des stocks de CP disponible permet de maintenir une intensité maximale d'effort tel que le sprint pendant environ 5 à 8 s (Margaria et al., 1966 ; Di Prampero et Mongoni, 1981 ; Hirvonen et al., 1987) soit des distances de 40 à 60 m.

Si l'effort de contraction maximale se poursuit, comme c'est le cas sur 100-m, la glycolyse anaérobie devient la principale voie de resynthèse de l'ATP. Cette dernière engendre la production d'acide lactique, rapidement séparé en lactate et en ion hydrogène. L'augmentation de lactate s'accompagne donc d'une augmentation de concentration en ions hydrogène, soit une diminution du pH intramusculaire et sanguin, facteurs limitant la production de force lors d'efforts maximaux (Hermansen, 1972 ; 1984 ; Tesch et al., 1978 ; Jones et al., 1995).

La figure 1 résume ces évolutions au cours du 100-m. Il est important de noter que tout au long de cet effort, les différents modes de resynthèse de l'ATP ne se succèdent pas *stricto sensu*, mais coexistent avec des parts variables dans la resynthèse au fil du temps. Dans l'étude d'Hirvonen et al. (1987), en fin de 100-m, les quantités de CP disponibles pour la

contraction sont quasi totalement utilisés, et le lactate sanguin atteint des concentrations de 8 mmol.l<sup>-1</sup> chez des sprinters de haut niveau.



**Figure 1.** Evolutions typiques de vitesse, lactate sanguin, ATP et CP musculaires pour différentes distances de course chez 7 sujets, records personnels au 100-m : 10,89 ± 0,11 s (d'après Hirvonen et al., 1987)

Ces données sont comparables à celles d'autres études sur des coureurs de 100-m de haut niveau (Hautier et al., 1994), et légèrement inférieures aux 12,5 mmol.l<sup>-1</sup> à 15 mmol.l<sup>-1</sup> observés par Bret et al. (2001), Fujitsuka et al. (1982) ou Locatelli (1999) pour des populations de niveau inférieur et plus hétérogènes. Nous noterons que ces concentrations sont bien inférieures à celles mesurées en fin de 400-m, qui approchent le plus souvent les 20 à 25 mmol.l<sup>-1</sup> après environ 50 s d'effort (Lacour et al., 1990 ; Nummela et al., 1992 ; Numella et Rusko, 1995).

**LIENS AVEC LA PERFORMANCE SUR 100-M**

Concernant l'utilisation des phosphagènes et en particulier de la CP, il a été clairement démontré que l'aptitude à utiliser au maximum la CP disponible est un facteur déterminant de la performance sur 100-m (Hirvonen et al., 1987). Si toutes les études montrent un lien direct et clair entre la concentration sanguine de lactate post-exercice et la performance sur le sprint de longue distance : 400-m (Lacour et al., 1990 ; Nummela et al., 1992 ), il n'en est pas de même concernant le 100-m. Ainsi Hirvonen et al. (1987), ainsi qu' Hautier et al. (1992) n'ont démontré aucune relation entre la vitesse de course moyenne ou maximale sur 100-m et la concentration sanguine de lactate post-exercice chez des sprinters de haut niveau formant des populations homogènes (records allant de 10,68 à 10,97 s pour la première étude, et performance lors de l'étude de 10,7 ± 0,24 s pour la seconde). D' autres études en revanche ont observé cette relation (Fujitsuka et al., 1982 ; Bret et al., 2001), mais les populations étudiées étaient très hétérogènes au plan des performances : 15 sujets de 11,8 à 14,3 s pour Fujitsuka et al. (1982) et 36 sujets, de 10,72 à 13,69 s au 100-m pour Bret et al. (2001).

Le fait que la relation vitesse-concentration de lactate devienne significative chez ces populations pouvant être expliqué par les temps d'efforts plus longs, s'accompagnant d'une part de la glycolyse anaérobie dans la production d'énergie plus importante (Hirvonen et al., 1987 ; Nummela et al., 1992).

En résumé de ce point, nous pouvons considérer au vu des résultats précédents que la concentration sanguine de lactate post-exercice ne semble pas conditionner la performance sur 100-m chez des populations homogènes de spécialistes, couvrant la distance dans des temps de l'ordre de 11 s ou moins. Elle n'est en tout cas pas un paramètre établi et systématique de cette performance, comme l'est la production d'énergie par dégradation de CP en début d'effort.

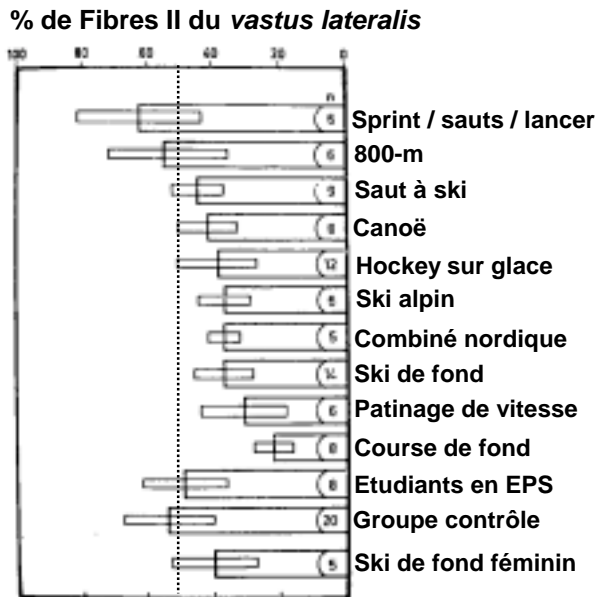
Par ailleurs, le tissu musculaire squelettique humain est constitué de cellules ou fibres musculaires. D'après leurs caractéristiques histochimiques et neurophysiologiques, on distingue de façon très schématique trois grands types de fibres, d'après la nomenclature classique (Brooke et Kaiser, 1970 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 1998) : des fibres dites « rapides » (types IIa et IIb), et des fibres dites « lentes » (type I). La répartition de ces types de fibres au sein d'un muscle ou d'un groupe fonctionnel de muscles influence leurs propriétés mécaniques. Ainsi, un muscle présentant un fort pourcentage de fibres II pourra produire d'importantes puissances, à de plus importantes vitesses de contractions (Thorstensson et al., 1976 ; Bosco et Komi, 1979a ; Komi, 1979 ; Bosco, 1992), et présentera une plus grande fatigabilité qu'un muscle majoritairement constitué de fibres I (Inbar et al., 1988 ; Denis et al., 1992 ; Sargeant, 1994).

Ainsi comme l'illustre la figure 2, il a été constaté à de nombreuses reprises que les principaux muscles moteurs des athlètes spécialisés en sprint (principalement extenseurs de la hanche et des membres inférieurs, le *vastus lateralis* étant le plus souvent étudié par biopsie) présentaient de forts pourcentages en fibres de type II (par exemple 63 % pour des sportifs de disciplines explosives type lanciers ou sprint *versus* 22 % pour des coureurs de longues distances<sup>3</sup>...) (Gollnick et al., 1972 ; Komi et al., 1977).

De plus, un fort pourcentage de fibres de type II dans ces groupes musculaires a été décrit comme un facteur de performance en sprint, en étant corrélé avec les performances sur 100-m, ainsi qu'avec les vitesses de courses maximales produites (Mero et al., 1981).

---

<sup>3</sup> Le caractère héréditaire de cette répartition est à l'origine de l'adage selon lequel « *Pour courir vite, il faut de l'entraînement et...bien choisir ses parents* »



**Figure 2.** Pourcentage de fibres rapides du *vastus lateralis* suivant la pratique sportive : membres des équipes nationales et olympiques finlandaises (d'après Komi et al., 1977). La ligne en pointillés indique une répartition égale entre fibres lentes et rapides

L'activation neuronale et le recrutement / activation de ces fibres sont enfin des facteurs intervenant dans les disciplines où d'importantes forces et vitesses de contractions sont requises. Cependant, leurs liens directs avec la performance (hors conditions de fatigue) sur 100-m sont peu clairs (Ross et al., 2001). Les analyses électromyographiques montrent une activité significative avant et pendant le contact, la pré-activation musculaire servant à mieux résister aux importantes forces d'impact au sol (Mero et Komi, 1987 ; Mero et al., 1992), le rôle de la conductivité nerveuse restant peu clair : on constate son amélioration avec l'entraînement en sprint, mais les liens vitesse de conduction nerveuse / performance en sprint sur 100-m sont à notre connaissance toujours hypothétiques (Mero et al., 1992 ; Ross et al., 2001).

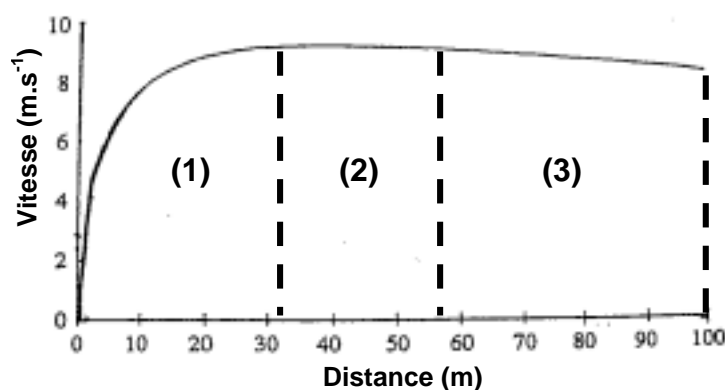
**Ces données physiologiques montrent un très fort consensus sur l'importance de l'utilisation des substrats phosphagènes intramusculaires et une tendance à l'absence de lien entre lactate et performance pour des populations de spécialistes. Nous avons donc choisi, devant cette lacune d'explication « physiologique » de la performance, de nous intéresser aux paramètres mécaniques de la course pour tenter de préciser l'explication les différences interindividuelles de performance dans les différentes phases du 100-m. Nous discuterons ces paramètres après avoir exposé une première approche mécanique du 100-m, à savoir ses caractéristiques cinématiques.**

## 2. Performance sur 100-m : analyse cinématique

En prélude à cette étude sur les facteurs biomécaniques de la performance en sprint, une analyse cinématique de la performance lors de ce type d'effort nous semble indispensable. En effet, les paramètres cinématiques (temps, vitesses, accélérations) observés sur 100-m montrent des caractéristiques communes à tous les niveaux de performance et rencontrées de façon systématique lors de toutes les analyses de cette course. Nous décrirons donc ces évolutions typiques de la vitesse pendant le 100-m, à travers les « trois phases du 100-m », telles qu'elles ont été classiquement définies dans la littérature. Nous présenterons ensuite les principales caractéristiques cinématiques de la foulée de sprint.

### EVOLUTION DE LA VITESSE : LES TROIS PHASES DU 100-M

L'analyse cinématique du 100-m (Henry et Trafton, 1951 ; Volkov et Lapin, 1979 ; Delecluse et al., 1995) montre qu'au cours de la course, la vitesse horizontale de déplacement évolue du départ à l'arrivée comme suit :



**Figure 3.** Evolution typique de la vitesse de course en fonction de la distance. Données moyennes pour 171 sujets (temps : de 11,32 à 12,90 s) mesurées par vélocimètre (d'après Delecluse et al., 1995)

#### *Phase d'accélération initiale (1) :*

Cette phase inclut la réaction au signal sonore de départ. Le temps de réaction correspond au laps de temps séparant l'émission du signal sonore et l'application de force par les coureurs dans les starting-blocks. Une étude de Mero et Komi (1990) utilisant un seuil de force égal à 10 % de la force horizontale maximale appliquée aux blocks reporte des temps de réaction moyens de 120 ms. En grand championnat, ces temps s'étalent généralement entre 110<sup>4</sup> et 200 ms sur 100-m (Brüggemann et al., 1999). Nous ne traiterons pas des temps de réaction lors de

<sup>4</sup> Des temps de réactions inférieurs à 100 ms étant considérés comme « physiologiquement » impossibles, cette durée a été fixée dans les règlements de l'IAAF comme limite au faux départ.

cette étude, dans la mesure ou leur absence de lien avec la performance a été montrée à de nombreuses reprises (Mero et al., 1992).

Cette phase s'étend du départ jusqu'à l'atteinte de la vitesse maximale de course, entre 30 et 60 m soit sur des durées d'environ 4 à 8 s selon les sujets (Volkov et Lapin, 1979 ; Moravec et al., 1988). Au cours de cette phase, les sujets doivent produire d'importantes forces sur les starting-blocks puis au sol afin de se propulser, et vaincre l'inertie liée à leurs masses pour accélérer : des analyses dynamiques du départ en starting-blocks reportent des forces de plus de 1500 N (Mero et al., 1992). Les six meilleurs finalistes masculins des Championnats du Monde de 1997 ont atteint par exemple leurs vitesses maximales respectives (11,56 à 11,87 m.s<sup>-1</sup>) en moyenne à 60,4 m (de 58,1 à 62,3 m selon les athlètes), soit une durée moyenne de 6,45 s (Brüggemann et al., 1999). Ces données correspondent à des accélérations moyennes au cours de cette phase de l'ordre de 1,8 m.s<sup>-2</sup>. Des mesures radar ont par ailleurs permis d'observer des accélérations instantanées en tout début de course de 6,4 m.s<sup>-2</sup> (Chelly et Denis, 2001).

Il existe des différences interindividuelles concernant les paramètres cinématiques de cette première phase. Ainsi, une comparaison avec des sujets non spécialistes de sprint montre qu'ils atteignent leurs vitesses maximales respectives dans des temps significativement plus courts : 4,2 s par exemple pour Volkov et Lapin (1979). Les sujets de très haut niveau prolongeant leur accélération initiale au-delà de la mi-course, tandis que les sujets débutants ou non spécialistes ne sont plus capables d'accélérer au-delà de 30 à 50 m.

### **Phase de course à vitesse quasi-maximale (2) :**

Au cours de cette phase, les sujets ne stabilisent pas leur vitesse exactement à sa valeur maximale (contrairement à ce qu'évoque l'appellation parfois rencontrée de « phase à vitesse maximale constante »), mais à des vitesses très proches des 95 % de la vitesse maximale. La durée de cette phase est ici encore très variable suivant les sujets et le niveau de performance. D'après les données de Brüggemann et al. (1999), lors de la finale d'Athènes en 1997, les distances couvertes par les six meilleurs sprinters à des vitesses supérieures à 11.5 m.s<sup>-1</sup> (soit environ 95 % de leurs vitesses maximales) étaient en moyenne de 35,1 ± 11,1 m (allant de 20 m pour D. Ezinwa, 6<sup>ème</sup> à 50,2 m pour M. Greene, 1<sup>er</sup>). Des données personnelles obtenues lors de l'évaluation de 10 sprinters de niveau régional (Morin, 2001) montrent des distances supérieures à 95 % de la vitesse maximale couvertes de 66,1 ± 8,8 m en moyenne (allant de 52 à 76,9 m).

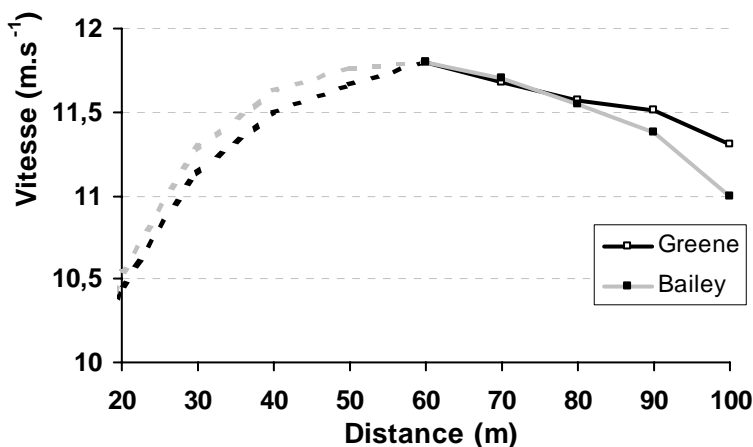
Quant aux vitesses maximales atteintes, elles s'étendent de 11,56 à 11,87 m.s<sup>-1</sup> pour les six finalistes d'Athènes 1997 contre 9,17 à 10,3 m.s<sup>-1</sup> pour les sprinters de niveau régional.

On constate que lors de cette phase également, des différences interindividuelles de vitesse maximale, mais surtout de durée de cette phase existent, au plus haut niveau mondial de compétition comme au niveau régional.

**Phase de décélération (3) :**

La phase qui s'étend du point d'atteinte de la vitesse maximale à la ligne d'arrivée est marquée par une décélération systématique, plus ou moins importante, quel que soit le niveau du coureur. Ainsi l'abus de langage souvent utilisé pour commenter une fin de course consistant à dire « le coureur accélère dans les derniers décamètres » devrait être remplacé par « le coureur décélère moins que ses adversaires »...Moravec et al. (1988) ont reporté de fortes variations interindividuelles dans la perte de vitesse allant de 0 à 9,3 % de la vitesse maximale lors d'une finale mondiale en 1987. Les données de la finale d'Athènes montrent qu'en fin de 100-m, les athlètes ont perdu de 4,8 à 10,4 % de leur vitesse maximale. Les sprinters de niveau inférieur perdent également de la vitesse en fin de course, avec également des différences interindividuelles élevées : de 0,9 à 6,2 % (Morin, 2001).

La figure 4 montre un exemple de ces variations interindividuelles de perte de vitesse, avec les cas typiques des deux meilleurs athlètes de la finale mondiale de 1997. Bien qu'ils atteignent des vitesses maximales identiques (11,87 m.s<sup>-1</sup> à 60 m), leurs décélérations montrent des profils différents, déterminant leurs classements respectifs.



**Figure 4.** Décélérations comparées des deux meilleurs athlètes lors de la finale mondiale du 100-m en 1997 (d'après les données de Brüggemann et al., 1999)

**CARACTERISTIQUES TEMPORELLES DE LA FOULEE AU COURS DU 100-M**

L'autre aspect de l'analyse cinématique de la performance lors d'un 100-m est celui des caractéristiques simples de la foulée les plus directement mesurables : la fréquence et l'amplitude des pas, ainsi que les temps de contact et de vol au cours de ces pas.



**Fréquence et longueur de pas :**

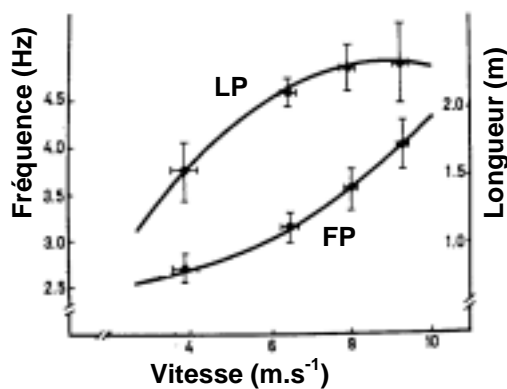
Nous utiliserons au cours de ce travail le terme « pas », correspondant au terme anglais « step » (soit la partie de la course allant du début du contact d'un pied au sol au début du contact de l'autre pied), et non celui de « foulée » (correspondant à l'anglais « stride »), qui s'étend du début d'un appui au début de l'appui suivant du même pied (soit deux pas successifs).

Pour approfondir quelque peu l'étude des évolutions de la vitesse de course, on peut en effet la présenter comme étant le produit de deux facteurs, la fréquence et la longueur de pas :

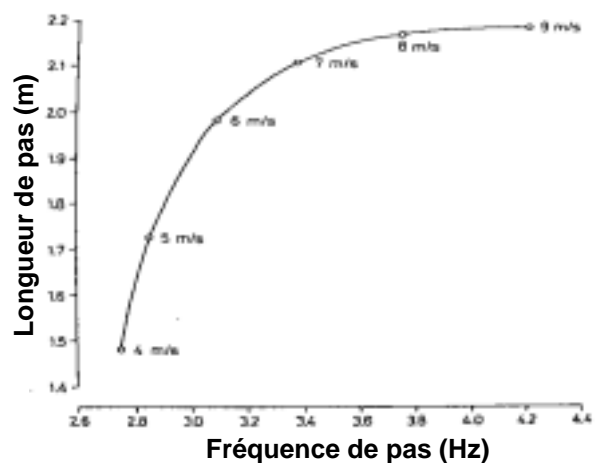
$$\text{Vitesse (m.s}^{-1}\text{)} = \text{Fréquence (Hz)} \cdot \text{Longueur (m)} \quad \text{Eq. (1)}$$

Ainsi par exemple, un coureur effectuant 4 pas de 2,5 m chacun par seconde (données typiques du 100-m) court à une vitesse de 10 m.s<sup>-1</sup> soit 36 km.h<sup>-1</sup>. Ces deux paramètres ayant un poids « mathématique » relatif équivalent dans la détermination de la vitesse de course, on peut donc en théorie augmenter sa vitesse de course en augmentant sa fréquence de pas, la longueur de ses pas, ou ces deux paramètres simultanément.

Cependant, les études sur ce point montrent des tendances très nettes quant à l'évolution de ces paramètres avec la vitesse de course. Ainsi lorsque la vitesse de course augmente, fréquence et longueur de pas augmentent, mais pas de façon linéaire (Luhtanen et Komi, 1978 ; Wood, 1987 ; Weyand et al., 2000), certains auteurs décrivant une « interaction négative » réciproque entre ces deux facteurs (Hoffman, 1971 ; Hunter et al., 2004) : augmenter la longueur des pas pour augmenter sa vitesse se fera au détriment de la fréquence et *vice versa*. Les figures 5 et 6 résument ces évolutions typiques : lorsque la vitesse augmente, c'est d'abord sous l'effet d'une augmentation de la longueur des pas, qui stagnera par la suite aux vitesses élevées, contemporaines en revanche d'une augmentation de fréquence (Ballreich, 1976 ; Luhtanen et Komi, 1978 ; Weyand et al., 2000).



**Figure 5.** Evolutions typiques de la fréquence (FP) et de la longueur (LP) de pas en fonction de la vitesse (d'après Luhtanen et Komi, 1978)

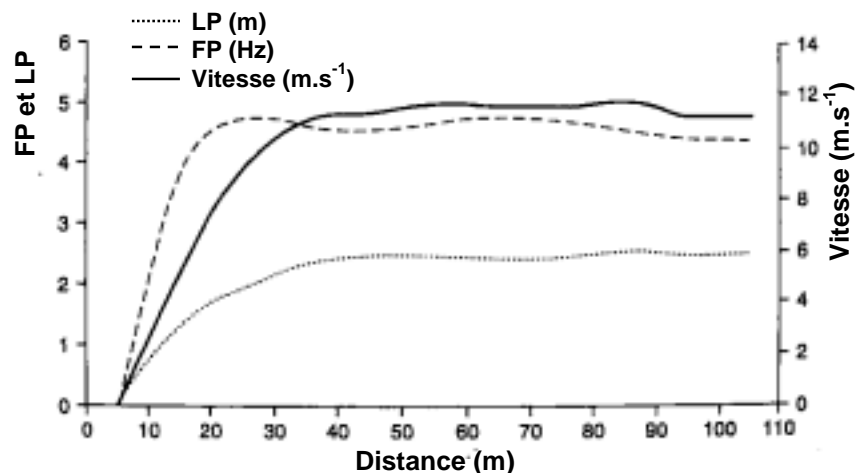


**Figure 6.** Relations entre vitesse de course, fréquence et longueur de pas (d'après Dillman, 1975)

La longueur des pas semble donc être un facteur limitant de la performance aux vitesses maximales, comme l'ont par exemple montré Mero et Komi (1986) : lorsque des vitesses de course supra-maximales ont été atteintes par un système de tirage horizontal, l'augmentation de vitesse de 8,4 % a correspondu à une augmentation de 6,9 % de la fréquence des pas contre seulement 1,5 % de leur longueur.

Lors d'un 100-m, ces évolutions avec la vitesse ont été décrites par exemple par Ae et al. (1992), les valeurs communément rencontrées à vitesse maximale étant de l'ordre de 4 à 5 Hz pour des longueurs de pas de 2 à 2,06 m (Mann et Herman, 1985 ; Moravec et al., 1988 ; Mero et al., 1992), avec des variations interindividuelles assez importantes, par exemple de 4,1 à 5 Hz et de 1,76 à 2,61 m pour les 8 finalistes mondiaux en 1997. Ces données montrent que la longueur de pas augmente puis stagne au cours du 100-m pour tous les sujets, tandis que la fréquence, qui augmente pour tous les sujets en début de sprint, montre ensuite des évolutions très différentes selon les sujets : augmentation, stabilisation et diminution. La figure 7 montre ces évolutions typiques, avec des tracés moyens pour les finalistes du 100-m masculins des championnats du monde 1991.

**Figure 7.** Evolutions de fréquence (FP), longueur (LP) de pas et vitesse au cours d'un 100-m. Données moyennes des finalistes hommes des Championnats du Monde 1991 (d'après Ae et al., 1992)



Il est important de noter, en conclusion de ce point, que les études traitant de l'importance relative de ces deux paramètres dans la performance restent peu concluantes, certains auteurs proposent en effet quant à eux la fréquence de pas comme facteur limitant de la performance en sprint (Mero et al., 1981 ; 1992 ; Wood, 1987 ; Van Ingen Schenau et al., 1994).

**Temps de contact et de vol :**

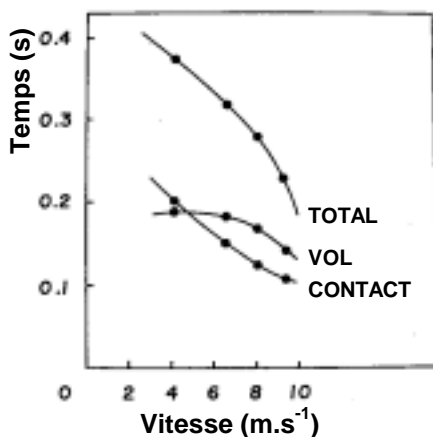
Comme l'indique leurs noms, ces temps correspondent respectivement au temps pendant lequel le pied d'appui est en contact avec le sol, et au temps de suspension séparant deux appuis successifs. Ces paramètres cinématiques de la course ont été parmi les premiers étudiés aux débuts de l'analyse moderne des mouvements de marche, de course ou de galop. Ainsi

Etienne-Jules Marey dès la fin du XIX<sup>ème</sup> siècle en établit la mesure lors de la marche et de la course au moyen de « chaussures exploratrices » décrites plus loin (figure 43) : « On obtient ainsi des notations qui varient suivant l'allure de l'homme [...]. La première notation correspond à l'allure du pas en terrain plat [...]. La troisième est celle de la course [...]. La quatrième exprime une course plus rapide que la précédente : les appuis sont plus courts, et les suspensions plus longues. »



**Figure 8.** « Notation chronographique des appuis des pieds de l'homme à différentes allures ». Marey, 1894

Cette évolution typique a ensuite été de nombreuses fois rencontrée dans la littérature : les temps de contact du pied d'appui au sol diminuent significativement lorsque la vitesse augmente des vitesses les plus lentes de course (de l'ordre de  $2\text{m.s}^{-1}$ ) vers les vitesses maximales (de l'ordre de  $10\text{m.s}^{-1}$ ) comme le montre par exemple la figure 9. Des temps de 200 à 400 ms sont généralement observés à vitesses faibles (Luhtanen et Komi, 1978 ; He et al., 1991 ; Farley et Gonzalez, 1996 ; Weyand et al., 2001 ; Dutto et Smith, 2002), tandis qu'ils peuvent atteindre 80 à 120 ms aux vitesses maximales de course (Mero et Komi, 1986 ; Mero et al., 1992 ; Nummela et al., 1992 ; 1996 ; Weyand et al., 2000 ; Hunter et al., 2004). A l'opposé, les temps de suspension (ou de vol) augmentent légèrement lors de l'augmentation de la vitesse pour des vitesses sous-maximales (de 2 à  $6\text{m.s}^{-1}$ ), pour ensuite décroître avec l'atteinte des vitesses maximales de course (figure 9), mais de façon non significative (Luhtanen et Komi, 1986 ; Weyand et al., 2000). Les valeurs communément observées pour ce paramètre s'étendent d'environ 110 à 200 ms suivant les vitesses (Mero et al., 1992 ; Weyand et al., 2000 ; Hunter et al., 2004)



**Figure 9.** Evolutions typiques des temps de vol, de contact et du temps total d'un pas avec l'augmentation de la vitesse de course (d'après Luhtanen et Komi, 1978)

Nous avons vu lors des paragraphes précédents que la performance au cours du 100-m en sprint était marquée par trois grandes phases distinctes (accélération, vitesse quasi-maximale et décélération), et que les principaux paramètres cinématiques de la course montraient des variations interindividuelles. Le sujet de ce travail étant les facteurs biomécaniques de la performance en sprint, nous décrirons ici les deux principaux paramètres mécaniques étudiés : la puissance et la raideur musculo-tendineuse des membres inférieurs.

### *3. Facteurs mécaniques de la performance sur 100-m : la puissance des membres inférieurs*

#### PUISSANCE MECANIQUE : DEFINITION, APPLICATION A L'EXERCICE MUSCULAIRE

##### *Définition de la puissance mécanique*

Dans la mécanique classique, lorsqu'une force  $\vec{F}$  appliquée à un solide pendant une certaine durée est associée à son déplacement, elle produit un changement d'énergie de ce solide ou travail mécanique. La puissance moyenne correspond alors au rapport entre ce travail mécanique et la durée d'application de la force :

$$P = W(\vec{F}) t^{-1} \quad \text{Eq. (2)}$$

Le travail étant exprimé en Joules (J), la durée en secondes (s) et la puissance en Joules.s<sup>-1</sup> ou Watts (W).

Il est également possible d'exprimer la puissance mécanique comme le rapport entre une force et la vitesse d'application de cette force. En effet, mécaniquement, lorsqu'une force est appliquée à un solide, le travail de cette force correspond au produit scalaire de la composante de la force parallèle au déplacement et de la longueur de ce déplacement. L'équation (2) devient alors :

$$P = F_T d t^{-1} \quad \text{Eq. (3)}$$

Avec  $F_T$  la composante de la force parallèle au déplacement exprimée en Newtons (N), et  $d$  la distance sur laquelle sera appliquée cette force (en m). Une analyse dimensionnelle de l'équation (3) montre qu'on peut exprimer une puissance mécanique comme le produit d'une force par une vitesse :

$$[W] = [N][m][s]^{-1} \Leftrightarrow [W] = [N][m.s^{-1}] \quad \text{Eq. (4)}$$

***Application à l'exercice musculaire : relations typiques du muscle isolé***

Les premières tentatives de description et d'étude des propriétés anatomo-fonctionnelles du muscle squelettique par des « modèles mécaniques du muscle » lui attribuèrent une composante « contractile » placée en série avec une composante « élastique » ou visqueuse (Hill, 1922 ; 1938 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 1998). Les travaux initiaux d'Archibald Vivian Hill ont par la suite été détaillés et approfondis, jusqu'au modèle à trois composantes (Hill, 1951) dont les fondements théoriques n'ont que peu été remis en cause depuis.

Les mécanismes de la contraction mettent en jeu principalement les filaments protéiques d'actine et de myosine, qui par modification de leur positions spatiales relatives « glissent » les uns par rapport aux autres, provoquant le raccourcissement des fibres (Huxley et al., 1957). Ainsi, la cellule musculaire par la complexité de son organisation anatomo-physiologique présente la faculté de produire des tensions lors de son activation (Huxley H.E. et Hanson, 1954 ; Huxley A.F. et Niedergerke, 1954)<sup>5</sup>.

Des forces sont donc produites lors de ces raccourcissements qui se produisent avec une certaine vitesse : ces deux paramètres constituent la puissance mécanique développée par le muscle lors de sa contraction, et des relations typiques ont été observées sur des muscles isolés entre la force produite par un muscle et sa vitesse de raccourcissement (figure 10). De même, la puissance produite montre une relation caractéristique avec la vitesse de contraction (figure 10). Ces relations portent couramment le nom de relations « force-vitesse » et « vitesse-puissance » (Hill, 1922 ; Gasser et Hill, 1924 ; 1938 ; Fenn et Marsh, 1935 ; Wilkie, 1950). Elles ont été modélisées (à partir d'expérimentations sur muscles de grenouille notamment) à l'aide de fonctions mathématiques et des « équations de Hill » (Hill, 1938).

Une équation de type hyperbolique décrit les relations force-vitesse :

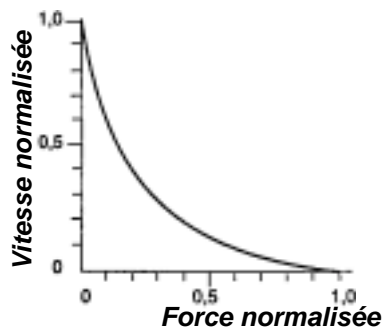
$$(P + a)(V + b) = (P_0 + a)b = \text{constante} \quad \text{Eq. (5)}$$

où  $P$  est une force,  $V$  la vitesse de contraction à laquelle cette force est produite,  $P_0$  la force maximale théorique (correspondant à une vitesse nulle, soit lors d'une contraction isométrique),  $a$  et  $b$  sont des constantes ayant respectivement les dimensions d'une force et d'une vitesse.

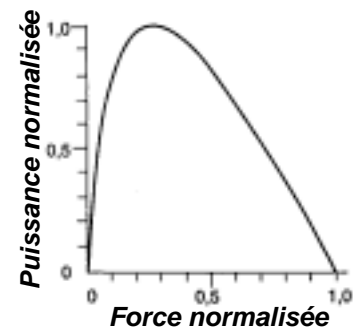
Les relations puissance-force et puissance-vitesse sont quant à elles décrites par une relation de type polynomial obtenue à partir des relations force-vitesse précédemment décrites.

---

<sup>5</sup> Etonnante coïncidence historique : ces relations entre structure microscopique et conversion d'énergie chimique en énergie mécanique par le muscle squelettique ont été démontrées par deux homonymes anglais n'ayant pas de lien, dans deux articles consécutifs du même numéro de mai 1954 de la revue *Nature*. Andrew Fielding Huxley, qui sera Prix Nobel de Physiologie en 1963, et Hugh Esmor Huxley, qui, à 80 ans, vient de publier « Fifty years of muscle and the sliding filament hypothesis » dans la revue *European Journal of Biochemistry* (Huxley, 2004), 50 ans après ses premières découvertes...



**Figure 10.** Relations typiques force-vitesse et puissance-force obtenues sur *sartorius* de grenouille (d'après Hill, 1964). Les valeurs sont normalisées par rapport aux valeurs maximales



Nous pouvons résumer très schématiquement ces relations ainsi<sup>6</sup> :

- la tension que peut produire un muscle isolé décroît avec l'augmentation de sa vitesse de raccourcissement, et réciproquement
- un muscle isolé produit une puissance maximale pour des valeurs intermédiaires de force et de vitesse. Cette puissance décroît en-deçà et au-delà de ces valeurs optimales.

Ces propriétés mécaniques sont dépendantes de nombreux facteurs anatomiques (surface de section, angle de pennation, longueur et typologie des fibres) ou physiologiques (niveau d'activation, état de fatigue, température) que nous ne détaillerons pas ici, mais leur schéma générale reste celui décrit précédemment.

## MESURE DE LA PUISSANCE MECANIQUE LORS DE L'EXERCICE MAXIMAL CHEZ L'HOMME

### Principes généraux d'utilisation des ergomètres

Lors de l'exercice musculaire étudié de façon globale et non plus sur muscle isolé, les relations entre force, vitesse et puissance produites sont appréhendées à l'aide d'ergomètres. Ainsi, s'il existe de nombreux types d'ergomètres pour étudier les mouvements mono-articulaires simples (flexion-extension du coude, du genou...), les mouvements complexes faisant intervenir le membre inférieur entier, tel que le sprint, sont étudiés à l'aide de deux types d'ergomètres que nous détaillerons : le tapis roulant et la bicyclette ergométrique.

Une façon de quantifier le travail fourni et donc la puissance lors d'un exercice maximal est de permettre un effort proche du mouvement global étudié avec une dissipation de l'énergie produite contre des résistances externes (Van Ingen Schenau, 1990). Il est alors possible d'étudier la puissance produite dans un environnement stable et dans des conditions standard de laboratoire, en mesurant des puissances mécaniques à travers des forces et des vitesses.

<sup>6</sup> L'article de D.R. Wilkie (1950) débute par une image simple résumant ces propriétés : « les poids légers peuvent être soulevés plus rapidement que les lourds ».

Ainsi le tapis de course et la bicyclette ergométrique permettent ces mesures de force et de vitesse au cours du temps au niveau du point d'application de cette force, et donc l'évaluation de la puissance maximale produite par les sujets.

**Puissance lors du saut vertical**

L'aptitude à élever son centre de masse lors d'un saut vertical, par le biais d'une extension des membres inférieurs, a été un des premiers tests d'évaluation de la puissance des membres inférieurs. Ainsi dès 1921, Sargent proposa un test de saut vertical basique au cours duquel la hauteur atteinte était mesurée au regard d'une différence d'empruntes laissées sur une toise murale (Sargent, 1921). Ce type de test a été par la suite amélioré, notamment par l'utilisation des plate-formes de force (Cavagna, 1975). Dans les années 80, feu Carmelo Bosco reprendra l'utilisation du saut vertical pour évaluer la puissance mécanique des membres inférieurs, en y ajoutant la simplicité d'un système de mesure : le tapis de saut Ergojump® (pour revue : Bosco, 1992). Le principe de cet outil est que lors du décollage et de l'atterrissage, le sujet par son poids ouvre / ferme un circuit électrique contenu dans un tapis de saut, déclenchant et arrêtant ainsi un chronomètre électronique.

Ainsi, à partir des temps de vol et de contact obtenus, et sur la base des principes physiques régissant l'impulsion et la chute des corps, l'élévation du centre de masse lors de chaque saut peut être calculée comme proposé par Asmussen et Bonde-Petersen (1974) :

$$h = 1/8.g.t_v^2 \qquad \text{Eq. (6)}$$

Bosco a proposé l'équation suivante pour calculer la puissance moyenne par unité de masse lors de chaque saut :

$$P = \frac{g^2 t_v t_t}{4 t_c} \qquad \text{Eq. (7)}$$

avec  $t_v$  le temps de vol et  $t_t$  le temps total du saut (contact + vol).

Diverses modalités de saut ont été testées : le Squat Jump (saut sans élan, départ en position genoux fléchis à 90°), le Counter-Movement Jump (départ debout, pré-élan vers le bas puis saut), Drop Jump (saut en rebond après chute en contre-bas), ou encore Rebound Jump (rebonds successifs). Ce type de test a permis des évaluations tous types de populations, les performances étant souvent reliées aux aptitudes au sprint des sujets (Bosco, 1992).

**Puissance lors du sprint sur bicyclette ergométrique**

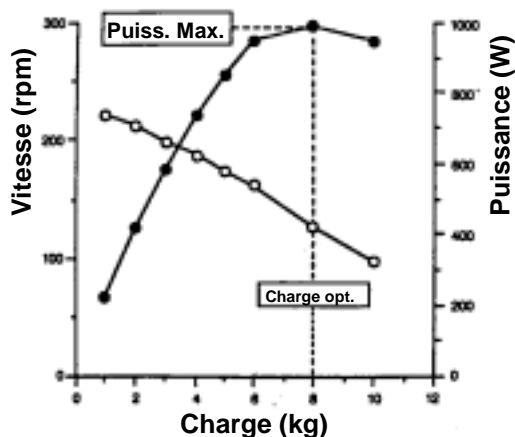
Depuis ses premiers développements, la bicyclette ergométrique a probablement été l'ergomètre le plus utilisé pour mesurer la puissance des membres inférieurs et étudier les relations force-vitesse lors d'exercices maximaux (pour revue, voir Vandewalle et al., 1987b).

Dans la majeure partie des cas, les sujets appliquent des forces sur les pédales qui entraînent un volant d'inertie circulaire, dont la vitesse peut être mesurée. L'énergie est dissipée sous forme de chaleur par frottement du volant sur une courroie de friction dont la tension (et donc la résistance qu'elle impose) est ajustable (Nadeau et al., 1983 ; Lakomy, 1986 ; Vandewalle et al., 1987a ; Arzac et al., 1996). Ainsi la puissance est le produit de la vitesse du volant par la force de tension de la courroie à laquelle s'ajoute une force, non négligeable, nécessaire à vaincre l'inertie due à la masse du volant (Lakomy, 1986).

Cette dernière force est à prendre en compte dans la mesure de la puissance totale. En effet les valeurs de puissance sont sous-estimées de façon significative si elle est négligée (Lakomy, 1986 ; Linossier et al., 1996 ; Falgairette et al., 2004), ce qui pose un problème dans la comparaison des données de la littérature sur ce thème. Il semble donc intéressant de disposer d'une méthode permettant de corriger cette sous-estimation, c'est ce que nous tenterons de proposer dans la première partie de ce travail.

Deux types de méthodes ont permis d'explorer les paramètres mécaniques et les relations force-vitesse lors des sprints.

La première dite des « efforts répétés » (Pirnay et Crielaard, 1979 ; Vandewalle et al., 1983) consiste en la réalisation de plusieurs sprints courts (5 à 7 s) contre des résistances fixées à différentes valeurs (en général de 0,2 à 1,2 N.kg<sup>-1</sup> de masse corporelle des sujets). Ainsi à l'instar du protocole décrit lors du sprint sur tapis (Jaskolska et al., 1999), des valeurs de vitesse et puissance maximales correspondent à chaque charge imposée, permettant d'obtenir des relations force-vitesse linéaires et des relations puissance-vitesse de type polynomial (figure 11) (Vandewalle et al., 1987a ; Denis et al., 1992 ; Linossier et al., 1996).



**Figure 11.** Relation force-vitesse (cercles vides) et puissance-vitesse (cercles pleins) lors de sprints contre différentes charges (1 à 10 kg), (d'après Denis et al., 1992). Chaque point correspond à un couple de valeurs (charge ; vitesse) ou (charge ; puissance). La charge optimale (ici 8 kg) est celle qui correspond à l'atteinte de la puissance maximale

La seconde méthode, que nous utiliserons dans ce travail, permet en revanche de mesurer la force, la vitesse, et la puissance, ainsi que de tracer les relations force-vitesse et vitesse-

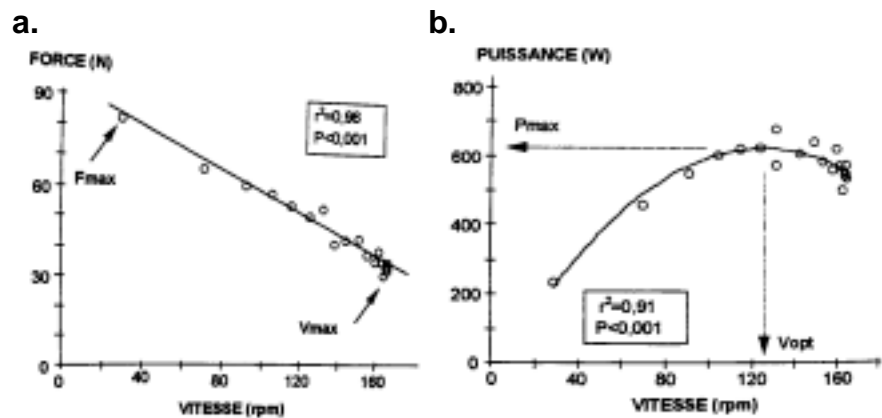


puissance au cours d'un seul et même sprint (Lakomy, 1986 ; Arzac, 1995 ; Arzac et al., 1996).

La force à chaque instant est égale à la somme de la force de tension appliquée à la courroie de friction et de la force nécessaire pour accélérer le volant d'inertie, tandis que la vitesse est celle d'un point de la circonférence du volant. Force et vitesse sont quantifiées à chaque instant à l'aide d'une jauge de contrainte et d'un codeur incrémental, et permettent de mesurer des valeurs de puissances instantanées, ou moyennes pour chaque cycle de pédalage. Les détails de cette méthodologie seront abordés dans la première partie de ce travail.

Par la suite, les relations force-vitesse ou puissance-vitesse sont composées avec des couples de valeurs pour chaque coup de pédale, comme l'illustre la figure 12. On constate ici encore des relations de type linéaires et polynomiales, du 2<sup>ème</sup> ou 3<sup>ème</sup> degré (Arsac et al., 1996 ; Hintzy 1999 ; Hintzy et al., 1999 ; Morin et al., 2002).

**Figure 12.** Relations force-vitesse (a.) et puissance-vitesse (b.) obtenues à partir de valeurs moyennes pour chaque coup de pédale, sprint avec une charge de 0,5 N.kg<sup>-1</sup> (d'après Hintzy et al., 1999)



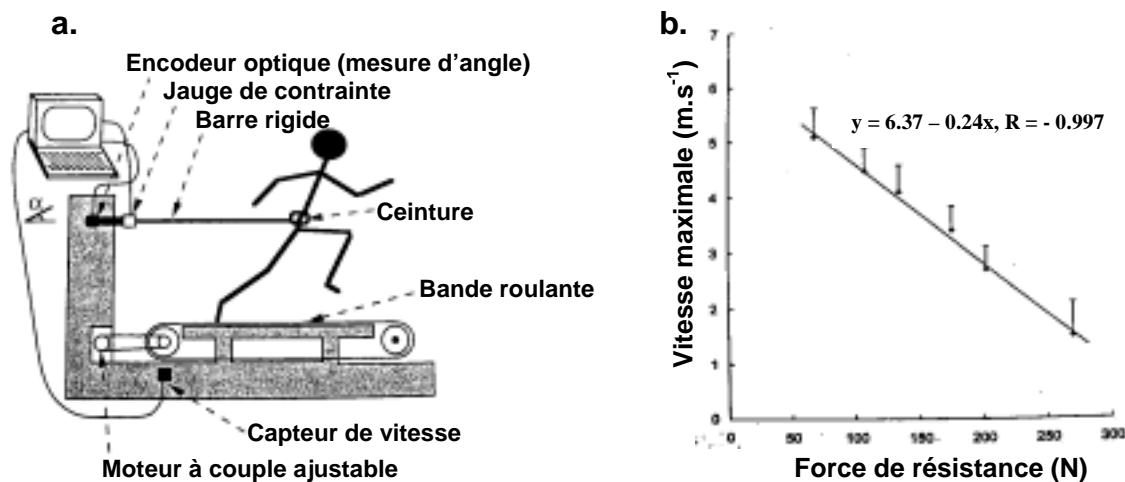
Quelle que soit la méthode employée, les valeurs de puissance maximale habituellement reportées pour des sujets sains et entraînés sont de l'ordre de 10 à 18 W.kg<sup>-1</sup> (Vandewalle et al., 1987a), celles mesurées chez des coureurs spécialistes de sprint atteignant 15 à 25 W.kg<sup>-1</sup> (Denis et al., 1992 ; Arzac, 1995 ; Morin, 2001).

Malgré les nombreux avantages de cet ergomètre pour l'évaluation de la puissance des membres inférieurs lors du sprint, la bicyclette ergométrique présente une limite évidente lorsqu'on souhaite appréhender la performance du sprint en course à pied. En effet, le type d'actions musculaires mises en jeu est différent lors des exercices de pédalage et de course, notamment (comme nous le verrons plus loin), la course fait intervenir un stockage-restitution d'énergie élastique, qui ne caractérise pas le pédalage.

Le type d'ergomètre suivant permet une évaluation plus précise de la puissance lors de l'activité de sprint en course à pied.

Puissance lors du sprint en course à pied sur « sprint treadmill »

Issus notamment des travaux de Lakomy (1984 ; 1987a ; 1987b) et Belli et Lacour (1989), les tapis ergométriques de sprint fonctionnent sur le principe suivant : une tige rigide maintient le sujet sur le tapis de sprint tandis que la force de propulsion vers l'avant est mesurée par jauge de contrainte, et la vitesse mesurée est celle de déroulement de la bande du tapis, mue par l'action des pieds du coureur (figure 13a). Ainsi à chaque instant, la puissance mécanique de propulsion produite peut être évaluée. Cet outil a été utilisé pour évaluer les facteurs mécaniques (Chelly et Deins, 2001) et métaboliques (Cheetham et al., 1985a ; 1985b ; 1986), ainsi que les relations force-vitesse lors du sprint (Jaskolska et al., 1999).



**Figure 13.** a. Schéma illustrant le tapis ergométrique de sprint (d'après Chelly et Denis, 2001). b. Relation force-vitesse linéaire typique obtenue lors de sprints sur tapis ergométrique chez 32 sujets (d'après Jaskolska et al., 1999)

Les relations force-vitesse ont une allure générale similaire à celles obtenues sur muscle isolé, à ceci près qu'elles sont linéaires et non hyperboliques lors de ces exercices globaux (Jaskolska et al., 1999). Dans cette étude, il a été demandé aux sujets de réaliser des sprints à vitesse maximale contre des résistances imposées par le couple moteur du tapis. Les vitesses maximales ont été variables en fonction de la force de résistance au déroulement de la bande du tapis, donnant lieu à des couples « force de résistance-vitesse maximale atteinte », qui ont permis de tracer les relations force-vitesse (figure 13b). La vitesse est très faible quand des forces de résistance élevées doivent être produites, et *vice versa*, les sujets atteignent leurs vitesses maximales contre des résistances faibles.

Cheetham et al. (1986) reportent des valeurs de puissance maximale instantanée de  $534 \pm 85$  W soit  $9,19 \pm 2,18$  W.kg<sup>-1</sup> chez 8 sportives de haut niveau, atteintes en  $1,63 \pm 0,74$  s. Des valeurs comparables ont été mesurées chez 32 étudiants par Jaskolska et al. (1999) : puissance maximale de  $914 \pm 190$  W (soit environ 11,2 W.kg<sup>-1</sup>) et puissance moyenne sur 5 s de  $787 \pm$

175 W (environ  $9,69 \text{ W.kg}^{-1}$ ). De même pour Chelly et Denis (2001) :  $9,8 \pm 0,8 \text{ W.kg}^{-1}$  en moyenne sur 3 à 4 s chez de jeunes joueurs de handball. A titre de comparaison, Mero et al. (1983) ont mesuré une puissance mécanique produite en sprint sur le terrain, en phase d'accélération de l'ordre de  $12 \text{ W.kg}^{-1}$ , à partir des forces horizontales et de la vitesse de déplacement.

### **Modélisation globale de la puissance lors de la course de sprint**

La puissance mécanique externe produite lors du sprint a fait l'objet de modélisations mathématiques, afin de pouvoir comprendre et prédire les performances, en fonction des évolutions de ces paramètres mécaniques en lien avec la production de puissance. Ainsi par exemple le modèle proposé par Van Ingen Schenau et al. (1991) donne la puissance mécanique comme :

$$P_{ext} = H v + k_a v^3 + v dv/dt \quad \text{Eq. (8)}$$

avec  $H.v$  l'équivalent de la puissance associée à la mobilisation des segments (accélération / décélération) lors de la course,  $k_a v^3$  la puissance dissipée contre la résistance de l'air, et  $v dv/dt$  la puissance utilisée pour accélérer le centre de masse du coureur. Ce type d'analyse a permis, sur la base de paramètres mesurés lors de la course, de modéliser et prédire les performances en sprint (par exemple, Van Ingen Schenau et al., 1991 ; 1994 ; Arzac et Locatelli, 2002). Cependant, la plupart des paramètres utilisés dans ce type de modèles sont issus de données de la littérature communément admises, et non de mesures directes chez les populations étudiées, ce qui constitue la principale limite de ce type d'approche.

## **LIENS ENTRE PUISSANCE MECANIQUE ET PERFORMANCE SUR 100-M**

De par la difficulté de mesurer la puissance mécanique directement lors de la performance en sprint sur 100-m, ces relations ont jusqu'à présent pris la forme de corrélations entre des qualités musculaires de puissance mesurées lors de tests en laboratoire et les performances mesurées en course, soit globales (100-m entier), soit sur des distances intermédiaires plus courtes. Nous détaillerons ici ces relations concernant les trois grandes phases du 100-m.

### **Phase d'accélération**

Comme nous l'avons vu précédemment, cette phase requiert la production de forces importantes, dans des temps très courts, afin d'accélérer la masse corporelle, immobile avant le départ. Depuis les premières observations de Cavagna et al. (1971), de nombreuses études ont relié la puissance mécanique maximale produite par les sujets avec leurs performances chronométriques (mesurées par cellules photo-électriques ou vidéo) sur des distances

correspondant à cette phase, soit 30 à 60 m. Un lien significatif a été montré entre les puissances maximales développées lors de sprints sur bicyclette ergométrique et les temps de course sur 30 ou 60 m chez des joueurs de basketball et des étudiants (Bosco et al., 1983), sur 50 m chez des adultes non spécialistes (Kaczkowski et al., 1982 ; Bar-Or, 1987), ou encore entre lors de départs en starting-blocks chez des sprinters (Morin et al., 2001 ; 2002). D'autres études ont utilisé les tests de sauts verticaux, exprimant également la puissance des membres inférieurs (Bosco et al., 1983 ; Bosco, 1992) et corrélé les hauteurs atteintes lors de ces sauts avec les vitesses sur 30 m chez des sprinters (Baker et Bell, 1994 ; Bret et al., 2001), ainsi que sur de nombreuses distances, et chez des populations très diverses de sportifs dans les études exhaustives de Bosco (pour revue, Bosco, 1992).

Dans une étude comparant directement paramètres mécaniques et de performance, tous mesurés lors du sprint en course à pied, Chelly et Denis (2001) ont quant à eux montré une corrélation significative ( $r = 0,8$  ;  $P < 0,01$ ) entre la puissance maximale développée cette fois lors de sprint sur tapis ergométrique, et la performance sur 40 m chez de jeunes joueurs de handball.

#### **Phase à vitesse quasi-maximale**

Cette phase est caractérisée principalement par l'atteinte de vitesse maximale par les sujets. Concernant ses liens avec la puissance mécanique, peu d'études ont mis en relations ces paramètres, du fait notamment de la relative difficulté de mesurer la vitesse maximale de course sur 100-m par les outils cinématiques et dynamiques « conventionnels » : vidéo, tapis de course. Ainsi Chelly et Denis (2001) ont relié la puissance maximale développée sur tapis de sprint avec la vitesse maximale de course mesurée par radar chez de jeunes joueurs de handball ( $r = 0,73$  ;  $P < 0,01$ ). Bosco (1992) reporte également un lien entre les hauteurs atteintes lors de sauts verticaux et la vitesse maximale en sprint. Enfin Mero et Komi (1986) ont eux étudié un des paramètres de la puissance mécanique : la force, et ont relié la force lors de la phase de propulsion de l'appui avec la vitesse maximale de course chez des sprinters (hommes et femmes) de haut niveau.

#### **Phase de décélération**

La décélération plus ou moins importante marquant cette phase du 100-m n'a jamais été, à notre connaissance, corrélée à la puissance mécanique, ou sa diminution avec la fatigue, et de très rares études portent sur cette phase du 100-m. Ainsi, Mero et al. (1992) font remarquer dans leur revue de littérature qu' « aucune donnée expérimentale n'est disponible concernant les forces de réaction au sol pendant la phase de décélération ». Cette lacune vient à notre

sens de deux faits : 1) il a été montré à de nombreuses reprises qu'une phase déterminante de la performance sur 100-m était la mise en action et l'accélération (pour revue voir Mero et al., 1992 ; Van Ingen Schenau et al., 1994), mais surtout 2) l'étude de la vitesse de course sur l'ensemble du 100-m, pour juger de la performance en fin de course, requiert des outils d'analyse cinématique peu répandus tels que le radar.

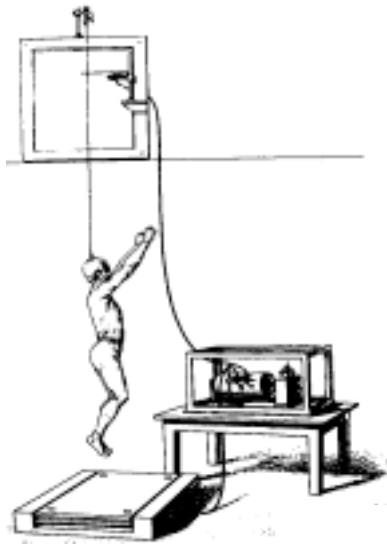
**La puissance maximale semble donc être un paramètre clé de la performance lors de la phase d'accélération. Mais l'activité de course reste mécaniquement très éloignée des sauts verticaux et du pédalage sur bicyclette ergométrique. En particulier (fait très spécifique à ce type de déplacement) lors de la course à pied, une importante quantité d'énergie élastique est stockée et restituée dans les membres inférieurs, qui peuvent être assimilés à des pseudo-ressorts. Par conséquent, le second paramètre mécanique que nous étudierons lors de ce travail sera la raideur musculo-tendineuse du membre inférieur lors de la course, en particulier lors du sprint.**

#### *4. Facteurs mécaniques de la performance sur 100-m : la raideur musculo-tendineuse*

Dans leurs résultats avant-gardistes, E.J. Marey et G. Demeny (1885) avaient constaté la propriété des structures musculo-tendineuses de l'Homme qui leur permettait d'être le siège d'un stockage et d'une réutilisation d'énergie élastique lors de la locomotion (saut et course par exemple)<sup>7</sup>. En réalisant des mesures dynamométriques et métriques (figure 14) lors du saut vertical, ils constatèrent : « *Lorsqu'on s'efforce, en sautant, d'atteindre un objet élevé, si on ne réussit pas du premier coup, on l'atteint parfois du second, la chronophotographie montre en effet que le second saut est toujours plus haut que le premier. [...] Or, comme la hauteur est plus grande dans le deuxième saut, on peut admettre que la force élastique des muscles tendus pour l'amortissement s'est ajoutée à l'action musculaire intentionnellement produite pour le second saut.* ». Et d'apporter ensuite l'explication suivante : « *...dans les mouvements alternatifs de sens contraire, il peut y avoir un certain emmagasinement du travail dans les organes qui éteignent la force vive et une certaine restitution de ce travail dans l'acte suivant.* ».

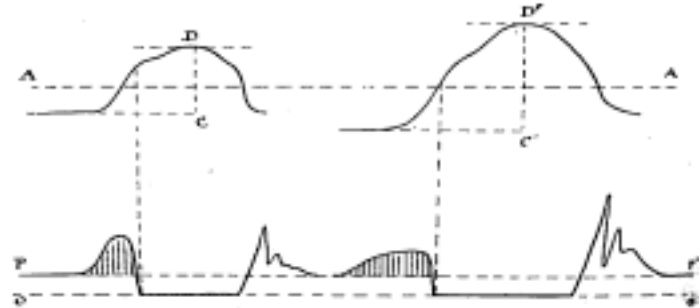
---

<sup>7</sup> Il en donne une image très parlante à une époque où les billes faisaient fureur dans les cours de récré : « *Quand nous voulons imprimer par l'extension du doigt une forte impulsion à un objet, nous lui donnons une chiquenaude. C'est-à-dire que, retenant avec le pouce la première phalange du médius nous contractons fortement les extenseurs de ce doigt. Au moment où cette force d'extension a atteint son maximum, nous laissons le médius, partir comme un ressort qui se détend, et l'objet est lancé au loin avec une grande violence* ». Marey, 1894



**Figure 14. A gauche:** « Inscription simultanée de la pression des pieds sur le sol et des changements de hauteur du corps dans un saut »

**En bas:** « Courbes supérieures; changement de hauteur de la tête dans le saut. Courbes inférieures; pression des pieds sur le sol » (d'après Marey, 1894)



Près d'un siècle plus tard, ces considérations sont restées très actuelles, et comme nous allons le voir, le stockage-restitution d'énergie élastique dans les membres inférieurs est un facteur essentiel de la mécanique de la course. Nous nous pencherons après l'avoir défini sur le concept de « modèle masse-ressort », ainsi que sur les liens avec la performance en sprint du paramètres mécanique principal de ce modèle d'analyse : la raideur musculo-tendineuse.

## STOCKAGE-RESTITUTION D'ENERGIE ELASTIQUE EN COURSE A PIED

### Augmentation de performance et de rendement

Cette propriété de stockage-restitution d'énergie élastique a ainsi été observée à de nombreuses reprises, lors d'expérimentations sur le saut par exemple, où une augmentation de performance résulte de contre-mouvements rapides avec étirement des extenseurs des membres inférieurs (Marey et Demeny, 1885 ; Asmussen et Bonde-Petersen, 1974a ; Bosco et Komi, 1979b). De même lors de la course, une quantité non négligeable d'énergie est emmagasinée lors de la phase excentrique (amortissement lors du début du contact au sol), et restituée en phase concentrique (propulsion jusqu'au décollage), notamment dans les structures tendineuses et par la composante élastique des muscles. Cette succession rapide d'action excentrique puis concentrique d'un ou plusieurs groupes musculaires lors d'un geste (saut, course...) a été décrite par le terme générique de cycle étirement-détente (CED) correspondant au terme anglais « *Stretch-Shortening Cycle* ». Le cycle étirement-détente est devenu depuis un modèle largement répandu de l'analyse du mouvement humain et de la performance (pour revue voir Komi, 1992). Ainsi sous réserve d'un temps de couplage entre ces deux phases suffisamment court (au-delà duquel l'énergie est dissipée sous forme de chaleur et restituée en moindre quantité), du travail mécanique peut être produit sans

utilisation d'énergie métabolique (Cavagna et al., 1965 ; Thys et al., 1972 ; Bosco et Rusko, 1983 ; Shorten, 1987).

Ce phénomène est à l'origine d'une augmentation du rendement de la locomotion humaine: sur muscle isolé (Cavagna et Citterio, 1974), pour des contractions de groupes musculaires restreints comme le *triceps surae* (Belli et Boco, 1992) ou lors d'exercices globaux comme la course à pied (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974b), bien que ce large consensus dans la littérature ait été parfois discuté (Van Ingen Schenau et al., 1997).

### **Le modèle masse-ressort**

La course à pied, qui fait intervenir le CED, a de plus été étudiée par le biais d'un autre modèle d'analyse, dans lequel le coureur est assimilé à une masse oscillant sur un ressort lors de chaque pas : le modèle masse-ressort (MMR), terme correspondant à l'anglais « *Spring-Mass Model* » (Alexander, 1988 ; Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990).

Ce modèle peut être considéré comme le paradigme principal d'analyse de la locomotion en course à pied chez l'Homme, c'est ainsi que le présentent les études de biologie comparative portant sur les différents modes de locomotion terrestre chez l'Homme et les animaux (Saibene et Minetti, 2003 ; Dickinson et al., 2000).

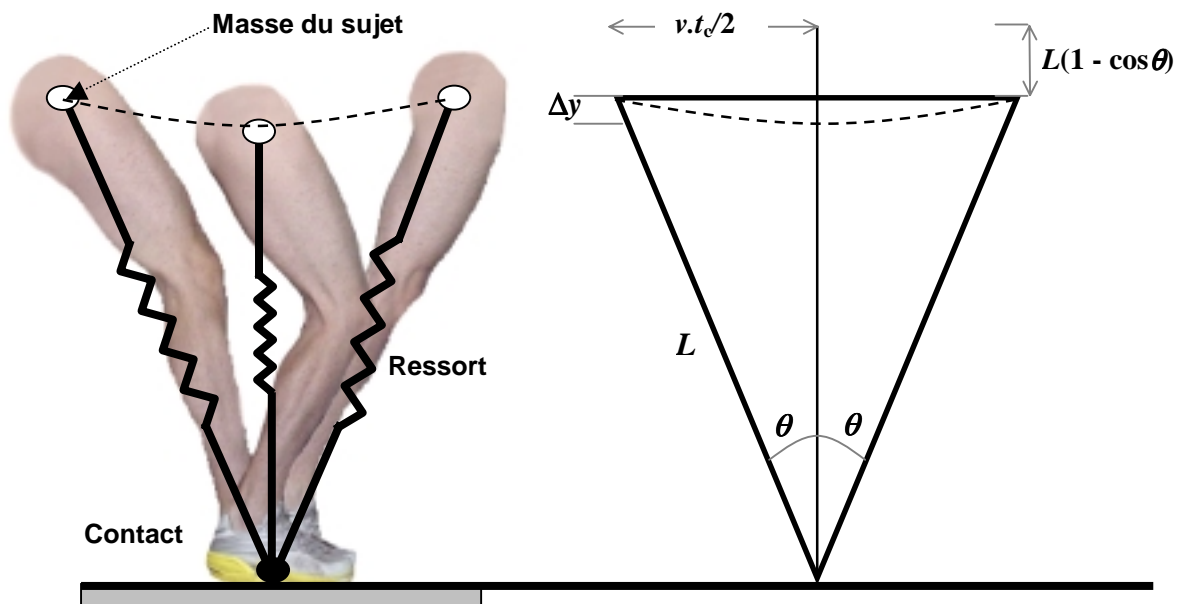
Pour schématiser ce modèle, le corps du coureur est assimilé à un point physique représentant la masse du sujet, oscillant passivement sur le membre inférieur, assimilé à un ressort non-amorti strictement linéaire. Ces mouvements de rebonds successifs se faisant théoriquement de façon « conservative » : sans pertes dues à une éventuelle composante visqueuse (Blickhan, 1989).

Les postulats de base principaux de l'utilisation de ce modèle lors de la course sont donc les suivants (figure 15) :

- Le membre inférieur correspond à un seul ressort linéaire sans masse théorique.
- Il est comprimé lors du contact par la masse du sujet, représentée par un seul point.
- Le système oscille de façon symétrique lors du contact dans les dimensions verticale et horizontale, par rapport à la verticale du point de contact.
- Ce point de contact entre le système masse-ressort reste fixe tout au long du contact.
- La force de compression maximale du ressort est atteinte en milieu de contact, lorsque le point de masse est à la verticale du point de contact.
- A cet instant, la vitesse verticale est nulle, la longueur du ressort minimale, le déplacement vertical du point de masse maximal.

- Dans la dimension verticale, les évolutions au cours du temps de la force au sol, la vitesse et le déplacement du point de masses reflètent le comportement d'un système masse-ressort (allure sinusoïdale de la force pendant le contact, valeur moyenne égale au poids du point de masse, période d'oscillation égale à la somme du temps de contact et du temps de vol suivant).

Bien entendu, ces postulats ne traduisent pas exactement la réalité complexe de la mécanique du membre inférieur lors du saut ou de la course. Ce modèle présente cependant l'avantage de permettre l'application de lois physiques simples des systèmes oscillants pour comprendre et prédire la mécanique du saut, des bondissements, de la course, de façon valide chez de nombreux animaux, l'Homme y compris (Alexander et Vernon, 1975 ; Blickhan, 1989 ; Mc Mahon et Cheng, 1990 ; Farley et al., 1993), comme nous aurons l'occasion de le discuter au cours de ce travail.



**Figure 15. A gauche:** illustration du modèle masse ressort, la trajectoire du centre de masse est assimilée à celle du point blanc, en regard du grand trochanter.

**A droite:** géométrie du système pendant le contact, la jambe a une longueur initiale ( $L$ ), couvre un angle total de  $2\theta$ . En assumant la vitesse constante ( $v$ ) pendant chaque phase du contact, le déplacement horizontal du centre de masse vaut  $v \cdot t_c / 2$  ( $t_c$  étant le temps de contact). Enfin  $\Delta y$  représente son déplacement vertical. Diagramme d'après les postulats de McMahon et Cheng, 1990

### PARAMETRES MECANIQUES DU MODELE MASSE-RESSORT : LA RAI DEUR MUSCULO-TENDINEUSE

La logique de ce modèle d'analyse qui assimile le membre inférieur à un ressort conduit à en étudier le paramètre mécanique caractéristique : sa raideur. Il nous a semblé nécessaire de définir brièvement les bases physiques de ce concept avant d'en détailler son utilisation lors de la course à pied.



**La raideur : définition physique**

Un ressort linéaire auquel on applique une force de compression se déforme, et il existe une relation linéaire liant l'amplitude de sa compression et la force qui lui est appliquée.

Cette relation est définie par l'équation suivante :

$$F = k x \quad \text{Eq. (9)}$$

Où la force  $F$  (en N) est égale à la variation de longueur du ressort ( $x$  en m) multipliée par la constante de raideur  $k$  (en  $\text{N.m}^{-1}$ ). On remarquera qu'une deuxième caractéristique du ressort linéaire est que cette relation régit également son comportement lors de la détente (réversibilité de la déformation).

Ainsi pour schématiser, plus un ressort aura une raideur importante, plus sa variation de longueur sera faible pour une même force de compression (comparé à un autre ressort moins raide).

Enfin la raideur conditionne la quantité d'énergie élastique que peut stocker, et donc restituer, un ressort linéaire :

$$E_{el} = \frac{1}{2} k x^2 \quad \text{Eq. (10)}$$

On voit ici l'intérêt de transposer cette analyse physique au mouvement humain, afin d'étudier la raideur du membre inférieur à travers ses variations de longueur et les forces agissant sur lui, comme c'est le cas en course à pied.

**Raideur en course à pied : définitions**

Les études sur le modèle masse-ressort ont développé et utilisé le concept de raideur musculo-tendineuse (correspondant au terme anglais « *stiffness* »). Ce concept s'applique également à l'étude des sauts verticaux et des bonds (Farley et al., 1985 ; Blickhan, 1989), mais nous nous limiterons ici à la course.

Bien qu'au regard des définitions physiques et des postulats cités précédemment, il serait plus rigoureux de parler de « quasi-raideur » (Latash et Zatsiorsky, 1993), la raideur du membre inférieur lors de la course est égale au rapport entre la force de compression agissant sur le « ressort-jambe » et sa variation de longueur, au moment où la longueur du membre inférieur est minimale, soit à mi-contact :

$$k_{leg} = F_{max} \Delta L^{-1} \quad \text{Eq. (11)}$$

avec  $k_{leg}$  la raideur du membre inférieur (en  $\text{kN.m}^{-1}$ ),  $F_{max}$  la force maximale de réaction au sol (en N) au niveau de l'interface pied-sol (orientée verticalement à cet instant), et  $\Delta L$  la variation de longueur (en m) du membre inférieur pendant la première phase du contact (Mc Mahon et Cheng, 1990 ; He et al., 1991 ; Farley et al., 1993 ; 1996).

Par ailleurs, le mouvement du centre de masse pendant le contact peut également être décrit par la raideur verticale (discussion détaillée, voir McMahon et Cheng, 1990). Ainsi, bien qu'il ne corresponde pas à un ressort en tant que tel dans le modèle, ce paramètre a été souvent utilisé pour décrire les liens force-déplacement vertical du centre de masse, traduisant ainsi à la fois la force verticale et l'« écrasement » produits lors du contact (Farley et al., 1993 ; Farley et Gonzalez, 1996) :

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \Delta y^{-1} \quad \text{Eq. (12)}$$

avec  $k_{\text{vert}}$  la raideur verticale (en  $\text{kN.m}^{-1}$ ), et  $\Delta y$  le déplacement vertical vers le bas (en m) du centre de gravité pendant la première phase du contact.

### **Méthodes de mesure de la raideur lors de la course**

Ces méthodes requièrent un outil dynamométrique mesurant la force verticale de réaction du sol ainsi que la vitesse horizontale de déplacement du centre de masse pendant le contact.

En effet,  $k_{\text{leg}}$  est calculée selon l'équation (11) à partir de  $F_{\text{max}}$  et de  $\Delta L$  :  $F_{\text{max}}$  est mesurée par dynamomètre (tapis roulant monté sur plate-forme de force, sur capteurs de pression, ou plate-forme de force), quant à  $\Delta L$ , comme l'indique la figure 15, on peut la calculer en utilisant la formule suivante (McMahon et Cheng, 1990) :

$$\Delta L = \Delta y + L(1 - \cos \theta) \quad \text{Eq. (13)}$$

$$\text{avec } \theta = \sin^{-1}(vt_c/2L) \quad \text{Eq. (14)}$$

Les paramètres de cette équation sont obtenus ainsi :  $L$  est la longueur initiale du membre inférieur (en m), mesurée en station debout entre le grand trochanter et le sol,  $v$  (en  $\text{m.s}^{-1}$ ) est obtenue soit par cellules photoélectriques sur de courtes distances, soit de façon plus rigoureuse grâce au tapis dynamométrique,  $t_c$  (en s) est également donné par l'outil de mesures des forces. Concernant enfin le déplacement vertical du centre de masse pendant le contact,  $\Delta y$  (en m), il est obtenu par double intégration de l'accélération verticale dans le temps (Cavagna, 1975), cette dernière étant calculée suivant la loi fondamentale de la dynamique à partir de la force verticale, de la constante d'accélération due à la gravité, et de la masse des sujets :

$$a_v(t) = F_{(t)} m^{-1} - g \quad \text{Eq. (15)}$$

Afin de déterminer  $k_{\text{vert}}$ , en appliquant l'équation (12),  $F_{\text{max}}$  est nécessaire, de même que  $\Delta y$ , tout deux étant obtenus par les mesures dynamométriques.

Nous voyons ici que la détermination de la raideur musculo-tendineuse lors de la course requiert au minimum une plate-forme de force ainsi qu'un outil de mesure de la vitesse

moyenne, et au mieux un tapis de course dynamométrique mesurant à la fois forces verticales et vitesse de déplacement, soit des outils d'investigation relativement lourds et coûteux.

**Valeurs et évolutions de la raideur en course à pied**

Un ordre de grandeur de la raideur du membre inférieur en course à pied à vitesse sous-maximale (10 à 18 km.h<sup>-1</sup>) rencontrée dans la littérature donne des valeurs de 9 à 14 kN.m<sup>-1</sup>, correspondant à des forces verticales maximales d'environ 1,5 à 2 fois le poids corporel pour des variations de longueur du membre inférieur d'environ 10 à 15 cm (He et al., 1991 ; Farley et Gonzalez, 1996 ; Arampatzis et al., 1999). Il est important de noter que la raideur du membre inférieur est un paramètre constant du système musculo-squelettique, qui ne varie pas avec la vitesse de course, et ce quelle que soit l'espèce envisagée, dont l'Homme (Farley et al., 1993).

La raideur verticale, qui traduit les mouvements du centre de gravité, en revanche, évolue avec la vitesse de course : la vitesse augmentant,  $\Delta y$  diminue dans des proportions plus larges que celles avec lesquelles  $F_{\max}$  augmente, on rencontre ainsi des valeurs de  $k_{\text{vert}}$  de 20 à 60 kN.m<sup>-1</sup> pour ces mêmes plages de vitesses. Ces valeurs correspondent à des forces maximales de 1,5 à 2 fois le poids corporel, pour des déplacements verticaux du centre de masse d'environ 4 à 8 cm (He et al., 1991 ; Farley et Gonzalez, 1996 ; Arampatzis et al., 1999).

Pour comparaison, les valeurs de raideur obtenues lors de sauts verticaux maximaux (dans ce cas, raideur du membre inférieur et raideur verticale sont confondues) sont de l'ordre de 10 à 80 kN.m<sup>-1</sup> suivant les fréquences de sauts imposées (Blickhan, 1989 ; Farley et al., 1991 ; Dalleau et al., 2004).

**La raideur lors du sprint à vitesse maximale**

A notre connaissance, les valeurs de raideur reportées dans la littérature le sont pour des vitesses maximales de 6 à 7 m.s<sup>-1</sup>, soit environ 21 à 25 km.h<sup>-1</sup> (He et al., 1991 ; Arampatzis et al., 1999). Ces valeurs sont éloignées des données rencontrées lors du sprint à vitesse maximale. Ce manque de données sur la raideur lors du sprint tient certainement au fait que mesurer des forces verticales et des vitesses de déplacement (les deux paramètres mécaniques indispensables) sur plusieurs pas aux vitesses maximales reste techniquement difficile sur tapis dynamométrique ou plate-forme de force...

Ces difficultés de mesure se retrouvent *a fortiori* lorsqu'on souhaite étudier un 100-m entier : si mesurer la vitesse tout au long de la course est réalisable par radar, évaluer les forces verticales lors de chaque contact est techniquement possible grâce aux plate-formes de force, mais financièrement inconcevable : d'après les données du constructeur, mesurer les forces

sur un 100-m entier à l'aide de plate-formes 3D de type Kistler™ 9281B mesurant 60 cm de long chacune reviendrait à environ 1.600.000 € (soit environ 100.000 francs français au mètre), sans compter le coût du matériel informatique d'acquisition des données...

**LIENS ENTRE RAIDEUR MUSCULO-TENDINEUSE ET PERFORMANCE SUR 100-M**

Aucune mesure de la raideur n'ayant été réalisée pendant un sprint à vitesse maximale tel que le 100-m, les liens entre raideur et performance en sprint ont été étudiés en évaluant la raideur lors d'épreuves de sauts verticaux en conditions de laboratoire.

Bret et al. (2002) n'ont montré aucun lien entre la raideur mesurée lors de sauts verticaux et la vitesse moyenne sur 100-m chez des sprinters de niveau départemental à national espoir (temps au 100-m allant de 10,72 à 12,87 s). Seule des corrélations entre leur raideur et la différence de vitesse entre la première et la deuxième phase ( $n = 19$  ;  $r = 0,59$  ;  $P < 0,01$ ) ainsi qu'entre la troisième et deuxième phase du 100-m ont été obtenues ( $n = 19$  ;  $r = -0,59$  ;  $P < 0,01$ ), montrant que les sujets plus raides accélèrent le plus entre la phase allant de 0 à 30 m et celle allant de 30 à 60 m, et perdaient de la vitesse entre cette dernière phase et celle allant de 60 à 100 m.

Chelly et Denis (2001) ont montré un lien entre la raideur mesurée lors de sauts verticaux et la vitesse maximale de course chez des jeunes joueurs de handball ( $n = 11$  ;  $r = 0,68$  ;  $P < 0,05$ ). Enfin lors d'une étude préliminaire à ce travail (Morin, 2001), nous n'avons en revanche pu mettre en avant aucune relation significative entre la raideur mesurée lors de sauts verticaux et aucun des paramètres de la performance sur 100-m (vitesse maximale, accélération, décélération...) chez 10 sprinters de niveau régional à national espoir (records allant de 10,8 à 11,8 s).

**En conclusion de ce point il semble évident que de nouvelles mesures, pendant la course de sprint et non plus lors de sauts verticaux sont nécessaires pour étayer cette littérature relativement peu développée sur le rôle de la raideur musculo-tendineuse lors du 100-m. Ceci constitue un des buts de ce travail, que nous allons maintenant détailler.**

## 5. Hypothèses de travail et buts de l'étude

L'état des connaissances sur les paramètres en lien avec la performance sur 100-m montre donc plusieurs caractéristiques :

- ❑ L'influence de la production de lactate sur la performance n'est pas significative chez des populations homogènes de sprinters spécialistes, discréditant l'hypothèse « physiologique » comme limitant la performance.
- ❑ La puissance mécanique, évaluée par exemple lors de sprints sur bicyclette ergométrique, semble être un facteur clé de la performance en phase d'accélération. Cependant, la littérature manque de données sur les autres parties du 100-m, en particulier la décélération.
- ❑ L'hypothèse selon laquelle la raideur musculo-tendineuse pourrait être déterminante dans le performance sur 100-m n'a pas pu être vérifiée par des mesures pendant le sprint, sur le terrain. Ainsi cette limite méthodologique a empêché l'étude des relations raideur-performance en sprint sauf à travers des mesures lors de sauts verticaux. Ces dernières, réalisées dans de trop rares études, n'ont par ailleurs pas montré de tendance significative.

---

Devant ces points, les buts de notre travail sont donc les suivants :

- ✓ Revisiter la mesure de puissance lors du sprint sur bicyclette ergométrique, notamment en proposant une méthode simple permettant de prendre en compte *a posteriori* l'inertie du volant (**PARTIE I**).
  - ✓ Etudier les liens entre cette puissance des membres inférieurs et la performance dans les différentes phases du 100-m chez ces spécialistes, en analysant les aspects cinématiques de la course avec précision à l'aide d'un radar (**PARTIE II**).
  - ✓ Proposer et valider une nouvelle méthode de calcul de la raideur et des autres paramètres du modèle masse-ressort pendant la course permettant des mesures directes sur le terrain, à toutes les vitesses y compris maximales lors du 100-m entier, à partir de quelques paramètres mécaniques simples (**PARTIE III**).
  - ✓ Utiliser cette méthode pour étudier les liens entre les paramètres du modèle masse-ressort et la performance lors d'un 100-m en conditions de course, ainsi qu'en conditions de fatigue chez des sujets sportifs non-spécialistes de sprint (**PARTIE IV**).
-

## ***Working hypotheses and aims of the research***

From the review of the literature given in general introduction, the following general conclusions about 100-m sprint running performance emerge :

- The influence of lactate production on performance is not significant in well trained runners, discrediting the hypothesis that « physiological » factors affect 100-m sprint running performance.
- Mechanical power of the lower limbs, measured for instance during sprints on cycle ergometer, should theoretically be a key factor of the performance in the acceleration phase of a 100m running sprint. However, there is a lack of data in the literature concerning the acceleration phase, speed maintenance phase and deceleration phase of the 100-m.
- Previous investigators have hypothesized that musculo-tendinous stiffness should be a determinant factor of 100-m performance but they could not test this hypothesis with field measurements during a true sprint. Also, this methodological limit has prevented the study of stiffness-performance relationships, excepted for vertical rebound jumps. Further, those few jumping studies did not show any significant trends relating stiffness and performance.

---

Given those points, the aims of my work were :

- ✓ Improve the method of power measurement during sprint on cycle ergometer, so as to take into account the inertia of the flywheel in post-hoc calculations. **(PART I)**
  - ✓ Study the relationship between mechanical power of the lower limbs and performance in the different parts of the 100-m in highly trained runners. **(PART II)**
  - ✓ Develop and validate a new method to calculate stiffness and other spring-mass model parameters during running without a force platform, so that direct field measurements can be made, for all velocities, including maximal sprint ones. **(PART III)**
  - ✓ Use this method to study the relationships between spring-mass model parameters and sprint performance during a 100-m in field conditions, and in fatiguing conditions. **(PARTIV)**
-

## *Ipotesi di lavoro e obbiettivi di ricerca*

Dalla rivista di letterature data in introduzione, lo stato delle conoscenze riguardando i parametri relativi alla performance di sprint su 100-m mostrano le seguenti caratteristiche :

- L'influenza della produzione di lattato sulla performance non è significativa in popolazioni omogenee, screditando l'ipotesi "fisiologica" come fattore limitante della performance.
- Potenza meccanica dell'arto inferiore, misurata per esempio durante sprint su cicloergometro, sembra essere un fattore decisivo della performance nella fase di accelerazione dello sprint. Al contrario, dati concernendo le due fasi seguenti del 100-m mancano, in particolare per la fase di decelerazione.
- L'ipotesi di proporre la stiffness come fattore decisivo della performance di 100-m non ha potuto essere verificata con misure di campo durante lo sprint. Anche, questo limite metodologico ha impedito lo studio della relazione stiffness-performance, tranne usando misure di stiffness durante salti verticali. In oltre, questi rari studi non hanno mostrato una tendenza significativa.

---

Visti questi punti, gli obbiettivi del nostro lavoro erano :

- ✓ Riconsiderare le misure di potenza durante lo sprint su cicloergometro, proponendo un nuovo metodo che permette di tener conto dell'inerzia del volante in calcoli *a posteriori*. (**PARTE I**)
  - ✓ Studiare la relazione tra parametri meccanici di potenza e stiffness degli arti inferiori e performance nelle diverse fasi di una corsa sui 100-m per specialisti, valutando le performance di sprint con un radar. (**PARTE II**)
  - ✓ Proporre e convalidare un nuovo metodo di calcolo della stiffness e altri parametri del modello spring-mass nella corsa, che permette di effettuare misure dirette sul campo, per tutte le velocità, tra cui anche le velocità massime. (**PARTE III**)
  - ✓ Usare questo metodo per studiare le relazioni tra parametri spring-mass e le performance durante i 100-m in condizioni di campo, e di fatica, per soggetti non specialisti. (**PARTE IV**)
-

# PARTIE I

## Nouvelle méthode de mesure de la puissance mécanique lors du sprint sur bicyclette ergométrique

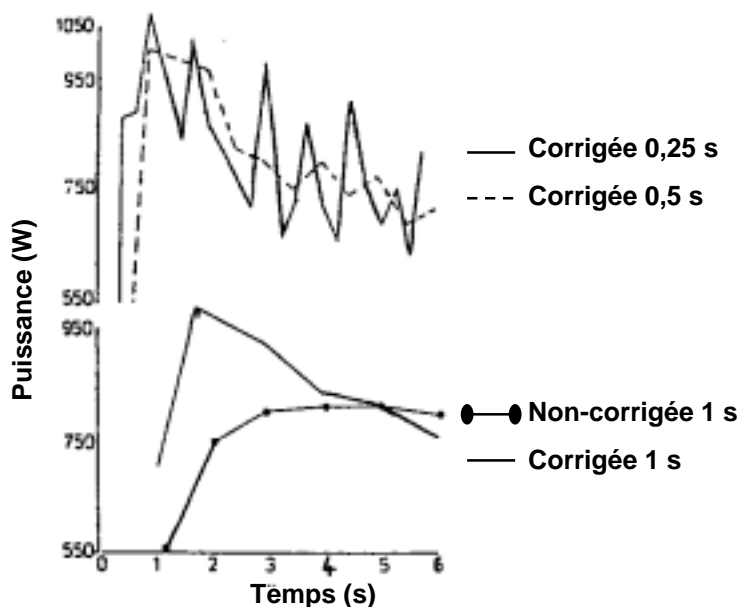
Cette partie correspond à la publication suivante :

Morin J.-B., Belli A., (2004), A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer. *J Biomech*, 37: 141-145. (**ANNEXE III**)



## Introduction

La bicyclette ergométrique à courroie de friction et volant d'inertie a été très souvent utilisée pour évaluer la puissance mécanique des membres inférieurs chez l'Homme (Nadeau et al., 1983 ; Seck et al., 1985 ; Lakomy, 1986 ; Vandewalle et al., 1987a; Arsac et al., 1996). Classiquement avec cet outil, la puissance est donnée comme le produit de la force de friction qui tend la courroie par la vitesse du point d'application de cette force. Ce paramètre a été par ailleurs utilisé dans de nombreuses études portant sur les capacités du métabolisme anaérobie par exemple (Bar-Or et al., 1980). Dans une étude princeps, Lakomy (1986) a montré que la force totale produite lors du pédalage sur ce type d'ergomètres est la somme d'une force de friction ( $F_f$ ), et d'une force induite par une « charge supplémentaire » nécessaire pour vaincre l'inertie du volant ( $F_I$ ) (non négligeable vu son diamètre et sa masse de 10 à 25 kg selon les modèles). Prendre en compte ou non cette seconde force due à l'inertie du système de mesure influence les valeurs de puissance maximale obtenues lors de sprints sur bicyclette ergométrique, comme le montre la figure 16 (Lakomy, 1986 ; Fouquet et al., 1993 ; Arsac, 1995 ; Linossier et al., 1996 ; Falgairette et al., 2004). Ces valeurs maximales étant significativement sous-estimées lorsque la force due à l'inertie est ignorée.



Par exemple, Lakomy (1986) a montré un écart de puissance maximale de 32 à 51,4 % suivant la période sur laquelle était calculée la puissance (1 à 0,5 s respectivement), Linossier et al. (1996) quant à eux ont obtenu une sous-estimation allant de 3 à 19 % suivant les sujets, tandis qu'Arsac (1995) relève des écarts moyens de 17 à 61 % pour des plages de charges appliquées lors des sprints allant de 25 à 75 g.kg<sup>-1</sup> de masse des sujets. Enfin, récemment,

## PARTIE I : MESURE DE PUISSANCE SUR BICYCLETTE ERGOMETRIQUE

Falgairrette et al. (2004) ont obtenu des écarts de 9 à 15 % entre les valeurs de puissance maximales tenant compte ou non de l'inertie du volant de la bicyclette ergométrique.

Par ailleurs, des études portant sur la physiologie de l'exercice, de la performance ou de l'entraînement musculaire incluent des mesures de puissance maximale sur bicyclette ergométrique effectuées sans tenir compte de l'inertie (par exemple Williams et al., 1988 ; Cooke et al., 1995). Il semble donc utile de pouvoir disposer d'une méthode simple de correction des valeurs de puissance maximale *a posteriori*, « réintégrant » dans les calculs de puissance l'inertie du volant de la bicyclette ergométrique.

Le but de cette étude est de proposer et de valider une méthode simple de calcul de la puissance maximale « réelle » (prenant en compte l'inertie) lors de sprints d'intensité maximale sur bicyclette ergométrique.

## *Matériel et méthodes*

### SUJETS ET PROTOCOLE

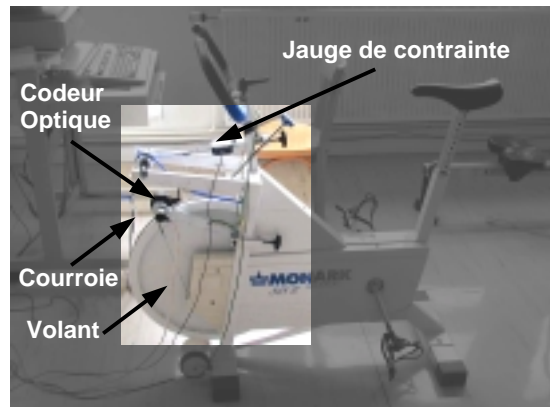
Quatre hommes pratiquant des activités physiques et sportives, non-spécialistes de cyclisme ont donné leur consentement pour participer à cette étude. Leurs âge, masse corporelle et taille étaient respectivement (moyenne  $\pm$  écart-type)  $24 \pm 2$  ans ;  $79 \pm 12$  kg et  $1,78 \pm 0,07$  m. Ils ont accompli cinq sprints de 8 s à intensité maximale contre des charges de friction de 0,6; 0,7; 0,8; 0,9 et  $1 \text{ N.kg}^{-1}$  de masse corporelle. Les sprints ont été réalisés dans un ordre aléatoire sur bicyclette Monark 818E modifiée par l'ajout d'une jauge de contrainte et d'un codeur optique, permettant des mesures instantanées de force, de vitesse et de puissance (Arsac et al., 1996).

### MESURE DE PUISSANCE : METHODE DE REFERENCE

La masse et le rayon du volant d'inertie de la bicyclette utilisée étaient de 22,5 kg et 0,26 m respectivement. Ses caractéristiques (dimensions, développement) induisent une distance parcourue par un point de la périphérie du volant de 6 m par révolution de pédale. Cette distance permet une conversion aisée d'unités (par un facteur 10), afin d'exprimer les déplacements, vitesses et accélérations angulaires en quantités linéaires correspondantes. Par exemple, une vitesse angulaire de 120 rpm correspond sur cette bicyclette à une vitesse linéaire de  $12 \text{ m.s}^{-1}$  d'un point de la circonférence du volant.

La force et la vitesse instantanées ont été mesurées respectivement par une jauge de contrainte (Interface MFG, Scottsdale, AZ, EU) et un codeur optique (Hengstler RIS IP50, 100 pts / tour, Aldingen, Allemagne) à une fréquence de 100 Hz (figure 17).

**Figure 17.** Image de la bicyclette utilisée, et de ses principaux éléments: courroie de friction, volant d'inertie, codeur optique et jauge de contrainte

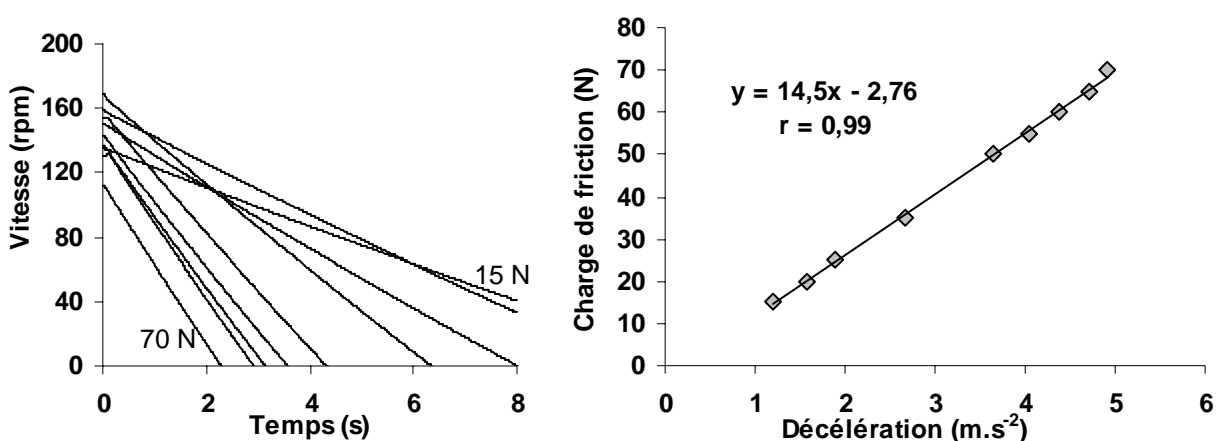


La puissance instantanée a donc été calculée comme le produit de la force totale par la vitesse du volant, pour chaque période de 0,01 s :

$$P = (F_I + F_f)V \quad \text{Eq. (16)}$$

avec  $F_f$  (en N) la force de friction,  $F_I$  (en N), la force due à l'inertie du volant, et  $V$  (exprimée en unités linéaires :  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) la vitesse du volant.

La méthode proposée par Lakomy (1986) a été utilisée pour calculer une valeur précise de  $F_I$  (Arsac, 1995 ; Arsac et al., 1996). L'inertie du volant a été quantifiée selon cette méthode en établissant les relations entre les décélérations du volant et les charges de friction appliquées au cours de décélérations libres du volant. Une relation linéaire quasi-parfaite ( $\text{friction} = 14,5 \cdot \text{décélération} - 2,76$  ;  $r = 0,99$  ;  $P < 0,01$ ) a été ainsi obtenue après 9 tests de décélération libre contre des charges allant de 15 à 70 N (figure 18).



**Figure 18.** Méthode de détermination de l'inertie du volant. **A gauche:** Une série de décélérations libres est réalisée contre diverses charges (ici 15 à 70 N, charges extrêmes), donnant les différentes décélérations du volant (pentes des relations vitesse-temps). **A droite:** une relation linéaire est ensuite obtenue entre les décélérations obtenues (exprimées en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ) et les charges correspondantes lors des 9 tests.

## PARTIE I : MESURE DE PUISSANCE SUR BICYCLETTE ERGOMETRIQUE

La pente de cette relation (ici 14,5) correspond à l'inertie équivalente du volant, exprimée en kg afin de calculer à chaque instant la force due à l'inertie.

$$F_I(t) = I_{eq} a(t) \quad Eq. (17)$$

avec  $I_{eq} = 14,5$  kg l'inertie équivalente du volant et  $a$  (en  $m.s^{-2}$ ) son accélération linéaire.

Aux conversions d'unités près, cette valeur d'inertie équivalente correspond à la valeur du moment d'inertie en rotation mesurée par Arsac (1995) :  $0,927 \text{ kg.m}^{-2}$  contre  $0,902 \text{ kg.m}^{-2}$  dans cette étude.<sup>8</sup>

Lors de chaque sprint, force, vitesse et puissance ont été moyennées pour chaque coup de pédale et les paramètres suivants ont été retenus pour analyse : la puissance maximale ( $P_{max}$  en W), la vitesse maximale ( $V_{max}$  en  $m.s^{-1}$ ) et le temps mis pour atteindre cette vitesse ( $t_{Vmax}$  en s). Enfin la puissance maximale calculée sans tenir compte de l'inertie ( $un-P_{max}$  en W) selon l'équation (16) :

$$un-P_{max} = F_f V_{max} \quad Eq. (18)$$

### METHODE DE CALCUL PROPOSEE

Pour la clarté de l'exposé, seules les équations principales du modèle sont présentées ci-après. L'ensemble des calculs est disponible dans l'Appendice, à la fin de cette partie.

#### Postulat de base du modèle

Cette méthode est basée sur le fait que pendant un sprint à intensité maximale sur bicyclette ergométrique à courroie de friction (contre des charges « classiques » de  $0,6$  à  $1 \text{ N.kg}^{-1}$ ), la diminution de l'accélération au cours du temps est linéaire jusqu'à l'atteinte de la vitesse maximale. Nous noterons que ce postulat correspond aux propriétés des relations force-vitesse lors d'efforts globaux: diminution de force linéaire avec l'augmentation de la vitesse...

#### Calculs de l'accélération, de la vitesse et de la puissance

A partir de cette relation accélération-temps linéaire, l'accélération selon le modèle proposé est exprimée ainsi :

$$\hat{a}(t) = \frac{2V_{max}}{t_{Vmax}} \left( 1 - \frac{t}{t_{Vmax}} \right) \quad Eq. (19)$$

---

<sup>8</sup> Nous avons choisi d'utiliser des quantités linéaires dans cette étude, ainsi la relation linéaire montrée dans la figure 18 correspond à la deuxième loi de la dynamique,  $F = m.a$ . Transposée à la rotation, cette loi devient  $M = I.\alpha$ , avec  $M$  le moment de force appliqué au volant,  $I = m.r^2$  son moment d'inertie, et  $\alpha = a.r^{-1}$  son accélération angulaire. D'où la notion d'inertie équivalente, un moment d'inertie de  $0,902 \text{ kg.m}^{-2}$  en rotation correspondant à une masse de  $14,5$  kg en translation sur cette bicyclette.

Par intégration de  $\hat{a}(t)$ , il est possible de calculer  $\hat{V}(t)$  :

$$\hat{V}(t) = -\frac{V_{\max}^2}{2tV_{\max}}t^2 + \frac{2V_{\max}}{tV_{\max}}t \quad \text{Eq. (20)}$$

La puissance en fonction du temps est ainsi modélisée selon les équations (16) et (17) :

$$\hat{P}(t) = (I_{\text{eq}}\hat{a}(t) + F_f)\hat{V}(t) \quad \text{Eq. (21)}$$

En utilisant les équations (19), (20) et (21), on peut exprimer  $\hat{P}(t)$  de cette façon :

$$\begin{aligned} \hat{P}(t) = & \left( \frac{2I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} \right) \left( \frac{t}{tV_{\max}} \right)^3 + \left( -\frac{6I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} - F_f V_{\max} \right) \left( \frac{t}{tV_{\max}} \right)^2 \\ & + \left( \frac{4I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} + 2F_f V_{\max} \right) \left( \frac{t}{tV_{\max}} \right) \end{aligned} \quad \text{Eq. (22)}$$

### **Calcul de la puissance maximale**

La puissance maximale obtenue avec cette méthode est la puissance pour laquelle  $d\hat{P}(t)/dt$  atteinte la valeur zéro. Dès lors, la puissance maximale selon notre modèle peut être calculée à partir de paramètres mécaniques simples comme suit :

$$\begin{aligned} \hat{P}_{\max} = & \left( \frac{2I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} \right) T^3 + \left( -\frac{6I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} - F_f V_{\max} \right) T^2 + \left( \frac{4I_{\text{eq}}V_{\max}^2}{tV_{\max}} + 2F_f V_{\max} \right) T \\ \text{avec } T = & 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{\text{eq}}^2 \left( \frac{V_{\max}}{tV_{\max}} \right)^2 + F_f^2}}{6I_{\text{eq}} \frac{V_{\max}}{tV_{\max}}} \end{aligned} \quad \text{Eq. (23)}$$

### **Statistiques**

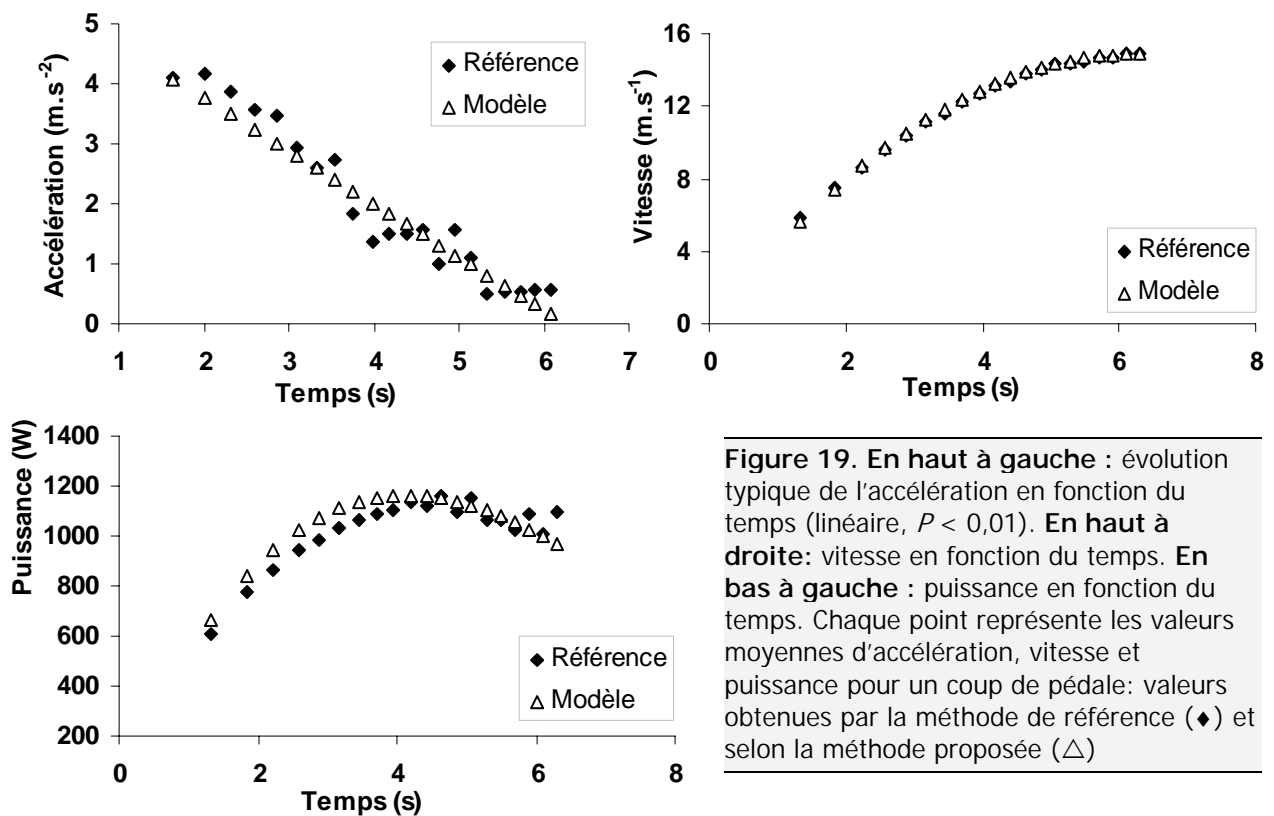
Des tests de Student ont été effectués pour étudier les différences entre  $P_{\max}$  et  $\hat{P}_{\max}$ , pour tester la validité de notre méthode ainsi qu'entre  $\hat{P}_{\max}$  et un- $P_{\max}$ , afin d'évaluer les différences induites par l'oubli de l'inertie (résultats significatifs pour  $P < 0,05$ ). Deux indices ont été de plus calculés : un indice d'erreur du modèle (% erreur), soit le ratio de la différence absolue entre  $P_{\max}$  et  $\hat{P}_{\max}$  sur  $P_{\max}$  (% erreur =  $\left| P_{\max} - \hat{P}_{\max} \right| \cdot P_{\max}^{-1}$ ) et un indice de correction montrant l'effet de la prise en compte de l'inertie : ratio de la différence absolue entre  $P_{\max}$  et un- $P_{\max}$  sur  $P_{\max}$  (% correction =  $\left| P_{\max} - \text{un-}P_{\max} \right| \cdot P_{\max}^{-1}$ ).

Afin de discuter de la validité des valeurs du modèle par rapport à celles de la méthode de référence, nous avons testé les limites d'accord modèle-référence, selon la méthode de comparaison des différences *versus* moyennes des valeurs des deux méthodes proposée par Bland et Altman (1986).

## Résultats

La linéarité de la diminution d'accélération au cours du temps lors des sprints a été vérifiée (figure 19), avec des coefficients de détermination allant de  $r^2 = 0,87$  à  $0,97$  ( $P < 0,01$ ) pour tous les sprints et tous les sujets.

Aucune différence significative n'a été observée entre les valeurs d'accélération et de vitesse mesurées et estimées par le modèle (figure 19).



Les paramètres mécaniques mesurés et calculés pendant ces sprints sont reportés dans le tableau I. Aucune différence significative n'a été obtenue ni entre  $a(t)$  et  $\hat{a}(t)$ , ni entre  $V(t)$  et  $\hat{V}(t)$ .

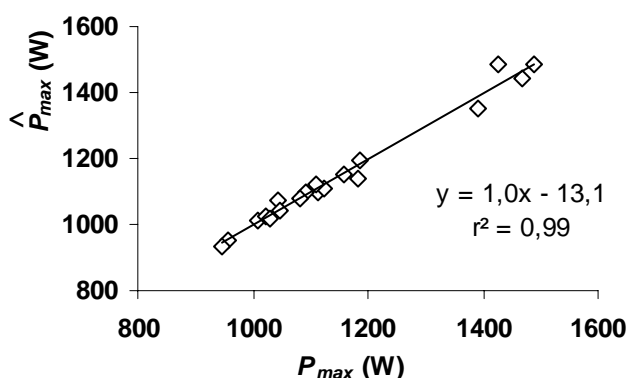
Concernant la puissance maximale, chaque charge de friction prise à part ou en considérant tous les sprints,  $P_{\max}$  n'était pas significativement différente de  $\hat{P}_{\max}$ , toutes deux différant en revanche significativement de  $-P_{\max}$  ( $P < 0,01$ ).

Une relation linéaire significative ( $P < 0,01$ ) a été obtenue entre  $P_{\max}$  et  $\hat{P}_{\max}$  montrant la forte corrélation entre ces deux paramètres (figure 20). Les indices d'erreur et de correction étaient respectivement de  $1,31 \pm 1,20$  % et  $20,4 \pm 7,6$  % (tableau I).

## PARTIE I : MESURE DE PUISSANCE SUR BICYCLETTE ERGOMETRIQUE

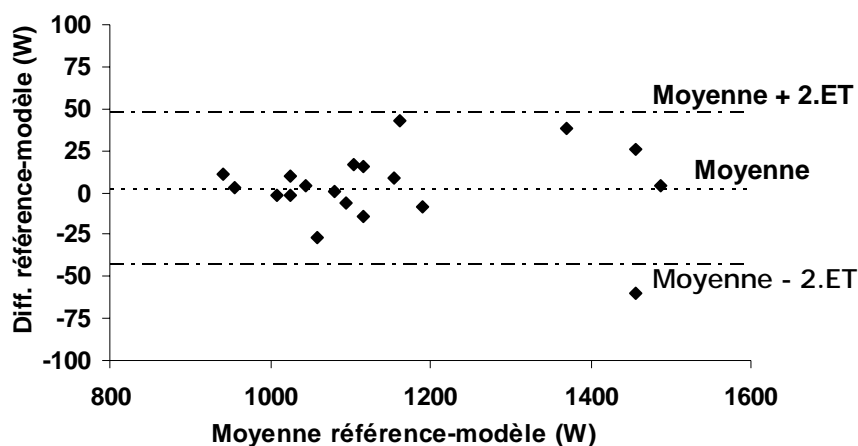
**Tableau I.** Moyennes  $\pm$  écarts-types des paramètres mécaniques et des indices pour les cinq charges de friction et pour tous les sprints ( $n = 19$ ). <sup>a</sup> : différence significative ( $P < 0,01$ ) avec un- $P_{max}$  ; <sup>b</sup> : pas de différence significative avec  $\hat{P}_{max}$ .

Charge (N.kg <sup>-1</sup> )	$V_{max}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$t_{Vmax}$ (s)	$P_{max}$ (W)	$\hat{P}_{max}$ (W)	un- $P_{max}$ (W)	% erreur	% correction
<b>0,6</b>	17,9 $\pm$ 1,2	6,4 $\pm$ 0,7	1193 $\pm$ 210 <sup>a, b</sup>	1183 $\pm$ 208 <sup>a</sup>	829 $\pm$ 159	1,16 $\pm$ 1,65	30,6 $\pm$ 1,9
<b>0,7</b>	16,9 $\pm$ 0,8	6,1 $\pm$ 0,4	1200 $\pm$ 158 <sup>a, b</sup>	1221 $\pm$ 184 <sup>a</sup>	898 $\pm$ 157	1,58 $\pm$ 1,81	25,5 $\pm$ 3,7
<b>0,8</b>	15,5 $\pm$ 0,8	6,6 $\pm$ 0,7	1163 $\pm$ 208 <sup>a, b</sup>	1159 $\pm$ 191 <sup>a</sup>	951 $\pm$ 156	1,52 $\pm$ 0,99	18,1 $\pm$ 2,7
<b>0,9</b>	13,9 $\pm$ 0,9	6,7 $\pm$ 0,3	1054 $\pm$ 101 <sup>a, b</sup>	1049 $\pm$ 98 <sup>a</sup>	898 $\pm$ 85	0,49 $\pm$ 0,25	14,8 $\pm$ 2,8
<b>1,0</b>	12,9 $\pm$ 0,7	6,7 $\pm$ 0,6	1123 $\pm$ 192 <sup>a, b</sup>	1104 $\pm$ 80 <sup>a</sup>	992 $\pm$ 165	1,57 $\pm$ 0,8	11,6 $\pm$ 1,6
<b>Groupe</b>	<b>15,5</b> $\pm$ 2,1	<b>6,5</b> $\pm$ 0,6	<b>1151</b> $\pm$ 169 <sup>a, b</sup>	<b>1148</b> $\pm$ 170 <sup>a</sup>	<b>914</b> $\pm$ 145	<b>1,31</b> $\pm$ 1,20	<b>20,4</b> $\pm$ 7,6



**Figure 20.** Régression linéaire significative ( $P < 0,01$ ) entre les valeurs de puissance maximale calculées selon la méthode de référence et la méthode proposée ( $n = 19$ )

La figure 21 montre que les valeurs de différence entre les deux méthodes sont très faibles ( $3,3 \pm 22,7$  W en moyenne ;  $n = 19$ ), et réparties à l'intérieur des limites d'accords (moyenne  $\pm$  2.ecart-type) fixées selon la méthode de Bland et Altman (1986), soit une limite supérieure de 48,7 W et une limite inférieure de - 42,2 W).



**Figure 21.** Analyse de Bland et Altman, répartition des différences référence-méthode à l'intérieur des limites d'accord (moyenne  $\pm$  2.ecart-type)

## Discussion

Cette nouvelle méthode de calcul *a posteriori* de la puissance maximale, prenant en compte l'inertie du volant a été montrée comme étant valide, notamment au regard des indices d'erreur obtenus ( $1,31 \pm 1,20$  %, allant de 0,09 à 4,2 % selon les sprints). Cette validité a été de plus montrée par l'absence de différence significative entre les puissances maximales obtenues avec la méthode de référence et la méthode proposée, quelle que soit le charge de friction (de 0,6 à 1 N.kg<sup>-1</sup>). Ainsi grâce à cette méthode, il est possible de corriger la puissance maximale en cas de mesure ne tenant pas compte de l'inertie du volant, et ce à partir de paramètres mécaniques simple mesurés lors des sprints ( $V_{\max}$ ,  $t_{V\max}$ ,  $F_f$ , voir Eq. (23)), et de la valeur de l'inertie du volant  $I_{eq}$ .

Les valeurs des principaux paramètres mécaniques mesurés dans cette étude sont comparables à ceux obtenus dans des études antérieures utilisant un matériel similaire, et des charges de friction du même ordre de grandeur (Seck et al., 1995 . Arzac et al., 1996 ; Hautier et al., 1996 ; Hintzy et al., 1999 ; Falgairette et al., 2004). La sous-estimation de puissance maximale induite par la négligence de l'inertie dans les calculs était également comparable à celles relevées par Lakomy (1986), Linossier et al. (1996), ou Falgairette et al. (2004) : respectivement  $35,8 \pm 9,3$  %, 3 à 19 % et 12 % en moyenne, contre  $20,4 \pm 7,6$  % dans cette étude. Ces sous-estimations augmentant avec la diminution des charges (de  $11,6 \pm 1,6$  % pour une charge de 1,0 N.kg<sup>-1</sup> à  $30,6 \pm 1,9$  % pour une charge de 0,6 N.kg<sup>-1</sup>). Cette donnée montre que l'effet de l'inertie du volant sur la puissance maximale mesurée en sprint augmente lorsque la force de friction diminue, ainsi la part de  $F_I$  dans l'équation (16) augmente avec la diminution de celle de  $F_f$ , comme observé par Arzac (1995). L'auteur a en effet observé des pourcentages d'écart de puissance maximale allant de 17 % pour des charges de 75 g.kg<sup>-1</sup> à 61 % pour des charges de 25 g.kg<sup>-1</sup>.

Ces données justifient à notre sens l'intérêt d'une correction de puissance maximale lorsque ses mesures sont faites en ne prenant pas l'inertie en compte. De plus, il paraît pertinent d'être critique face à l'interprétation de résultats d'études incluant des mesures de puissance maximale ne tenant pas en compte l'inertie, notamment quant aux valeurs absolues de puissance maximale reportées. De telles études ont par exemple porté sur la fatigue à l'exercice maximal (Williams et al., 1988), les effets de suppléments nutritionnels en créatine sur la puissance et la fatigue lors du sprint (Cooke et al., 1995 ; Odland et al., 1997), de



l'entraînement ou de la performance anaérobie (Mercier et al., 1991 ; Ahmaidi et al., 1996 ; Blanc et al., 1998), ou encore du métabolisme anaérobie lors du sprint (Wouassi et al., 1997 ; Esbjörnsson-Liljedahl et al., 2002).

Le modèle de calculs présenté dans cette étude montre certaines limites. En premier lieu, l'inertie du volant doit être connue pour intégrer le paramètre  $I_{eq}$  dans les calculs. Ceci nécessite la connaissance de la masse et du rayon exacts du volant d'inertie. Par la suite, l'inertie équivalente du volant peut être relativement facilement déterminée par la méthode des décélérations libres contre différentes charges de friction présentée dans les méthodes de cette étude (Lakomy, 1986). Il est également nécessaire d'utiliser des quantités linéaires pour les paramètres mécaniques. Les conversions angulaire-linéaire sont réalisables facilement en connaissant le développement de la bicyclette et le rayon du volant<sup>9</sup>.

Le postulat de base de cette méthode, *i.e.* la linéarité de la diminution d'accélération en fonction du temps lors de l'atteinte de  $V_{max}$  doit être vérifiée dans la mesure ou tous les calculs en dépendent. La question de cette linéarité peut éventuellement se poser pour des charges inférieures ou supérieures à celles employées dans cette étude. Cependant, la plage testée ici (0,25 à 1 N.kg<sup>-1</sup>) couvre un très grand nombre de charges habituellement employées (pour revue : Bar-Or, 1987 ; Arsac et al., 1996 ; Vandewalle et al, 1997b ; Bogdanis et al., 1998), 0,25 et 1 N .kg<sup>-1</sup> représentant respectivement des seuils de facilité-difficulté d'effort lors de sprints sur bicyclette ergométrique, bien que des forces allant jusqu'à 1,1 à 1,3 N.kg<sup>-1</sup> aient été rencontrées chez des sujets puissants (Vandewalle et al., 1987a ; Hintzy, 1999).

## *Conclusion*

En conclusion, cette nouvelle méthode permet la correction *a posteriori* des valeurs de puissance maximale mesurées lors de sprints sur bicyclette ergométrique. Sa validité a été montrée en la comparant avec la méthode de référence proposée par Lakomy (1986), et ce pour différentes charges de friction et pour 19 sprints. Par ailleurs, cette méthode présente l'avantage de ne nécessiter que des paramètres mécaniques classiques afin de mener les calculs. Elle pourrait être par exemple utilisée pour ré-examiner des résultats expérimentaux obtenus en mesurant la puissance maximale sur bicyclette ergométrique sans tenir compte de l'inertie du volant.

---

<sup>9</sup> Ce développement est égal au rapport de transmission (nombre de dents du plateau / nombre de dents du pignon solidaire du volant) multiplié par la circonférence du volant  $2\pi R$ . Par exemple dans notre étude :  $D = (52/14).2.3,14.0,26 \approx 6$  m.

## Appendice : calculs détaillés

A partir de la relation linéaire accélération-temps (postulat de base) :  $\hat{a}(t) = \hat{a}_0 \left(1 - \frac{t}{t_{V_{\max}}}\right)$  (A1)

l'accélération initiale (ordonnée à l'origine)  $\hat{a}_0$  a été calculée ainsi :

$$\int_{t=0}^{t=t_{V_{\max}}} \hat{a}(t) dt = V_{\max}, \text{ et avec l'équation (A1) :} \quad (A2)$$

$$\hat{a}_0 t_{V_{\max}} - \frac{\hat{a}_0}{t_{V_{\max}}} \frac{t_{V_{\max}}^2}{2} = V_{\max} \quad (A3)$$

$$\text{et } \hat{a}_0 = \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} \quad (A4)$$

Les équations (A1) et (A4) donnent :  $\hat{a}(t) = \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} \left(1 - \frac{t}{t_{V_{\max}}}\right)$  Eq. (19)

La vitesse est l'intégrale de l'accélération par rapport au temps :  $\hat{V}(t) = \int \hat{a}(t) dt$  (A5)

avec l'équation (A1) :  $\hat{V}(t) = \int \left( \hat{a}_0 - \hat{a}_0 \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right) dt$  (A6)

soit  $\hat{V}(t) = \hat{a}_0 t - \hat{a}_0 \frac{t^2}{2t_{V_{\max}}}$  (A7)

Et avec l'équation (A4) :  $\hat{V}(t) = -\frac{V_{\max}}{t_{V_{\max}}} t^2 + \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} t$  Eq. (20)

La puissance en fonction du temps calculée avec cette méthode est basée sur Eq. (16) et (17) :

comme  $\hat{P}(t) = (I_{eq} \hat{a}(t) + F_f) \hat{V}(t)$  selon l' Eq. (21), la puissance est égale à :

$$\hat{P}(t) = \left[ I_{eq} \left( \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} - \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right) + F_f \right] \left( \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} t - \frac{V_{\max}}{t_{V_{\max}}} \frac{t^2}{2} \right) \quad (A8)$$

$$\begin{aligned} \hat{P}(t) = & \left( \frac{2I_{eq}V_{\max}^2}{t_{V_{\max}}} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right)^3 + \left( -\frac{6I_{eq}V_{\max}^2}{t_{V_{\max}}} - F_f V_{\max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right)^2 \\ & + \left( \frac{4I_{eq}V_{\max}^2}{t_{V_{\max}}} + 2F_f V_{\max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right) \end{aligned} \quad \text{Eq. (22)}$$

Partant de ce calcul de  $\hat{P}(t)$ , la puissance maximale selon ce modèle est celle à

laquelle  $d\hat{P}(t)/dt$  est nulle. Soit dans l' Eq. (22),  $d\hat{P}(t)/dt = 0$  quand :

$$\left(6I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{Vmax}^2}\right) \left(\frac{t}{t_{Vmax}}\right)^2 + \left(-12I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{Vmax}^2} - 2F_f \frac{V_{max}}{t_{Vmax}}\right) \left(\frac{t}{t_{Vmax}}\right) + \left(4I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{Vmax}^2} + 2F_f \frac{V_{max}}{t_{Vmax}}\right) = 0 \quad (A9)$$

En posant  $A = \frac{V_{max}}{t_{Vmax}}$  et  $T = \frac{t}{t_{Vmax}}$ , (A9) devient ce polynôme du second degré :

$$(6I_{eq}A^2)T^2 + (-12I_{eq}A^2 - 2F_f A)T + (4I_{eq}A^2 + 2F_f A) = 0 \quad (A10)$$

La solution de ce polynôme du second degré est :

$$T = 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 A^2 + F_f^2}}{6I_{eq}A} \quad (T \text{ étant le temps normalisé par rapport à } t_{Vmax}) \quad (A11)$$

Donc, la puissance maximale est atteinte pour :

$$t = \left[ 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 \left(\frac{V_{max}}{t_{Vmax}}\right)^2 + F_f^2}}{6I_{eq} \frac{V_{max}}{t_{Vmax}}} \right] t_{Vmax} \quad (A12)$$

Ensuite, le calcul de la puissance maximale avec la méthode présentée est possible, en utilisant cette équation finale :

$$\hat{P}_{max} = \left(\frac{2I_{eq}V_{max}^2}{t_{Vmax}}\right) T^3 + \left(-\frac{6I_{eq}V_{max}^2}{t_{Vmax}} - F_f V_{max}\right) T^2 + \left(\frac{4I_{eq}V_{max}^2}{t_{Vmax}} + 2F_f V_{max}\right) T$$

$$\text{avec } T = 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 \left(\frac{V_{max}}{t_{Vmax}}\right)^2 + F_f^2}}{6I_{eq} \frac{V_{max}}{t_{Vmax}}} \quad \text{Eq. (23)}$$

**Nous allons dans la prochaine partie de ce travail explorer ces qualités de puissance maximale mesurées lors de sprints sur bicyclette ergométrique, et leurs liens avec la performance dans les différentes parties d'un 100-m, chez des athlètes spécialistes de sprint.**

## ***A simple method for power measurement on cycle ergometer***

### **INTRODUCTION**

Friction-loaded cycle ergometers have been widely used to measure mechanical power during maximal sprints (Vandewalle et al., 1987). Power is determined as friction force times velocity of the point of force application. Lakomy (1986) pointed out that the total force was the sum of a frictional load ( $F_f$ ) and of an “excess load” corresponding to the force necessary to overcome the inertia of the flywheel ( $F_I$ ). Taking into account or not this additional force may lead to underestimations of maximal power values, up to 50 % (Lakomy, 1986; Linossier et al., 1996). The aim of our study was then to propose a valid and simple post-hoc method for actual maximal power calculation, taking into account flywheel inertia, during maximal sprints on friction-loaded cycle ergometer.

### **MATERIALS AND METHODS**

Four males, physical education students non specialists in cycling performed five 8s sprints against 0.6 to 1 N.kg<sup>-1</sup> friction loads on a Monark 818E. Maximal power was obtained from flywheel velocity and instantaneous force as:  $P = (F_I + F_f)V$ . Accurate values of  $F_I$  were calculated according to Lakomy (1986) and Arzac et al. (1996) by plotting flywheel deceleration against loads during free motions of the flywheel. The presented new method was based on a linear decrease of acceleration over time during the early phase of a sprint. Then, acceleration, velocity and power were computed, and maximal power was calculated as proposed in Eq. (23), on the basis of few mechanical parameters. T-tests were used to study differences between maximal power values obtained using the reference method ( $P_{max}$ ), without taking into account inertia (un- $P_{max}$ ), and using the presented new method ( $\hat{P}_{max}$ ). Error and correction % indexes were also calculated respectively between  $P_{max}$  and  $\hat{P}_{max}$ , and between  $P_{max}$  and un- $P_{max}$ .

### **RESULTS**

The basis postulate of linear decrease in acceleration was verified (Fig. 19;  $P < 0.01$ ) for all sprints and all subjects. Taking each friction load apart as well as considering the entire group,  $P_{max}$  was not significantly different from  $\hat{P}_{max}$  whereas both differed significantly from un- $P_{max}$  ( $P < 0.01$ ), as shown in Table I. Further, significant linear regressions (Fig. 20) and Bland and Altman analysis (Fig. 21) emphasized this significant correlation. Indexes of error and correction were respectively  $1.31 + 1.20$  % and  $20.4 \pm 7.6$  %.

### **DISCUSSION – CONCLUSION**

This method, taking into account flywheel inertia was shown to be valid regarding the mean  $P_{max} / \hat{P}_{max}$  error obtained for the nineteen sprints. Underestimation of un- $P_{max}$  was also comparable to that described in studies dealing with the importance of flywheel inertia (e.g.  $35.8 \pm 9.3$  % for Lakomy (1986) and from 3 to 19 % for Linossier et al. (1996) versus  $20.4 \pm 7.6$  % in the present study), justifying the interest of the correction method presented in this study. It seems therefore relevant to be critical towards studies aiming to assess maximal power on cycle ergometer without considering flywheel inertia, (e.g. Williams et al., 1988; Cooke et al., 1995) that should be carefully considered. Some limits characterize this model: first of all, inertia moment of the flywheel must be known. This is quite simple since the deceleration-load linear relationship leading to the inertia value require only a few free deceleration motions of the flywheel against different friction loads (Lakomy, 1986). Then, the basis postulate of deceleration linearity during the first phase of the sprint, must be checked since further calculations depend on this point.

In conclusion, the present study provides a valid equation for calculation of maximal power on friction loaded cycle ergometer. This calculation, taking into account flywheel inertia, seems useful since maximal power values are significantly underestimated when this parameter is neglected.

## ***Metodo semplice di misura della potenza su cicloergometro***

### **INTRODUZIONE**

Cicloergometri a cariche di frizione sono stati molto usati per valutare la potenza massima durante esercizi di sprint (Vandewalle et al., 1987). La potenza si determina come la forza di frizione per la velocità del punto di applicazione della forza. Lakomy (1986) ha fatto notare che la forza totale era la somma di una carica di frizione ( $F_f$ ) e di un' "excess load" che corrisponde alla forza necessaria per superare l'inerzia del volano ( $F_I$ ). Prendere in conto o no questa forza supplementare potrebbe portare a sottovalutare i valori di potenza massima, anche fino al 50 % (Lakomy, 1986; Linossier et al., 1996). Lo scopo del nostro studio era dunque quello di proporre un semplice e valido metodo post-hoc per misurare valori reali di potenza massima, prendendo in considerazione l'inerzia del volano, durante sprints massimali al cicloergometro a cariche di frizione.

### **MATERIALI E METODI**

Quattro studenti di scienze dello sport, non ciclisti, hanno effettuato 5 sprints di 8 secondi contro cariche di frizione da 0.6 a 1 N.kg<sup>-1</sup> su un Monark 818E. La potenza massima è stata calcolata dalla velocità del volano e dalla forza istantanea :  $P = (F_I + F_f)V$ . Valori precisi di  $F_I$  sono stati calcolati secondo Lakomy (1986) e Arzac et al. (1996) correlando la decelerazione del volano ai carichi applicati durante movimenti liberi di rotazione. Il nuovo metodo presentato era basato su una diminuzione lineare dell'accelerazione col tempo durante la prima fase dello sprint. In seguito, l'accelerazione, la velocità e la potenza sono state calcolate, e la potenza massima determinata come nell'Eq. (23), sulla base di alcuni parametri meccanici. Testi di Student sono stati usati per studiare le differenze tra i valori di potenza massima ottenuti col metodo di riferimento ( $P_{max}$ ), senza tenere conto dell'inerzia del volano (un- $P_{max}$ ), e usando il nuovo metodo ( $\hat{P}_{max}$ ). Peraltro, abbiamo calcolato indici di percentuale di errore e di correzione tra  $P_{max}$  e  $\hat{P}_{max}$ , e tra  $P_{max}$  e un- $P_{max}$ .

### **RISULTATI**

Il postulato di base che descriveva una diminuzione lineare dell'accelerazione è stato verificato (Fig. 19;  $P < 0.01$ ) per tutti i sprints e per tutti i soggetti. Considerando ogni carico di frizione a parte come studiando il gruppo intero,  $P_{max}$  non era statisticamente diverso da  $\hat{P}_{max}$ , mentre tutti e due erano diversi da un- $P_{max}$  ( $P < 0.01$ ), come si può vedere dalla Tabella I. Le Regressioni lineari statisticamente significative (Fig. 20) e le analisi di Bland e Altman (Fig. 21) sottolineano che questa correlazione è significativa. Gli indici di errore e di correzione ricavati erano rispettivamente di  $1.31 \pm 1.20$  % e  $20.4 \pm 7.6$  %.

### **DISCUSSIONE – CONCLUSIONE**

Questo metodo, prendendo in considerazione l'inerzia del volano della bicicletta è risultato essere valido, visto l'errore medio  $P_{max} / \hat{P}_{max}$  ottenuto per 19 sprints. La sottovalutazione di un- $P_{max}$  era anche paragonabile a quelle descritte nei lavori che hanno trattato l'importanza dell'inerzia (per esempio  $35.8 \pm 9.3$  % per Lakomy (1986) e da 3 a 19 % per Linossier et al. (1996) versus  $20.4 \pm 7.6$  % nel presente studio), giustificando l'interesse del metodo di correzione proposto. Sembra quindi pertinente porsi con visione critica verso studi che misurano la potenza massima su cicloergometro senza tener conto dell'inerzia del volante (e.g. Williams et al., 1988; Cooke et al., 1995) che secondo noi dovrebbero essere utilizzate con precauzione.

Questo modello presenta alcuni limiti. Prima di tutto, il momento d'inerzia del volano deve essere conosciuto. Ciò è abbastanza semplice visto che la relazione lineare tra carico e decelerazione, dal quale si ottiene il valore dell'inerzia, richiede soltanto qualche movimento di rotazione libera contro diversi resistenze (Lakomy, 1986). Poi, il postulato di base di linearità della decelerazione durante l'inizio dello sprint deve essere verificato, visto che tutti i calcoli dipendono da questo.

In conclusione, questo studio propone un'equazione valida per calcolare la potenza massima sviluppata su cicloergometro a carico di frizione. I calcoli, che tengono conto dell'inerzia del volano, sembrano utili dal momento che i valori di potenza massima sono statisticamente sottovalutati quando questo parametro è trascurato.

## **PARTIE II**

# ***Puissance mécanique et performance en sprint sur 100-m***

Cette partie correspond aux publications suivantes :

Morin J.-B., Belli A., (2003), Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100-m chez des athlètes entraînés. *Sci Sport*, 18: 161-163. (**ANNEXE II**)

Morin J.-B., Belli A., (2002), Mechanical muscular parameters influencing 100-m performances in trained athletes. *Proceedings, 7<sup>th</sup> ECSS Congress, Athens*. (**ANNEXE VIII**)

Morin J.-B., (2003), Etude des paramètres mécaniques de la performance en sprint sur 100m chez des athlètes entraînés, *Chronique médicale, Revue de l'Association des Entraîneurs Français d'Athlétisme*: 27 – 30. (**ANNEXE VI**)

## *Introduction*

Comme nous l'avons vu en introduction générale par une revue de littérature, il semble que les facteurs physiologiques et en particulier la production de lactate ne soient pas limitants de la performance sur 100-m (Hirvonen et al., 1987 ; Hautier et al., 1994). Ainsi nous avons orienté nos recherches sur les facteurs mécaniques, et en premier lieu la puissance des membres inférieurs. Ce facteur a été montré comme déterminant de la performance en sprint, sur des distances inférieures à 100-m (pour revue voir Mero et al., 1992), ou chez des populations non spécialisées en sprint (Chelly et Denis, 2001). Par ailleurs, le plus souvent dans les études citées, la puissance mécanique des membres inférieurs était évaluée au cours de sauts verticaux (une à trois répétitions), et les performances en sprint correspondaient à des temps sur de longs intervalles et aux vitesses moyennes correspondantes. A notre connaissance, seuls Chelly et Denis (2001) ont réalisé une évaluation de la puissance sur ergomètre, et ont évalué la performance en sprint sur le terrain à l'aide d'un radar de précision, mais sur de faibles distances (40 m) et chez de jeunes joueurs de handball.

Le but de cette étude est donc d'évaluer les qualités de force-vitesse et de puissance mécanique des membres inférieurs chez des athlètes spécialistes de sprint, et de les comparer avec leurs performances mesurées avec précision lors de sprints sur 100-m, afin de discuter des éventuels liens entre la puissance mécanique et la performance dans les trois grandes phases du 100-m chez ce type de population.

## *Matériel et méthodes*

### SUJETS ET PROTOCOLE

Dix sujets masculins (âge :  $21 \pm 3$  ans ; taille :  $177 \pm 6$  cm ; masse :  $72 \pm 7$  kg ; record au 100-m :  $11,3 \pm 0,3$  s) espoirs de niveau régional à national dans les disciplines de sprint (100 à 400-m) ont participé à cette étude. Cette population était homogène sur le plan des meilleures performances sur 100-m (coefficient de variation inférieur à 3 %). Ces athlètes présentaient une ancienneté de pratique du sprint en compétition d'au moins quatre ans. Aucun des sujets ne présentait de blessure ou de contre-indication médicale à la pratique du sport de compétition au jour de l'expérimentation.

Les sujets ont réalisé des sprints sur bicyclette ergométrique au cours desquels les mesures des paramètres mécaniques ont été effectuées. Leurs performances sur 100-m ont été mesurées

une semaine plus tard au même moment de la journée. Le protocole a eu lieu au mois de mars, après les compétitions hivernales, en période de préparation pour les compétitions estivales. Il a été demandé aux sujets de ne pas réaliser de séances d'entraînement dans les 48 h précédant chaque série de tests.

### **MESURE DE PUISSANCE MECANIQUE DES MEMBRES INFERIEURS**

Les qualités de vitesse, de force et de puissance mécaniques ont été explorées par la méthode de référence de mesure décrite en introduction et dans la partie précédente (Arsac et al., 1996).

Après avoir réglé individuellement les dimensions de la bicyclette (hauteur et recul de selle), l'échauffement standardisé a consisté à pédaler 3 min à 60 rpm contre une charge faible (inférieure à 20 N) puis effectuer 2 sprints de 3 à 4 s contre des résistances faibles, entrecoupés de 3 min de récupération, avant de récupérer durant dix minutes, en pratiquant quelques étirements.

Les sujets ont ensuite réalisé deux sprints de 12 s dans un ordre aléatoire contre des forces de friction de 0,4 et 0,6 N.kg<sup>-1</sup>. Ces efforts permettent d'une part une correspondance dans la durée avec les efforts de sprint sur 100-m, et d'autre part de rester dans le domaine physiologique d'efforts essentiellement anaérobie, les sujets produisant alors des valeurs de puissance mécanique maximales dans les premières secondes du sprint. Six minutes de repos passif ont été imposées entre chaque sprint.

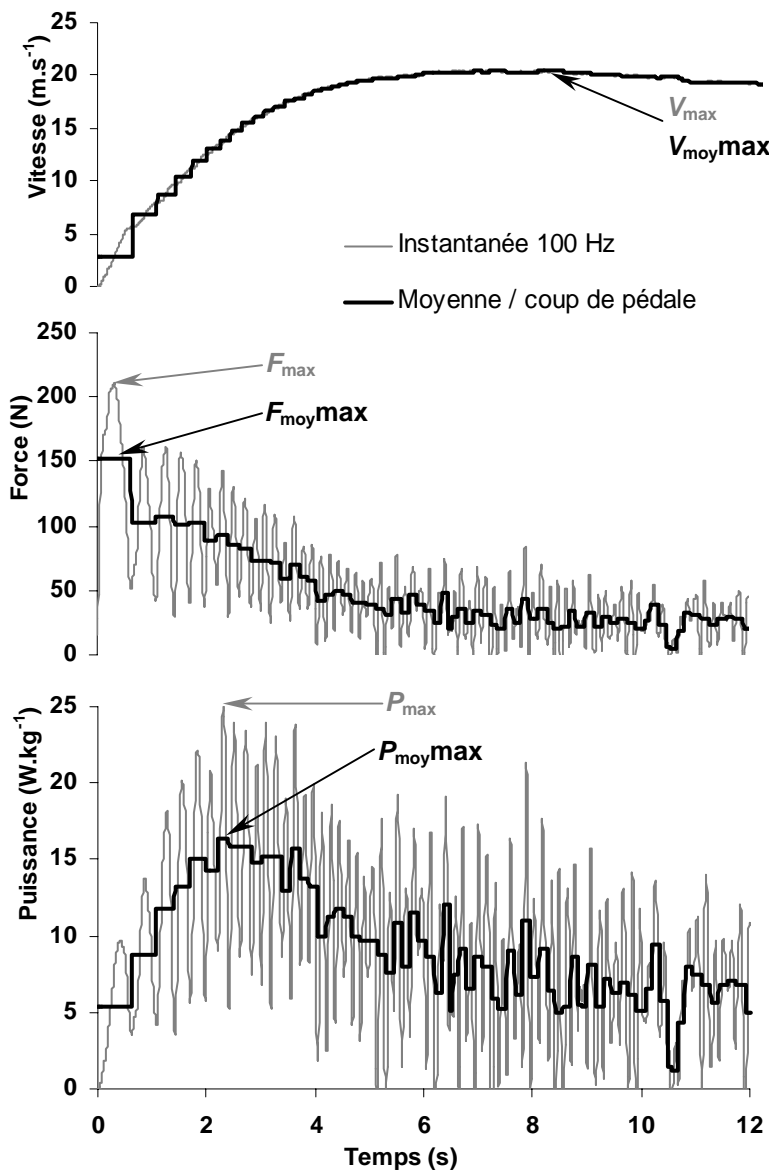
Les pédales n'étaient pas munies de cale-pieds, la production mécanique de chaque jambe étant ainsi indépendante. Une butée a été installée en tête de pédale afin d'éviter tout glissement du pied vers l'avant lors du pédalage. Les sujets ont débuté leurs sprints en position assise sur la selle, la pédale avant formant un angle de 45° avec la verticale vers l'avant dans la position de départ. Au signal donné par l'expérimentateur, ils ont pédalé le plus vite possible durant 12 s, en gardant contact avec la selle. La jambe avant, choisie par chaque sujet, est restée identique pour tous les sprints. Les sujets ont été vigoureusement encouragés au cours de leurs efforts.

Les signaux de force et de déplacement ont été échantillonnés sur un PC à une fréquence de 100 Hz sur une période de 12 s.

Les valeurs maximales de force, vitesse et puissance instantanées mesurées pour chaque sujet sont respectivement  $F_{\max}$  (en N),  $V_{\max}$  (en m.s<sup>-1</sup>) et  $P_{\max}$  (W.kg<sup>-1</sup>) (figure 22). Lors de chaque sprint, la force, la vitesse et la puissance ont enfin été moyennées par coup de pédale, un coup de pédale étant défini par une demi-rotation du pédalier au cours de laquelle l'extension



complète du membre inférieur amène la pédale de la position verticale haute à son point le plus bas. Les valeurs maximales de puissance ( $P_{moy,max}$ ), de force ( $F_{moy,max}$ ) et de vitesse ( $V_{moy,max}$ ) moyennes par coup de pédale ont ensuite été déterminées (figure 22).



**Figure 22.** Evolutions typiques de la vitesse de pédalage, de la force totale et de la puissance au cours d'un sprint de 12 s sur bicyclette ergométrique. Valeurs instantanées en gris, valeurs moyennes par coup de pédale en noir. On peut voir dans ces évolutions typiques les occurrences des valeurs maximales (instantanées et moyennes) de ces trois paramètres.

Les valeurs des paramètres mécaniques pré-cités retenues pour analyses ont été celles les plus élevées des deux sprints réalisés.

Enfin le maintien de puissance en fin d'effort a été exprimé par un indice  $\Delta P$  en pourcentage de la valeur moyenne des trois coups de pédales ayant donné lieu à la valeur maximale de puissance :  $\Delta P = (\text{moyenne des trois derniers coups de pédale du sprint} / \text{moyenne des trois coups de pédale ayant donné lieu à la production de puissance maximale}) \cdot 100$ .

**PERFORMANCE LORS DU SPRINT SUR 100-M**

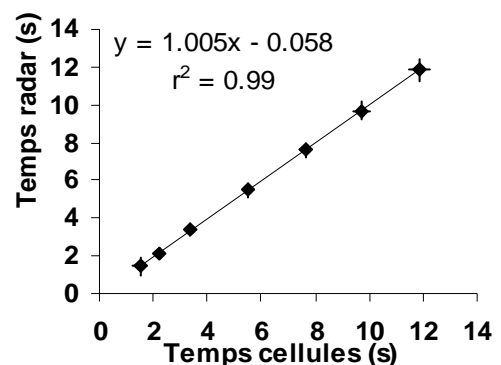
**Protocole expérimental**

L'échauffement a consisté en une course de 10 min environ à allure modérée (10 à 12 km.h<sup>-1</sup>) suivie d'un échauffement spécifique des muscles des membres inférieurs impliqués dans la course de sprint (éducatifs d'athlétisme) pendant 10 min environ. Les athlètes ont réalisé enfin 2 à 3 accélérations progressives sur 30 à 40 m avant de pratiquer quelques étirements. L'épreuve de 100-m plat a consisté en deux courses avec départ en starting-blocks (sur une piste en Tartan™ et en chaussures à pointes) séparées par 10 min de récupération passive. Le départ a été donné par l'expérimentateur au moyen d'un signal sonore bref et intense, après avoir donné les ordres de départs habituels lors de compétitions d'athlétisme.

**Mesures radar et paramètres de la performance**

L'évolution de la vitesse des athlètes au long de la course de 100-m a été explorée grâce à un radar Stalker ATS system™ (Radar Sales, Mineapolis, USA) connecté à un ordinateur portable (figure 23). Ce radar était placé sur un trépied 10 m derrière la ligne de départ, à une hauteur d'un mètre, soit approximativement la hauteur du centre de gravité des sujets. La précision de cet outil est de  $\pm 0,2$  km.h<sup>-1</sup> avec une fréquence d'acquisition de 30 à 35 Hz (données du constructeur). L'étalonnage et la validation du radar ont été effectués en comparant les temps délivrés par le radar ( $t_r$ ) avec ceux obtenus par cellules photo-électriques disposées en bord de couloir ( $t_c$ ) pour les dix sujets. Une relation linéaire quasi parfaite ( $t_r = 1,005.t_c + 0,06$  ;  $r^2 = 0,99$  ; figure 23) entre ces deux mesures a été obtenue, confirmant une précédente validation réalisée par Chelly et Denis (2001) sur des objets en mouvement. Les mesures radar ont été secondées par des cellules photoélectriques placées tous les 20 m de chaque côté du couloir, en cas d'incident ou de panne. Le signal de départ donné par l'expérimentateur sous, déclenchait le chronomètre grâce à un système de microphone, le radar activé préalablement, étant alors sensible à l'évolution de la vitesse du sujet.

**Figure 23.** Outil radar utilisé et graphique de validation : régression linéaire quasi-parfaite et ordonnée à l'origine faible (0,06 s) entre les mesures comparées.

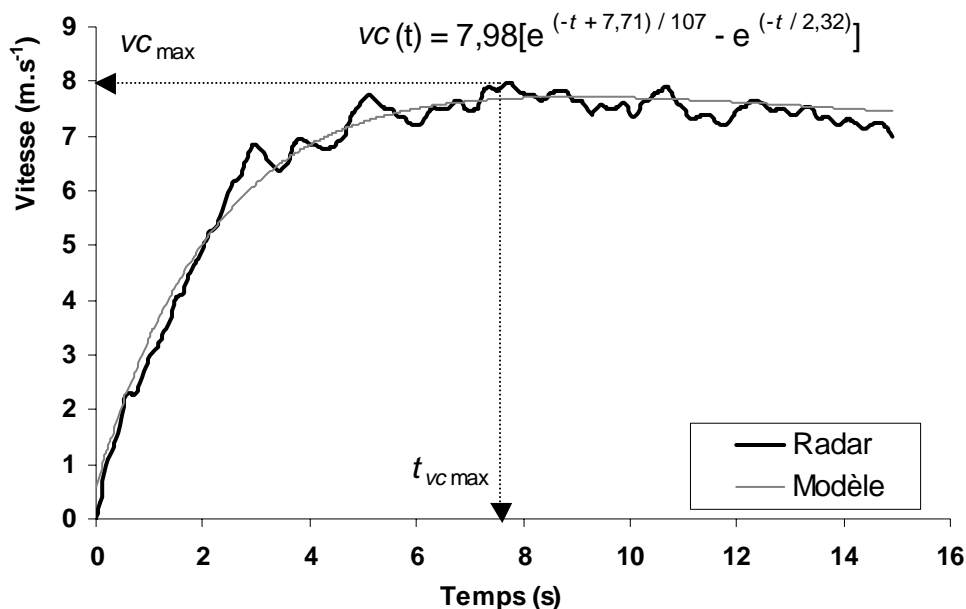


La mesure de l'évolution de la vitesse instantanée de course ( $v_c$  en  $\text{m.s}^{-1}$ ) par le système radar a permis d'obtenir des courbes vitesse-temps (figure 24) et les valeurs  $v_{c\text{max}}$  (vitesse maximale de course des sujets) et  $t_{v_{c\text{max}}}$  (temps d'atteinte de  $v_{c\text{max}}$  en s). De plus, les vitesses moyennes à 20, 40, 60, 80 et 100 m : ( $v_{c10}$ ,  $v_{c20}$ ,  $v_{c40}$ ,  $v_{c60}$ ,  $v_{c80}$  et  $v_{c100}$  exprimées en  $\text{m.s}^{-1}$ ) ont été calculées. Un indice de perte de vitesse  $\Delta v_c$  (en % de  $v_{c\text{max}}$ ) a été calculé afin d'évaluer l'ampleur de la décélération des sujets en fin de 100-m :  $\Delta v_c = (1 - v_{80-100} / v_{c\text{max}}) \cdot 100$ .

Afin d'analyser la performance sur 100-m de façon plus précise, et particulièrement les caractéristiques d'accélération et de décélération lors de chaque sprint, les courbes vitesse-temps ont été modélisées par une fonction bi-exponentielle, comprenant deux termes correspondant respectivement à l'accélération et à la décélération au cours du temps, qui montrent des évolutions de type exponentiel (Henry et Trafton, 1951 ; Henry, 1954 ; Volkov et Lapin, 1979) (figure 24) :

$$v_c(t) = v_{c\text{max}} \left[ e^{(-t + t_{v_{c\text{max}}}) / \tau_2} - e^{-t / \tau_1} \right] \quad \text{Eq. (24)}$$

$\tau_1$  et  $\tau_2$  étant respectivement les constantes de temps d'accélération et de décélération de cette relation. On peut enfin déduire de cette relation une valeur d'accélération initiale ( $a_{\text{ini}}$  en  $\text{m.s}^{-2}$ ), égale à  $v_{c\text{max}} / \tau_1$ .



**Figure 24.** Relation vitesse-temps typique mesurée par radar lors d'un 100-m. Cette mesure permet de déterminer  $v_{c\text{max}}$  et  $t_{v_{c\text{max}}}$  (ici respectivement  $7,9 \text{ m.s}^{-1}$  et  $7,71 \text{ s}$ ). Le modèle bi-exponentielle permet de déterminer les constantes de temps d'accélération et de décélération, ici respectivement  $\tau_1 = 2,32 \text{ s}$  et  $\tau_2 = 107 \text{ s}$ . Dans cet exemple, l'accélération initiale vaut  $a_{\text{ini}} = v_{c\text{max}} / \tau_1 = 3,44 \text{ m.s}^{-2}$

**STATISTIQUES**

Des corrélations ont été réalisées entre les variables mécaniques mesurées lors des tests de charge-vitesse sur bicyclette ergométrique ( $F_{max}$ ,  $V_{max}$ ,  $P_{max}$ ,  $F_{moymax}$ ,  $V_{moymax}$ ,  $P_{moymax}$  et  $\Delta P$ ), et les paramètres de performance mesurés et calculés lors des tests de sprint sur 100-m (vitesses moyennes tous les 20 m,  $v_{cmax}$ ,  $t_{vcmax}$ ,  $\Delta v_c$ ,  $\tau_1$  et  $\tau_2$  ainsi que  $a_{ini}$ ).

Les corrélations significatives ont été illustrées par des régressions linéaires. Le but de ces analyses étant de valider ou non l'hypothèse initiale d'existence d'un lien entre les qualités physiques mesurées et les performances dans les différentes parties de la course de 100-m en sprint chez des athlètes entraînés. Le seuil de significativité a été fixé à  $P = 0,05$ .

*Résultats*

**PARAMETRES MECANQUES EVALUES**

Le tableau II montre les valeurs des paramètres évalués lors des sprints sur bicyclette ergométrique.

**Tableau II.** Moyennes  $\pm$  écarts-types des paramètres mécaniques mesurés lors des sprints sur bicyclette ergométrique (n = 10).

<b>Paramètre</b>	<b><math>F_{max}</math> (N)</b>	<b><math>V_{max}</math> (m.s<sup>-1</sup>)</b>	<b><math>P_{max}</math> (W.kg<sup>-1</sup>)</b>	<b><math>F_{moymax}</math> (N)</b>	<b><math>V_{moymax}</math> (m.s<sup>-1</sup>)</b>	<b><math>P_{moymax}</math> (W.kg<sup>-1</sup>)</b>	<b><math>\Delta P</math> (%)</b>
<b>Moyenne <math>\pm</math> Ecart-type</b>	181 $\pm$ 24	19,4 $\pm$ 1,8	23,9 $\pm$ 3,8	110 $\pm$ 17	19,5 $\pm$ 1,6	15,4 $\pm$ 1,3	43,6 $\pm$ 7,9
<b>Coeff. de variation (%)</b>	13,3	9,3	15,9	15,5	8,2	8,4	18,1
<b>Minimum</b>	152	16,1	19,1	89	20,5	12,7	25,1
<b>Maximum</b>	221	22,0	28,5	148	16,1	16,5	52,4

**PERFORMANCES EN SPRINT SUR 100-M**

Les paramètres de performance mesurés et calculés lors du test de sprint sur 100-m sont répertoriés dans le tableau III. L'ensemble des performances chronométriques étaient homogènes, à l'instar de la meilleure performance des sujets sur 100-m, les coefficients de variation n'excédant pas 11 %. En revanche, des paramètres de la course tels que  $t_{vcmax}$ , ou  $\Delta v_c$  montrent pour ce groupe de fortes variations (18,9 et 43 % de coefficient de variation). La performance moyenne du groupe (11,82 s) correspond à 96 % de la moyenne des records de ces athlètes et à environ 83 % du record du monde en vigueur au moment de l'étude (soit 9,79 s).

**Tableau III.** Moyennes  $\pm$  écarts-types des paramètres de performance sur 100-m (n = 10).

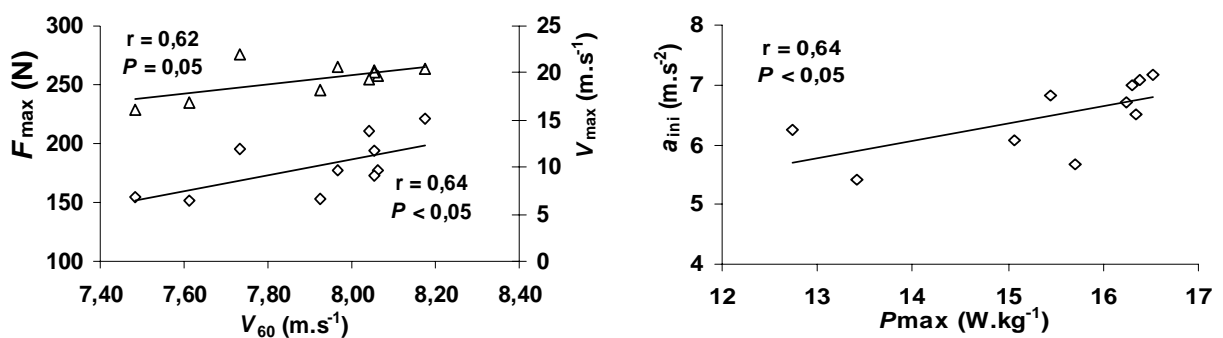
Paramètre	VC <sub>60</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	VC <sub>100</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	VC <sub>max</sub> (m.s <sup>-1</sup> )	t <sub>vcmax</sub> (s)	$\Delta VC$ (%)	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)	a <sub>ini</sub> (m.s <sup>-2</sup> )
Moyenne $\pm$	7,91 $\pm$	8,47 $\pm$	9,84 $\pm$	6,47 $\pm$	4,46 $\pm$	1,53 $\pm$	270 $\pm$	6,47 $\pm$
Ecart-type	0,23	0,25	0,35	1,22	1,92	0,14	76	0,60
Coeff. de variation (%)	2,9	3,0	3,6	18,9	43	9,2	28	9,3
Minimum	7,48	7,96	9,17	5,19	0,89	1,36	166	5,41
Maximum	8,17	8,79	10,30	8,63	8,14	1,81	382	7,16

**RELATIONS PARAMETRES MECANIQUES - PERFORMANCES SUR 100-M**

Ces relations sont présentées sous forme de matrice de corrélations entre les paramètres mécaniques musculaires évalués et les paramètres de performance en sprint sur 100-m dans le tableau IV. Aucun paramètre anthropométrique (âge, taille, masse, pourcentage de masse grasse) n’était significativement lié aux paramètres de la performance en sprint.

**Tableau IV.** Corrélations entre paramètres mécaniques et performance sur 100-m (n = 10, \*: P  $\leq$  0,05)

		Performance en sprint sur 100-m							
		VC <sub>60</sub>	VC <sub>100</sub>	VC <sub>max</sub>	t <sub>vcmax</sub>	$\Delta VC$	$\tau_1$	$\tau_2$	a <sub>ini</sub>
<b>Paramètres mécaniques</b>	<b>F<sub>max</sub></b>	<b>0,64*</b>	0,55	0,53	- 0,36	0,13	- 0,21	- 0,24	0,37
	<b>V<sub>max</sub></b>	<b>0,62*</b>	0,54	0,39	- 0,25	0,09	- 0,08	- 0,17	0,20
	<b>P<sub>max</sub></b>	0,38	0,27	0,18	- 0,50	0,03	- 0,15	0,15	0,24
	<b>F<sub>moymax</sub></b>	0,34	0,31	0,09	0,04	- 0,22	- 0,29	- 0,03	0,31
	<b>V<sub>MOYmax</sub></b>	0,28	0,17	- 0,12	<b>- 0,64*</b>	- 0,39	- 0,49	0,35	0,44
	<b>P<sub>moymax</sub></b>	0,32	0,17	- 0,13	<b>- 0,76*</b>	- 0,20	<b>- 0,73*</b>	0,62	<b>0,64*</b>
	<b><math>\Delta P</math></b>	0,09	- 0,02	- 0,33	- 0,53	- 0,29	- 0,43	0,53	0,30



**Figure 25.** A gauche: Régressions linéaires significatives entre force ( $\diamond$ ) et vitesse ( $\Delta$ ) instantanées maximales et la vitesse moyenne aux 60 m. A droite: régression linéaire significative entre la puissance moyenne par coup de pédale maximale et l'accélération initiale.

La figure 25 illustre les principales corrélations entre paramètres mécaniques et de performance, à travers des régressions linéaires : la force et la vitesse maximales produites par les sujets sont significativement corrélées à la vitesse moyenne dans les 60 premiers mètres. La puissance maximale moyennée par coup de pédale étant quant à elle significativement liée aux paramètres d'accélération dont  $a_{ini}$ .

Nous noterons enfin que l'indice de perte de puissance lors des sprints sur bicyclette ergométrique n'était lié à aucun des paramètres de la performance. De même, la constante de temps de décélération sur 100-m n'était corrélée à aucun paramètre mécanique mesurés.

## *Discussion*

### **PARAMETRES MECANIQUES ET PERFORMANCES EVALUES**

Les valeurs des paramètres mécaniques ( $F_{max}$ ,  $V_{max}$ ,  $P_{max}$ ,  $F_{moymax}$ ,  $V_{moymax}$  et  $P_{moymax}$ ) obtenus lors du test de charge-vitesse sur bicyclette ergométrique sont comparables à ceux rencontrés dans la littérature dans des études ayant un protocole similaire et portant sur des sujets sprinters ou pratiquant des activités physiques faisant intervenir la puissance maximale des membres inférieurs (Lakomy, 1986 ; Arzac, 1995 ; Hautier et al., 1996). Les coefficients de variation des paramètres étudiés sont inférieurs à 20 %, ce qui montre la relative homogénéité de cette population d'athlètes au vu des qualités physiques évaluées.

Lors de l'épreuve de 100-m en course à pied, les performances chronométriques des sujets aux différentes distances sont conformes à celles relevées dans la littérature (Mero et al., 1981 ; Bret et al., 2001), et sont proches des meilleures performances des sujets (en moyenne 96 % de leurs records personnels). La vitesse maximale de course atteinte par ce groupe est semblable aux valeurs relevées dans la littérature sur 100-m (Volkov et Lapin, 1979 ; Mero et al., 1992). Des valeurs inférieures ( $8,5 \pm 0,3 \text{ m.s}^{-1}$  dans l'étude de Chelly et Denis (2001) et  $9,17 \text{ m.s}^{-1}$  pour Delecluse et al. (1995) contre  $9,84 \pm 0,35 \text{ m.s}^{-1}$  dans la présente étude) peuvent être expliquées par le type de population étudiée (jeunes handballeurs) pour Chelly et Denis ou par la période d'acquisition de vitesse instantanée (valeurs moyennées tous les deux mètres avec le système de Delecluse et al. en 1995 contre une fréquence de 30 à 35 Hz dans la présente étude). Dans ce dernier cas une plus grande période d'échantillonnage étant probablement à l'origine de valeurs de vitesses instantanées plus faibles. Enfin si la majeure partie des paramètres de performance ne montrent pas de variations importantes entre les sujets, ceux traduisant la décélération, à savoir  $\tau_2$  et  $\Delta v_c$  ont des coefficients de variation de 28 et 43 % respectivement.

**PARAMETRES MECANIQUES LIES A LA PERFORMANCE EN SPRINT**

L'hypothèse initiale de cette étude était de vérifier la correspondance entre les qualités mécaniques musculaires et les performances en sprint dans les différentes phases de la course de 100-m. Nous organiserons donc cette partie de la discussion en suivant les trois principales phases chronologiques du 100-m et en discutant les qualités musculaires leur étant liées chez ces sujets entraînés.

**Phase initiale de course, accélération et atteinte de vitesse maximale**

Au vu des données de la littérature présentées en introduction, la puissance des membres inférieurs étaient attendue comme un facteur clé de l'accélération en début de sprint.

L'accélération produite par les athlètes lors de cette phase est le résultat d'une application importante de force sur les blocks puis sur le sol (des valeurs de plus de 1500 N sont relevées dans la revue de littérature de Mero (1992)). La présente étude montre cette relation entre le paramètre mécanique de force maximale  $F_{\max}$  mesuré sur bicyclette ergométrique et la vitesse moyenne entre 0 et 60 m ( $r = 0,64$  ;  $P < 0,05$ ) et confirme l'hypothèse de l'importance de la force maximale lors de l'accélération en sprint. Dans cette étude, un autre paramètre mécanique était lié à la performance dans la phase initiale de course: la vitesse maximale de pédalage. Cette relation entre  $V_{\max}$  et la vitesse moyenne entre 0 et 60 m ( $r = 0,62$  ;  $P = 0,05$ ) souligne l'importance de cette qualité musculaire lors de l'atteinte de la vitesse maximale de course en sprint. La vitesse maximale est ici mesurée sur bicyclette ergométrique lors de sprints où le mouvement de pédalage se déroule à une fréquence similaire à celle atteinte en sprint en course à pied (3 Hz en pédalage à 180 rpm contre 3 à 5 Hz en sprint en course à pied à vitesse maximale (Mero et al., 1992)). Les deux qualités musculaires de force et de vitesse sont les composantes de la puissance mécanique musculaire. Les résultats de notre étude montrent le lien significatif entre  $P_{\text{moy,max}}$  et la constante de temps de la phase d'accélération  $\tau_1$  d'une part ( $r = - 0,73$  ;  $P < 0,05$ ), l'accélération initiale  $a_{\text{ini}}$  d'autre part ( $r = 0,64$  ;  $P < 0,05$ ), ainsi que le temps d'atteinte de  $v_{c\max}$  ( $r = - 0,76$  ;  $P < 0,05$ ). Ainsi la puissance mesurée lors de sprints sur bicyclette ergométrique semble donc jouer un rôle important dans l'atteinte de la vitesse maximale en sprint en course à pied. En effet, les sujets présentant la plus grande puissance mesurée sur bicyclette ergométrique ont aussi l'accélération la plus importante en première phase du 100-m.

Ces résultats montrent comme lors d'études précédentes que la force est une qualité déterminante de la phase initiale du sprint, mais que la vitesse gestuelle de mobilisation des membres inférieurs l'est également. Ces deux qualités sont regroupées dans l'expression de

puissance mécanique qui elle est liée à « l'explosivité » et à l'accélération (constante de temps de l'atteinte de vitesse maximale et valeur de l'accélération initiale) en sprint en course à pied et représente donc le facteur clé de la performance lors de la phase de mise en action.

**Phase de course à vitesse maximale**

Les paramètres de la performance caractérisant cette phase sont les temps dans les intervalles de 40 à 60 ou 80 m, ainsi que la vitesse maximale de course atteinte par les sujets. Aucun des paramètres mécaniques évalués lors de cette étude n'a montré de relation significative avec les paramètres de performance dans cette zone du sprint. Cette absence de lien significatif peut être due à l'homogénéité de cette population, la puissance mécanique des membres inférieurs pouvant être un facteur déterminant de la performance à vitesse maximale en sprint pour des populations hétérogènes ou non spécialistes de sprint comme pour les études précitées (Chelly et Denis, 2001; Mero et al., 1986) sans présenter le même pouvoir de discrimination au sein d'une population de sprinters de niveau homogène. Ainsi cette tendance pourrait être précisée et plus amplement discutée par l'étude d'une population plus hétérogène de sujets spécialistes et non-spécialistes de sprint. De plus, l'étude de Chelly et Denis (2001) a montré un lien significatif entre la vitesse maximale de course des sujets et leur puissance maximale, mais telle que mesurée lors de l'activité de sprint sur tapis ergométrique, et non lors du pédalage.

Enfin il est possible que d'autres facteurs mécaniques que ceux évalués lors de cette étude tels que l'activation musculaire produite pour mouvoir les membres inférieurs d'arrière en avant pendant la phase de retour actif avant le contact au sol (évoquée notamment par Van Ingen Schenau (1994)) puissent être des facteurs limitants conditionnant la performance dans cette phase de course.

**Phase de décélération**

Comme une relation significative a été établie entre l'accélération et la production de force, vitesse et puissance des sujets, une relation aurait pu être attendue à l'inverse entre la perte de puissance sur bicyclette ergométrique et la décélération lors du 100-m.

Cependant, aucun facteur mécanique tels que nous les avons évalués lors des tests de sprint sur bicyclette ergométrique n'était lié avec les paramètres de cette décélération ( $\Delta v_c$  ou  $\tau_2$ ). Cette absence de corrélation pose le problème de la mise en évidence d'un facteur mécanique explicatif de la perte de vitesse en fin de 100-m, comme l'ont fait remarquer Mero et al. (1992). En effet la fatigue au sens d'une diminution de vitesse et la perte de puissance, force ou vitesse lors de sprints sur bicyclette ergométrique n'étaient pas liées pour cette population.



Nous pouvons également noter que si les performances en sprint dans les deux premières phases du 100-m sont relativement homogènes (3 à 18 %), les différences interindividuelles sont beaucoup plus élevées concernant les paramètres de la dernière phase (28 % pour  $\tau_2$  et 43 % pour  $\Delta v_c$ ...). Ces différences entre les athlètes lors de la décélération n'étant cependant pas expliquées par des différences interindividuelles de force, puissance, vitesse ou perte de puissance exprimées lors de sprints sur bicyclette ergométrique.

De plus, les études s'attachant à explorer la fatigue « métabolique », à savoir l'influence de la production de lactate sur la diminution de vitesse en fin de 100-m chez des sprinters ont pour la plupart montré l'absence de lien entre ces deux phénomènes (Hirvonen et al., 1987 ; Hautier et al., 1994). Si l'hypothèse d'une fatigue métabolique liée à la production de lactate ne peut être étayée, il peut être mis en avant une explication faisant intervenir le principal phénomène spécifique de la course à pied à vitesse maximale, et absent de la motricité de pédalage à vitesse maximale, le cycle étirement-détente (Cavagna et al., 1971 ; Asmussen et Bonde-Petersen, 1974a). En effet, la perte de vitesse en fin de 100-m peut être due à une diminution de l'efficacité de ce processus de stockage-restitution d'énergie par les structures musculo-tendineuses des membres inférieurs. Seules des mesures de terrain au cours de la performance pourraient confirmer ou non l'hypothèse d'une décélération en fin de 100 m contemporaine d'une diminution de l'efficacité du cycle étirement-détente chez les sprinters.

## ***CONCLUSION***

Cette étude avait pour but d'analyser les liens entre paramètres mécaniques musculaires et performances dans les différentes zones du 100-m chez des sprinters entraînés. Elle a permis de mettre en avant les conclusions suivantes :

- I. La puissance mécanique des membres inférieurs développée lors de sprints sur bicyclette ergométrique et ses composantes de force et de vitesse sont des facteurs clés de la mise en action dans la phase d'accélération en sprint.
- II. Aucune variable mécanique mesurée n'est liée significativement à la performance dans la phase de course à vitesse maximale.
- III. La performance dans la phase de décélération n'est pas liée à la perte de puissance de ces sujets spécialistes.

**La partie suivante de ce travail consistera à proposer et valider une méthode de mesure des caractéristiques du modèle masse-ressort afin d'en étudier ultérieurement les liens avec la performance en sprint sur 100-m.**

## ***Mechanical power of lower limbs and 100-m sprint performance***

### **INTRODUCTION**

As seen in the general introduction review of literature, it seems that physiological factors, and in particular lactate production are not limiting factors of the 100-m performance (Hirvonen et al., 1987; Hautier et al., 1994). Therefore, we centred our study on mechanical factors, and first of all mechanical power, that has been linked to sprint running performance, but only on distances shorter than 100-m (Mero et al., 1992 for review) or in non specialists (Chelly & Denis, 2001). In most of the studies, power was measured during laboratory jump tests, and only Chelly and Denis measured running velocity accurately with a radar device. Our aim was to measure accurately mechanical power of lower limbs in sprinters, and to compare it to their 100-m performance measured by a radar device, in order to study the influence of mechanical power in the three main parts of the 100-m.

### **MATERIALS AND METHODS**

10 male sprinters volunteered to perform two 12 s sprint bouts against 0.4 and 0.6 N.kg<sup>-1</sup> friction loads on a cycle ergometer (Monark 818E) so that maximal downstroke force ( $F_{\max}$  in N), velocity ( $V_{\max}$  in m.s<sup>-1</sup>) and power averaged by pedal downstroke ( $P_{\text{moy,max}}$  in W.kg<sup>-1</sup>) could be determined (Arsac et al. 1996). 7 days later, they accomplished a 100-m maximal run during which instantaneous running velocity was measured by means of a radar (Stalker ATS System™). Speed-time curves were modeled with a double exponential equation characterizing running velocity as a function of time (Fig. 24; Eq. (24)) : where  $v_{c_{\max}}$  (in m.s<sup>-1</sup>),  $\tau_1$  and  $\tau_2$  (in s) were respectively the maximal running velocity and the time constants of acceleration and deceleration. The initial acceleration  $a_{\text{ini}}$  (in m.s<sup>-2</sup>) was calculated as  $a_{\text{ini}} = v_{c_{\max}} \cdot \tau_1^{-1}$ . Correlation analysis were tested between mechanical and sprint performance parameters with a significance level of  $P = 0.05$ .

### **RESULTS**

Mechanical and performance parameters are reported in Table II and III. Significant correlations ( $P < 0.05$ ) were obtained between maximal force and velocity measured during sprints on cycle ergometer and the mean 60-m velocity. Further, maximal power was significantly correlated to performance parameters of the acceleration phase :  $\tau_1$  and  $a_{\text{ini}}$  (Table IV). These significant correlations were confirmed by significant linear regressions ( $P < 0.05$ ; Fig. 25). No significant correlation was found between any mechanical parameter and the performance during the following phases of the 100-m : maximal velocity phase and the deceleration.

### **DISCUSSION – CONCLUSION**

Mechanical parameters measured during sprints on cycle ergometer were in line with those observed elsewhere (Lakomy, 1986; Hautier et al., 1996). Sprint performances were also comparable to those reported in the literature for this kind of population (Volkov & Lapin, 1979; Mero et al., 1992). Mechanical parameter influencing sprint performance during the acceleration phase of the 100-m are maximal force and velocity developed, significantly related to the mean 60-m velocity ( $P < 0.05$ ). This link is further supported by the significant relationship between the maximal power of lower limbs and the initial acceleration during sprint running, confirming previous data (Mero et al., 1992; Chelly & Denis, 2001). On the opposite, neither force, velocity, power, nor their respective changes during a 12s sprint on cycle ergometer were linked with the maximal sprint velocity or the performance during the deceleration phase of the 100-m. Given that no physiological factor seems to explain the performance during these two phases (Hirvonen et al., 1987; Hautier et al., 1994), and as force, velocity or mechanical power were not linked with deceleration, our hypothesis is that lower limbs stiffness and storage-restitution of elastic energy may be key factors of the performance in maximal velocity and deceleration phases of the 100-m. Then, the aim of the next two parts of this study will be to propose a measurement method and to perform field measurements in order to discuss this hypothesis of the eventual influence of stiffness on sprint running performance.

## ***Potenza degli arti inferiori e performance di sprint sui 100 m***

### **INTRODUZIONE**

Da quanto visto in letteratura, sembra che i fattori fisiologici, in particolare la produzione di lattato non sono limitanti la performance sui 100-m (Hirvonen et al., 1987; Hautier et al., 1994). Quindi, abbiamo incentrato il nostro studio sui fattori meccanici, e soprattutto sulla potenza meccanica, che è stata correlata alla performance di sprint, ma soltanto su distanze inferiori ai 100-m (Mero et al., 1992 per rivista) o per soggetti non specializzati (Chelly & Denis, 2001). Nella maggior parte degli studi, la potenza è stata calcolata durante prove di laboratorio, solo Chelly e Denis hanno misurato la velocità di corsa in modo preciso usando un radar. Lo scopo di questo lavoro è stato perciò quello di misurare precisamente la potenza meccanica degli arti inferiori di velocisti, e di paragonarla alle performance sui 100-m misurate con radar, per poter determinare la sua influenza nelle tre parti principali che costituiscono uno sprint sui 100-m.

### **MATERIALI E METODI**

10 velocisti hanno dato la loro disponibilità per effettuare due sprints di 12 s contro 0.4 e 0.6 N.kg<sup>-1</sup> di carico di frizione su un cicloergometro (Monark 818E) affinché per ogni colpo di pedala, la forza massima ( $F_{\max}$  in N), la velocità massima ( $V_{\max}$  in m.s<sup>-1</sup>) e la potenza media ( $P_{\text{moy,max}}$  in W.kg<sup>-1</sup>) potessero essere determinate (Arsac et al. 1996). 7 giorni dopo, i soggetti hanno compiuto un esercizio sui 100-m di tipo massimale durante il quale la velocità istantanea è stata misurata utilizzando un radar (Stalker ATS System™). Le curve velocità-tempo sono state modellizzate con una funzione doppia esponenziale che caratterizza la velocità di corsa nel tempo (Fig. 24; Eq. (24)): dove  $v_{c_{\max}}$  (in m.s<sup>-1</sup>),  $\tau_1$  e  $\tau_2$  (in s) erano rispettivamente la velocità massima di corsa, e la costante di tempo di accelerazione e decelerazione. L'accelerazione iniziale  $a_{\text{ini}}$  (in m.s<sup>-2</sup>) è stata calcolata come  $a_{\text{ini}} = v_{c_{\max}} \cdot \tau_1^{-1}$ . Analisi di correlazione sono state provate tra parametri meccanici e di performance, con un livello di significato di  $P = 0.05$ .

### **RISULTATI**

I parametri meccanici e di performance sono riportati nelle Tabelle II e III. I coefficienti di correlazione significativi ( $P < 0.05$ ) sono stati ottenuti tra forza e velocità massime misurate durante sprint al cicloergometro e la velocità media su distanze di 60 m. Inoltre, la potenza massima è risultata correlata in modo significativo coi parametri di performance della fase di accelerazione:  $\tau_1$  and  $a_{\text{ini}}$  (Tabella IV). Queste correlazioni sono state confermate con le regressioni lineari significative ( $P < 0.05$ ; Fig. 25). Non è stata osservata nessuna correlazione significativa tra parametri meccanici e parametri di performance che caratterizzavano le fasi successive sui 100-m: fase a velocità massima e fase di decelerazione.

### **DISCUSSIONE – CONCLUSIONE**

I fattori meccanici valutati durante gli sprints sul cicloergometro sono risultati in accordo con quelli osservati in altri lavori (Lakomy, 1986; Hautier et al., 1996). Le performance sugli sprint è stato possibile paragonarle anche a quelle riportate in letteratura per il tipo di soggetti da noi analizzato (Volkov & Lapin, 1979; Mero et al., 1992).

I parametri che influenzano la performance di sprint durante la fase di accelerazione dei 100-m sono, secondo questo studio, la forza e la velocità massime sviluppate, che sono correlate alla velocità media sui primi 60 m ( $P < 0.05$ ). Questo rapporto è stato anche messo in evidenza dalla relazione significativa esistente tra potenza massima degli arti inferiori e accelerazione iniziale durante la corsa di scatti, confermando i dati esistenti (Mero et al., 1992). Dato che alcuni fattori fisiologici sembravano spiegare la performance nel corso di queste due fasi (Hirvonen et al., 1987; Hautier et al., 1994), e dato che la forza, la velocità o la potenza meccanica non erano correlate con la decelerazione, la nostra ipotesi è stata che la stiffness degli arti inferiori e il stockage-restitution di energia elastica potrebbero essere fattori essenziali della performance nelle fasi a velocità massima e di decelerazione dei 100-m. Quindi, lo scopo delle due prossime parti di questo studio sarà di proporre un metodo di misura che verrà poi usato per compiere misure sul campo, per verificare l'ipotesi di un eventuale influenza della stiffness sulla performance di sprint.

## **PARTIE III**

# **Nouvelle méthode de mesure de raideur du membre inférieur lors de la course à pied en conditions de terrain**

Cette partie correspond aux publications suivantes :

Morin J.-B., Dalleau G., Kyröläinen H., Jeannin T., Belli A., (2005), A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech*, in press. (**ANNEXE IV**)

Morin J.-B., Jeannin T., Belli A., (2003), A simple method for field assessment of stiffness during running. *Proceedings, 8<sup>th</sup> ECSS Congress*, Salzburg. (**ANNEXE IX**)

## ***Introduction***

Pendant la course, les structures musculo-squelettiques des membres inférieurs du coureur stockent et restituent de l'énergie élastique lors de chaque pas. Ainsi ces membres inférieurs peuvent être décrites comme des ressorts comprimés par la masse corporelle des coureurs, constituant le modèle « masse-ressort » (Cavagna et al., 1964 ; 1977 ; Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990 ; Alexander, 1992). Ce modèle a été utilisé à de nombreuses reprises pour décrire et étudier le stockage-restitution d'énergie élastique par les membres inférieurs chez l'Homme et d'autres animaux au cours de déplacements en course ou en bonds (McMahon et al., 1987 ; Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990 ; Farley et al., 1991 ; He et al., 1991 ; Farley et Gonzalez, 1996 ; Dalleau et al., 1998 ; Ferris et al., 1998). Comme nous l'avons vu en introduction générale, ce modèle consiste en un point de masse théorique qui oscille sur un « ressort-jambe » linéaire, sans masse théorique. Le principal paramètre mécanique étudié lorsqu'on utilise ce paradigme masse-ressort est la raideur du membre inférieur. Cette raideur du membre inférieur est définie comme le ratio de la force maximale de compression du ressort sur la longueur de sa compression, au moment où celle-ci est maximale, soit en milieu de phase de contact au sol, lorsque le centre de gravité des sujets est au plus bas verticalement (Farley et Gonzalez, 1996). Par ailleurs, le concept de raideur verticale a été également utilisé pour décrire non plus les propriétés physiques du membre inférieur, mais le comportement du centre de gravité au cours du contact pendant la course (McMahon et Cheng, 1990). Il est défini comme le ratio entre la force maximale de compression du ressort sur le déplacement vertical maximal du centre de gravité pendant le contact, soit là aussi l'instant de mi-contact.

Au vu de ces deux définitions, des mesures de forces maximales de réaction du sol et de déplacement vertical du centre de gravité sont nécessaires pour déterminer ces paramètres de raideur, du membre inférieur ou verticale, lors de la course. Ceci requiert des dynamomètres tels que des plate-formes de force, ou des tapis de course dynamométriques, ou encore des systèmes d'analyse vidéo (par exemple Arampatzis et al., 1999), qui sont coûteux et peu pratiques pour des mesures de terrain, *a fortiori* au cours d'un sprint de 100-m.

Considérant l'intérêt dans la description et l'analyse de la mécanique de la course présenté par le modèle masse-ressort et les problèmes techniques pré-cités, le but de cette étude était de proposer et de valider une méthode simple de calcul de la raideur du membre inférieur et de la raideur verticale pendant la course. Les calculs inhérents à la méthode proposée sont basés sur

quelques paramètres mécaniques et anthropométriques simples : temps de vol et de contact, vitesse de course, longueur de jambe et masse des sujets. Nous tenterons de valider cette méthode en comparant les valeurs de raideur obtenues selon ce modèle à celles mesurées par la méthode de référence utilisant des dynamomètres classiques, lors de la course sur tapis roulant et sur plate-forme de force, pour des vitesses faibles à maximales.

## ***Matériel et méthodes***

Pour des raisons pratiques, cette étude a été divisée en deux protocoles différents, l'un visant la validation de la méthode présentée lors de la course sur tapis roulant, l'autre lors de la course en conditions de terrain. Cependant, dans les deux cas, les valeurs de raideur (obtenues avec la méthode de référence ou la méthode proposée) ont été calculées de la même façon.

### **PROTOCOLES**

#### **Course sur tapis roulant**

Huit sujets masculins (âge :  $24 \pm 2$  ans ; taille :  $178 \pm 7$  cm ; masse :  $76 \pm 7$  kg) se sont portés volontaires pour participer à ce protocole. Ces étudiants en éducation physique étaient habitués à la course sur tapis roulant. Après un échauffement de 5 min à  $3,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , ils ont effectué des séries de 30 s de course à  $3,33$  ;  $3,89$  ;  $4,44$  ;  $5$  ;  $5,56$  ;  $6,11$  et  $6,67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (soit 12 à  $24 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) séparés de 2 min de récupération, le tout à une fréquence de course laissée libre. Ces séries ont été réalisées sur un tapis dynamométrique (HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France) (Belli et al., 2001). En utilisant la méthode de calibration de Belli et al. (2001), la non-linéarité du tapis, en condition statique a été inférieure à 0,5 % et 1 % dans les directions verticale et antéro-postérieure respectivement. La fréquence de vibration naturelle (tapis frappé avec un marteau) était de 147 Hz dans la direction verticale, et 135 Hz dans les directions antéro-postérieure et médio-latérale. La force de réaction verticale, la vitesse du tapis et les temps de vol et de contact ont été mesurés à une fréquence de 500 Hz. Toutes les valeurs sont des valeurs moyennes pour 10 pas consécutifs, pour chaque condition et chaque sujet.

#### **Course en conditions de terrain**

Dix sujets masculins (âge :  $23 \pm 3$  ans ; taille :  $180 \pm 5$  cm ; masse :  $66 \pm 5$  kg), coureurs d'élite finlandais dans les disciplines de demi-fond se sont portés volontaires pour participer à ce protocole. Ils ont couru sur une plate-forme de force d'une longueur de 10 m (Kistler,

Suisse) présentant une fréquence naturelle supérieure à 150 Hz, et un effet de « cross-talk » entre les mesures horizontales et verticales inférieur à 2 %, à des vitesses de 4, 5, 6, 7 m.s<sup>-1</sup> (soit 14 à 25 km.h<sup>-1</sup>), ainsi qu'à leurs vitesses maximales de course. La vitesse de déplacement a été vérifiée au moyen de deux paires de cellules photo-électriques situées de part et d'autre de cette plate-forme. Les essais au cours desquels la vitesse s'écartait de plus de 5 % de la vitesse souhaitée ont été annulés. La force de réaction verticale, ainsi que les temps de contact et de vol ont été mesurés pour un pas lors de chaque condition de vitesse, à une fréquence d'acquisition de 1,8 kHz.

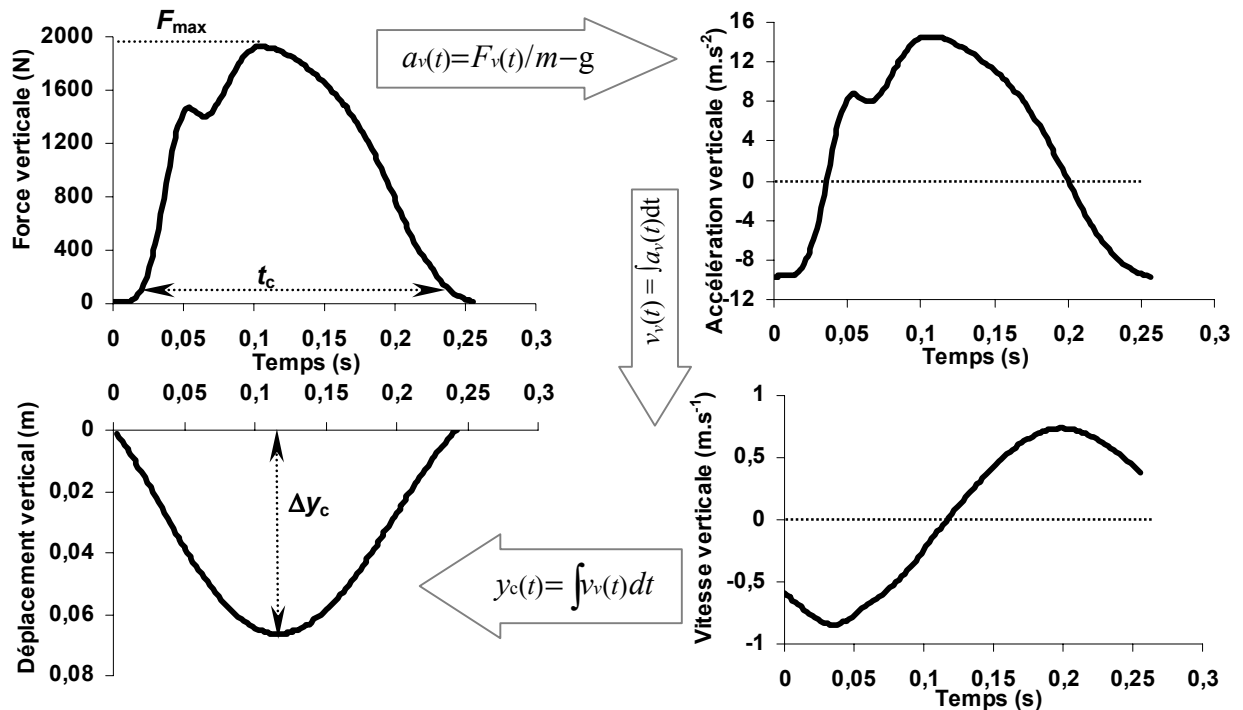
**MESURES DE RAIDEUR : PLATE-FORME DE FORCE (METHODE DE REFERENCE)**

***Raideur verticale***

La raideur verticale  $k_{\text{vert}}$  (en kN.m<sup>-1</sup>) a été calculée comme suit :

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y_c^{-1} \tag{Eq. (25)}$$

avec  $F_{\text{max}}$  la force maximale de réaction du sol pendant le contact (en N) et  $\Delta y_c$  le déplacement vertical du centre de gravité entre l'instant de début de contact et celui où il atteint son point le plus bas (en m). Ce déplacement a été déterminé par double intégration de l'accélération verticale en fonction du temps, comme proposé par Cavagna en 1975. La figure 26 montre les détails de cette méthode ainsi qu'un exemple typique des évolutions de force et de déplacement du centre de gravité au cours d'une phase de contact.



**Figure 26.** Méthode de détermination de  $F_{\text{max}}$ ,  $t_c$  et  $\Delta y_c$ , l'accélération verticale en fonction du temps est obtenue par la loi fondamentale de la dynamique, puis une première intégration donne la vitesse verticale en fonction du temps. Une seconde intégration donne le déplacement.

**Raideur du membre inférieur**

La raideur du membre inférieur  $k_{leg}$  (en  $kN.m^{-1}$ ) a été calculée comme suit :

$$k_{leg} = F_{max} \cdot \Delta L^{-1} \tag{Eq. (26)}$$

avec  $\Delta L$  la variation de longueur maximale du membre inférieur (en m) calculée à partir de la longueur initiale  $L$  (distance grand trochanter-sol en position debout), de la vitesse de course ( $v$ ) et du temps de contact ( $t_c$ ), comme proposé par Farley et Gonzalez (1996) :

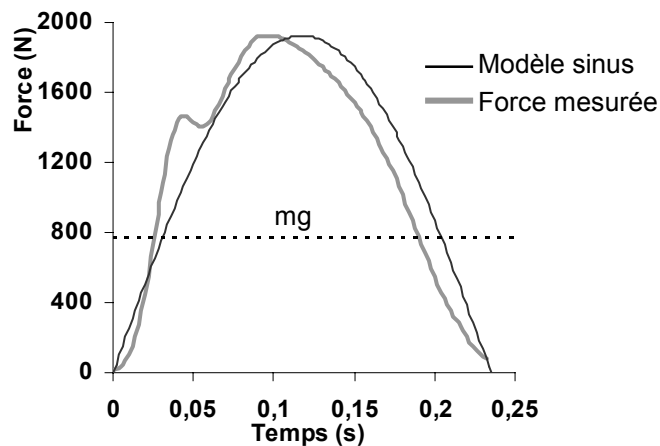
$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta y_c \tag{Eq. (27)}$$

**MESURES DE RAIDEUR : METHODE PROPOSEE**

Cette méthode est basée sur un modèle proposé par Alexander (1989), selon lequel la force en fonction du temps au cours du contact peut être modélisée par une fonction sinus simple, le tracé de la force en fonction du temps se rapprochant d'une demi période de sinusoïde (figure 28). Ce modèle est basé sur le fait qu'au cours d'un pas (phase de contact puis de vol), la force verticale moyenne est égale au poids du corps. Cette méthode a été utilisée par exemple lors de l'étude des bonds chez l'animal (Kram et Dawson, 1998), ou l'Homme (Blickhan, 1989), et récemment, elle a été à l'origine d'une méthode simple de mesure de la raideur au cours de sauts verticaux (Dalleau et al., 2004). La force verticale est alors donnée par la fonction suivante:

$$F(t) = F_{max} \sin\left(\frac{\pi}{t_c} t\right) \tag{Eq. (28)}$$

La validité de ce postulat de base a été vérifiée en comparant les aires sous les courbes  $F(t)$  mesurées et modélisées pour tous les pas analysés (figure 27). Le biais moyen a été calculé ainsi :  $Biais = |(modélisée - mesurée) / mesurée| \cdot 100$



**Figure 27.** Tracé typique de la force verticale mesurée et calculée selon le modèle sinus en fonction du temps. Sujet de 79 kg à une vitesse de 14  $km.h^{-1}$ . On peut observer que les force maximales son similaires, de même que les aires sous ces deux courbes.



Les équations complètes de cette méthode sont disponibles dans l'Appendice de cette partie.

**Raideur verticale**

La raideur verticale obtenue suivant la méthode proposée,  $\hat{k}_{\text{vert}}$ , a été calculée comme le rapport entre la force maximale et le déplacement vertical du centre de masse modélisés :

$$\hat{k}_{\text{vert}} = \hat{F}_{\text{max}} \cdot \Delta \hat{y}_c^{-1} \quad \text{Eq. (29)}$$

$$\text{avec } \hat{F}_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_v}{t_c} + 1 \right) \quad \text{Eq. (30)}$$

$m$  étant la masse des sujets (en kg),  $t_v$  et  $t_c$  respectivement les temps de vol et de contact lors de chaque pas (en s), et

$$\Delta \hat{y}_c = -\frac{\hat{F}_{\text{max}}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \quad \text{Eq. (31)}$$

**Raideur du membre inférieur**

La raideur du membre inférieur,  $\hat{k}_{\text{leg}}$ , a été calculée comme le rapport entre la force maximale et la variation de longueur du membre inférieur au cours du contact modélisées :

$$\hat{k}_{\text{leg}} = \hat{F}_{\text{max}} \cdot \Delta \hat{L}^{-1} \quad \text{Eq. (32)}$$

$$\text{avec } \Delta \hat{L} = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{vt_c}{2} \right)^2} + \Delta \hat{y}_c \quad \text{Eq. (33)}$$

**STATISTIQUES**

Toutes les analyses statistiques suivantes ont été réalisées pour chacun des deux protocoles de cette étude: celui mené sur tapis dynamométrique et celui mené lors de la course sur le terrain sur plate-forme de force.

Pour quantifier les différences entre les valeurs obtenues par mesures dynamométriques (méthode de référence) et celles issues des calculs de la nouvelle méthode présentée (modèle), nous avons calculé un indice d'erreur moyenne :  $Biais = |(\text{modèle} - \text{référence}) / \text{référence}| \cdot 100$ .

La conformité des données modélisées à celles de référence a par ailleurs été décrite au moyen de régressions linéaires et des coefficients de déterminations les caractérisant. Une ANOVA avec test *post hoc* de Scheffé a été ensuite effectuée pour étudier un éventuel effet de la vitesse sur le biais précédemment calculé. Le seuil de significativité a été fixé à  $P < 0,05$ .

Afin de discuter de la validité des valeurs du modèle par rapport à celles de la méthode de référence, nous avons testé les limites d'accord modèle-référence, selon la méthode de comparaison des différences *versus* moyennes des valeurs des deux méthodes proposée par Bland et Altman (1986).

## *Résultats*

### **VALIDITE DU POSTULAT DE BASE DE LA METHODE PRESENTEE**

Le biais moyen calculé entre les aires sous les courbes  $F(t)$  obtenues par mesures dynamométriques *versus* modélisées suivant une fonction sinus a été de 5,33 % sur tapis (s'étendant de 11,7 % à 3,33 m.s<sup>-1</sup> à 1,7 % à 6,67 m.s<sup>-1</sup>, 542 pas analysés), et 2,93 % lors de la course sur terrain (de 3,17 % à 4 m.s<sup>-1</sup> à 2,33 % à 7 m.s<sup>-1</sup>, 50 pas analysés).

### **VALIDITE DE LA METHODE PROPOSEE**

#### **Course sur tapis roulant dynamométrique**

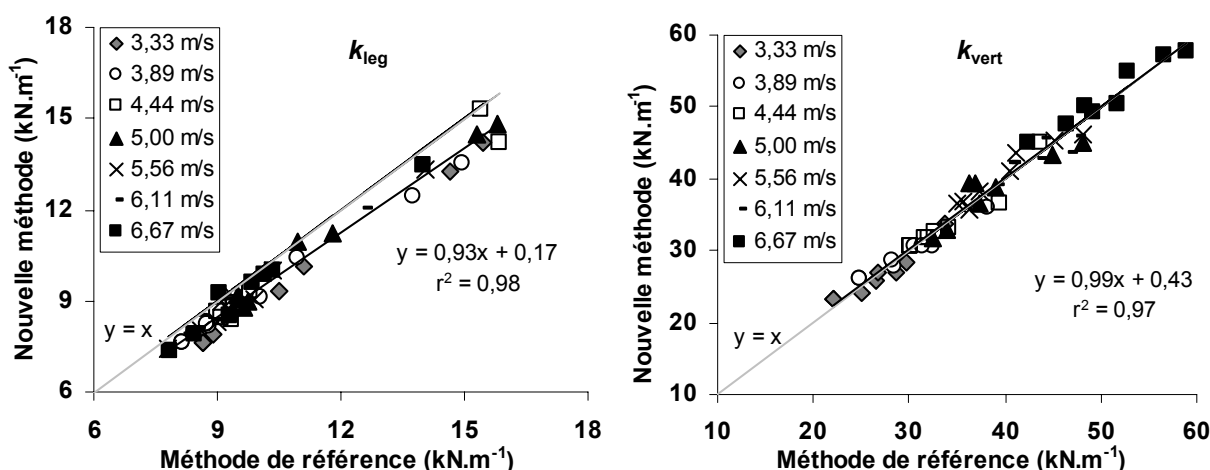
Les valeurs des différents paramètres du modèle masse-ressort mesurés et calculés selon le modèle sont répertoriées dans le tableau V. Concernant les raideurs verticale et du membre inférieur, nous avons obtenu des biais moyens respectifs de 0,12 % (allant de 1,53 % à 6,67 m.s<sup>-1</sup> à 0,07 % à 6,11 m.s<sup>-1</sup>) et 6,05 % (allant de 9,82 % à 3,33 m.s<sup>-1</sup> à 3,88 % à 6,67 m.s<sup>-1</sup>).

**Tableau V.** Principaux paramètres mécaniques mesurés avec la méthode de référence, et les valeurs correspondantes, obtenues avec la nouvelle méthode lors de course sur tapis roulant dynamométrique. Biais d'erreur entre ces deux groupes de valeurs (moyenne  $\pm$  écart-type). Les valeurs présentées sont des moyennes pour tous les sujets et toutes les vitesses.

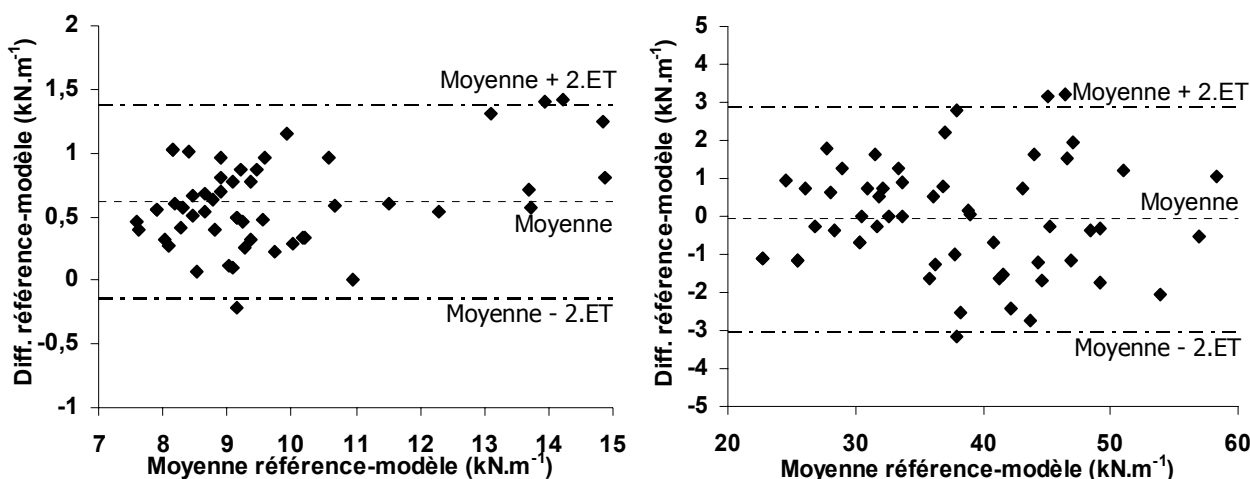
Paramètre	$\Delta y_c$ (cm)	$\Delta L$ (cm)	$F_{max}$ (kN)	$k_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	$k_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )
Méthode de référence	5,37 $\pm$ 1,02	20,2 $\pm$ 3,0	2,05 $\pm$ 0,34	37,7 $\pm$ 8,8	10,4 $\pm$ 2,34
Nouvelle méthode	5,20 $\pm$ 0,91	20,0 $\pm$ 3,0	1,91 $\pm$ 0,32	37,7 $\pm$ 8,9	9,75 $\pm$ 2,19
<b>Biais (%)</b>	<b>3,28 <math>\pm</math> 1,10</b>	<b>0,93 <math>\pm</math> 0,43</b>	<b>6,93 <math>\pm</math> 2,52</b>	<b>0,12 <math>\pm</math> 0,53</b>	<b>6,05 <math>\pm</math> 3,02</b>

Par ailleurs, la régression linéaire obtenue entre les valeurs de référence et celles obtenues avec la nouvelle méthode était significative ( $r^2 = 0,97$  et  $0,98$  respectivement ;  $P < 0,01$ ) pour les deux types de raideur étudiés comme le montre la figure 28. L'analyse de Bland et Altman (figure 29) a montré également une bonne répartition des valeurs de différence inter-méthodes autour de la différence moyenne (ici 0,63 kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{leg}$  et - 0,05 kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{vert}$ ), et à

l'intérieur des limites d'accord valant la moyenne plus ou moins deux écarts-types (ici de - 0,13 à 1,38 kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{leg}$  et de - 2,99 à 2,89 kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{vert}$ ).



**Figure 28.** Régressions linéaires entre les valeurs de raideur du membre inférieur (à gauche) et verticale (à droite) obtenues avec les deux méthodes comparées sur tapis roulant. Chaque point correspond à une valeur moyenne pour un sujet à la vitesse correspondante.



**Figure 29.** Analyse de Bland et Altman, répartition des différences référence-méthode à l'intérieur des limites d'accord (moyenne  $\pm$  2.ecart-type), pour la raideur du membre inférieur (à gauche), et la raideur verticale (à droite) obtenues sur tapis roulant. Chaque point correspond à un couple de valeurs pour un sujet à une vitesse donnée.

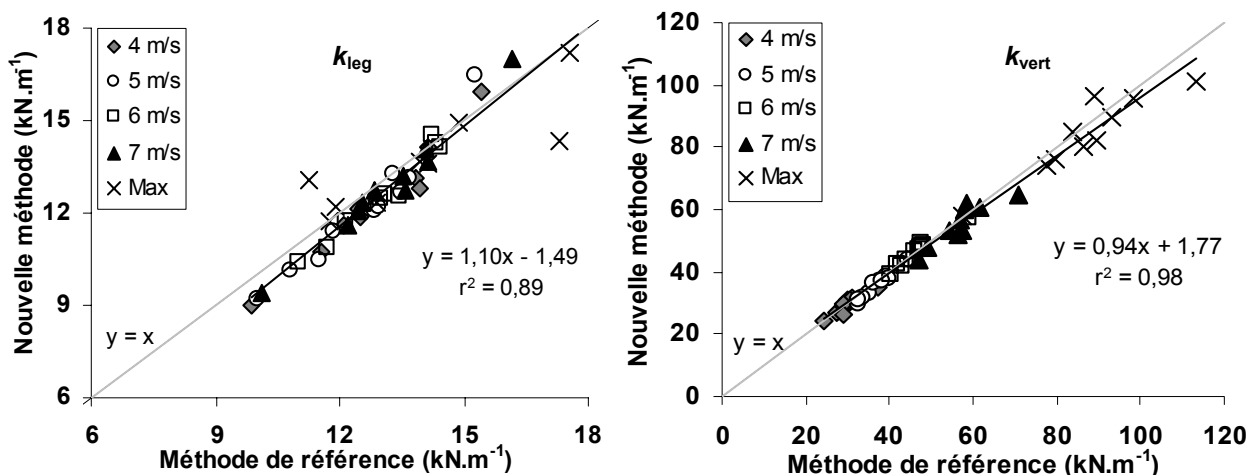
**Course en conditions de terrain : mesures sur plate-forme de force**

Les valeurs des différents paramètres du modèle masse-ressort mesurés et calculés selon le modèle lors de ce test de course sur terrain (mesures avec plate-forme de force) sont répertoriées dans le tableau VI. Nous avons obtenu pour la raideur verticale un biais moyen de 2,30 % (allant de 3,64 % à 5 m.s<sup>-1</sup> à 0,25 % à 6 m.s<sup>-1</sup>) et pour la raideur du membre inférieur un biais moyen de 2,54 % (allant de 3,71 % à 5 m.s<sup>-1</sup> à 1,11 % à vitesse maximale, soit dans cette étude  $8,70 \pm 0,40$  m.s<sup>-1</sup>).

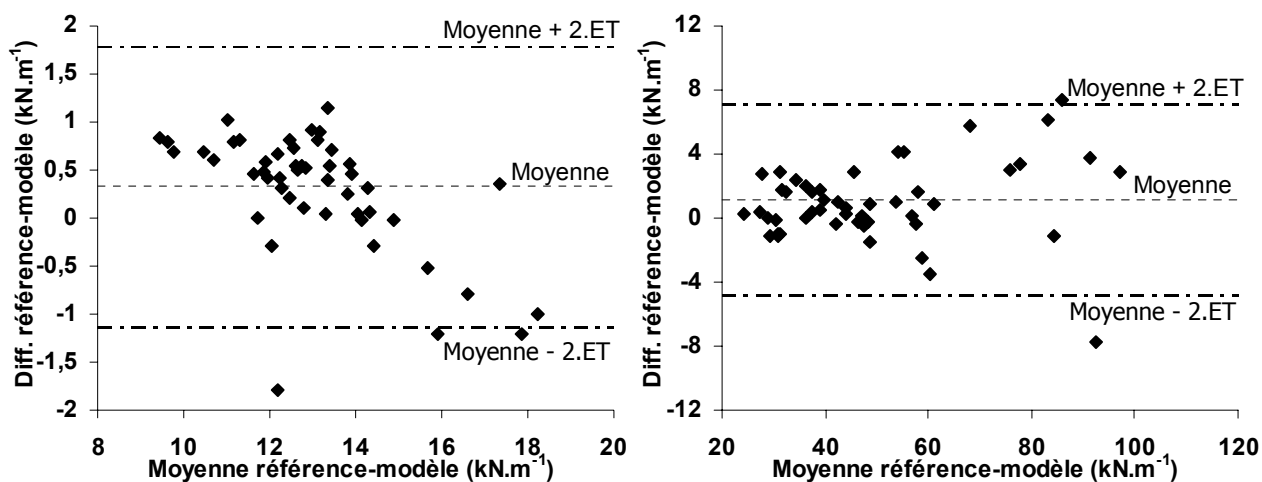
**Tableau VI.** Principaux paramètres mécaniques mesurés avec la méthode de référence, et les valeurs correspondantes, obtenues avec la nouvelle méthode lors de courses sur plate-forme de force. Biais d'erreur entre ces deux groupes de valeurs (moyenne  $\pm$  écart-type). Les valeurs présentées sont des moyennes pour tous les sujets et toutes les vitesses.

Paramètre	$\Delta y_c$ (cm)	$\Delta L$ (cm)	$F_{max}$ (kN)	$k_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	$k_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )
Méthode de référence	4,71 $\pm$ 1,48	16,2 $\pm$ 1,7	2,13 $\pm$ 0,21	51,4 $\pm$ 21,5	13,3 $\pm$ 1,9
Nouvelle méthode	4,60 $\pm$ 1,33	16,1 $\pm$ 1,7	2,06 $\pm$ 0,24	50,2 $\pm$ 20,4	13,0 $\pm$ 2,54
Biais (%)	<b>2,34 <math>\pm</math> 2,42</b>	<b>0,67 <math>\pm</math> 1,09</b>	<b>3,24 <math>\pm</math> 2,08</b>	<b>2,30 <math>\pm</math> 1,63</b>	<b>2,54 <math>\pm</math> 1,16</b>

Les figures 31 et 32 présentent respectivement les régressions linéaires significatives ( $r^2 = 0,89$  et  $0,98$  ;  $P < 0,01$ ) entre les valeurs de raideurs obtenues suivant les deux méthodes, ainsi que l'analyse de Bland et Altman effectuée pour ces groupes de données. Lors de cette dernière analyse, on observe, de même que pour les mesures sur tapis, une répartition des valeurs de différences inter-méthodes autour de la différence moyenne (ici  $0,34$  kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{leg}$  et  $1,18$  kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{vert}$ ), et à l'intérieur des limites d'accord valant la moyenne plus ou moins deux écarts-types (ici de  $- 1,12$  à  $1,79$  kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{leg}$  et de  $- 4,74$  à  $7,11$  kN.m<sup>-1</sup> pour  $k_{vert}$ ).



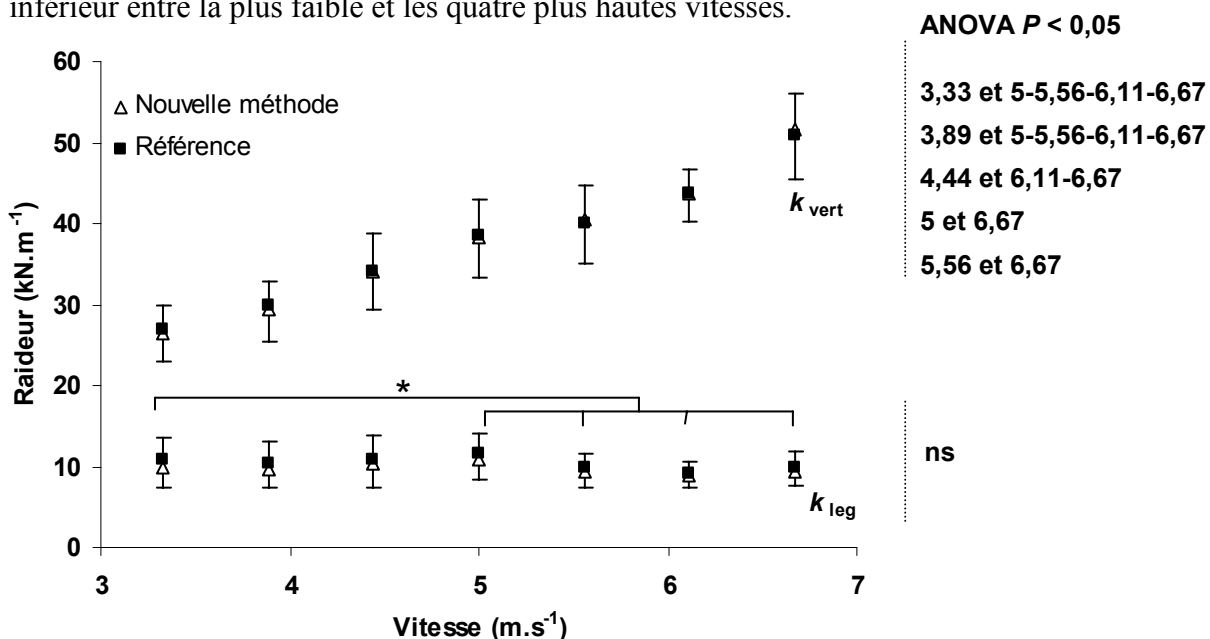
**Figure 30.** Régressions linéaires entre les valeurs de raideur du membre inférieur (à gauche) et verticale (à droite) obtenues avec les deux méthodes comparées sur plate-forme de force. Chaque point correspond à une valeur moyenne pour un sujet à la vitesse correspondante.



**Figure 31.** Analyse de Bland et Altman, répartition des différences référence-méthode à l'intérieur des limites d'accord (moyenne  $\pm$  2.ecart-type), pour la raideur du membre inférieur (à gauche), et la raideur verticale (à droite) obtenues sur plate-forme de force. Chaque point correspond à un couple de valeurs pour un sujet à une vitesse donnée.

***Evolution des paramètres et des différences inter-méthodes avec la vitesse de course***

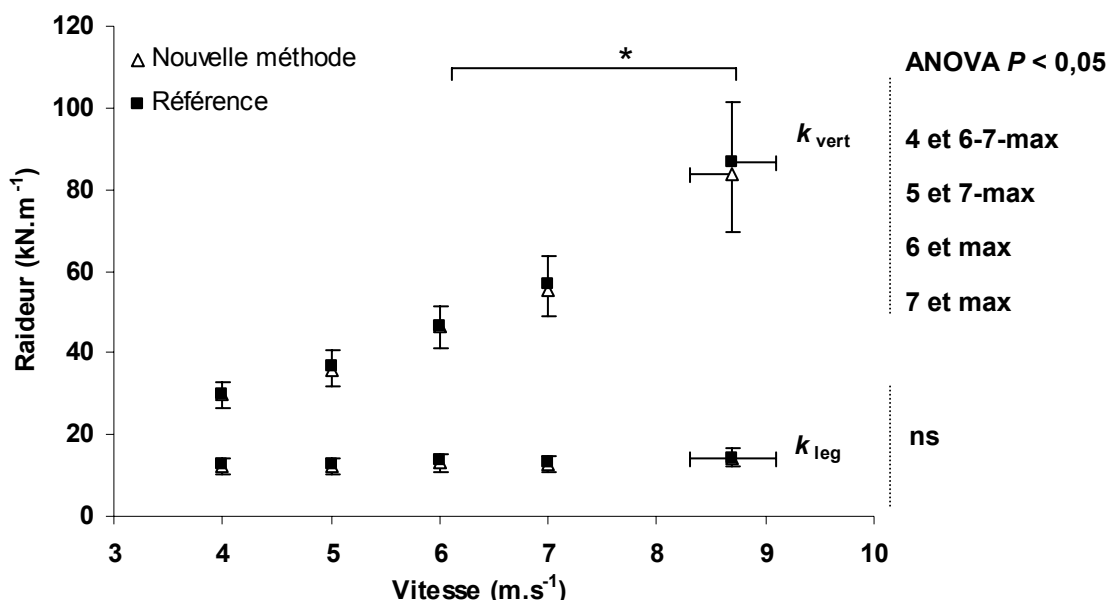
Lors de la course sur tapis, l'évolution des valeurs de raideur en fonction de la vitesse, telles que mesurées selon la méthode de référence et calculées avec la nouvelle méthode est reportée dans la figure 32. On constate une augmentation significative de raideur verticale avec la vitesse de course, et une absence de variation significative de raideur du membre inférieur. L'analyse de la variance a par ailleurs montré que le biais entre les deux méthodes n'était pas significativement différent selon les vitesses, sauf pour la raideur du membre inférieur entre la plus faible et les quatre plus hautes vitesses.



**Figure 32.** Evolution des valeurs de raideur avec la vitesse de course sur tapis. Sur le graphique, différence significative (\*:  $P < 0,05$ ) de biais inter-méthodes entre la vitesse la plus faible et les quatre plus rapides. A droite du graphique, différences significatives ( $P < 0,05$ ) entre les valeurs de raideurs verticale aux différentes vitesses, et absence de différence concernant la raideur du membre inférieur.

Ces évolutions ont été similaires lors du protocole sur plate-forme de force, comme le montre la figure 33. La raideur verticale augmente significativement avec la vitesse de course, à l'inverse de la raideur du membre inférieur qui reste stable.

L'analyse de la variance a par ailleurs montré que lors de ce protocole en conditions de terrain, le biais entre les deux méthodes n'était pas significativement différent selon les vitesses, sauf entre le 6 m.s<sup>-1</sup> et la vitesse maximale.



**Figure 33.** Evolution des valeurs de raideur avec la vitesse de course sur plate-forme de force. Sur le graphique, différence significative ( $P < 0,05$ ) de biais inter-méthodes entre la vitesse à 6 m.s<sup>-1</sup> et la vitesse maximale. A droite du graphique, différences significatives ( $P < 0,05$ ) entre les valeurs de raideurs verticale aux différentes vitesses, et absence de différence concernant la raideur du membre inférieur.

## Discussion

Les valeurs des différents paramètres mécaniques obtenus dans cette étude (force de réaction verticales, déplacements du centre de masse, variations de longueur du membre inférieur et raideurs) sont similaires à celles reportées dans les études utilisant le modèle masse-ressort lors de la course à pied (McMahon et al., 1987 ; Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990 ; He et al., 1991 ; Farley et Gonzales, 1996 ; Ferris et al., 1998 ; Arampatzis et al., 1999). Nous avons cependant obtenu de légères différences dans les déplacements verticaux du centre de masse, ainsi que les deux types de raideurs entre les deux protocoles composant cette étude (course sur tapis et en conditions de terrain sur plate-forme de force), probablement dues à des différences de technique de course entre les deux types de populations étudiés. En effet, les coureurs de haut-niveau en demi-fond sur qui ont été effectuées les mesures sur plate-forme

### **PARTIE III : NOUVELLE METHODE DE MESURE DE LA RAIDEUR**

de force ont montré de plus faibles déplacements verticaux du centre de masse ( $4,71 \pm 1,48$  cm *versus*  $5,37 \pm 1,02$  cm pour les sujets du protocole sur tapis roulant), de moindres variations de longueur du membre inférieur ( $16,2 \pm 1,7$  cm *versus*  $20,2 \pm 3,0$  cm), ainsi que des raideurs du membre inférieur plus importantes ( $13,3 \pm 1,9$  *versus*  $10,4 \pm 2,34$  kN.m<sup>-1</sup>). Ce résultat corrobore une étude de Mero et Komi (1986), qui ont relevé des « constantes de raideur » de la jambe d'appui plus élevées et des déplacements verticaux du centre de masse plus faibles chez des sprinters de haut niveau comparés à d'autres coureurs moins expérimentés (Luhtanen et Komi, 1980), ou à des coureurs de marathon (Ito et al., 1983).

Les patterns d'évolution de la raideur en fonction de la vitesse (figures 32 et 33) sont également concordants avec la littérature, confirmant l'augmentation de raideur verticale et la constance de la raideur du membre inférieur lors de l'augmentation de vitesse, que ce soit sur tapis ou en conditions de terrain (McMahon et Cheng, 1987 ; He et al., 1991).

#### **VALIDITE DE LA METHODE PROPOSEE**

Le but de cette étude était de valider une méthode simple de calcul basée sur quelques paramètres mécaniques simples (ne nécessitant pas de mesures dynamométriques), permettant d'évaluer la raideur verticale et la raideur du membre inférieur lors de la course sur tapis comme en conditions de terrain.

Les biais d'erreur faibles obtenus entre les valeurs issues des mesures suivant la méthode de référence et de la méthode proposée (de  $0,12 \pm 0,53$  % à  $6,05 \pm 3,02$  % suivant le type de raideur et le protocole), la répartition des différences moyennes à l'intérieur des limites d'accord selon la méthode de Bland et Altman (figures 29 et 30), ainsi que les coefficients de détermination des régressions linéaires entre les deux méthodes (de 0,89 à 0,98 ;  $P < 0,01$ , figures 28 et 30), montrent la validité de cette nouvelle méthode.

De plus, cette validité a été établie pour une large étendue de vitesses de course (de  $3,33$  m.s<sup>-1</sup> soit  $12$  km.h<sup>-1</sup> à la vitesse maximale de course), et chez des populations de coureurs très différentes (loisir à haut-niveau), autant sur tapis roulant qu'en conditions de terrain sur plateforme de force. Ceci permet d'utiliser la méthode proposée lors de la course à toutes les vitesses, avec tout type de sujets, en conditions de laboratoire comme lors d'expérimentations sur le terrain. Nous remarquerons enfin que les paramètres composant les raideurs verticale et du membre inférieur (déplacements, forces verticales, variations de longueur du membre inférieur) montrent également des biais acceptables (0,67 à 6,93 %, tableaux V et VI). Ce dernier point montre que les faibles biais d'erreur inter-méthodes ne proviennent pas d'un

### **PARTIE III : NOUVELLE METHODE DE MESURE DE LA RAIDEUR**

effet de compensation entre des biais très faibles et d'autres très élevés entre les différents paramètres mis en équation dans les calculs de raideur.

#### **POSTULAT DE BASE ET HYPOTHESES DU MODELE PROPOSE**

Le postulat de base de la méthode proposée était que les courbes  $F(t)$  peuvent être modélisées au moyen d'une fonction sinus simple. La validité de ce type de modélisation sinus utilisée récemment dans une étude visant à valider une méthode de calcul de la raideur lors du saut vertical (Dalleau et al., 2004) a été vérifiée en comparant les aires sous les courbes  $F(t)$  pour tous les pas analysés lors de la course sur tapis et plate-forme de force. Nous avons obtenu des biais d'erreur acceptables (5,33 % sur tapis et 2,93 % sur plate-forme de force), pour un grand nombre de pas analysés (542 et 50 pas respectivement).

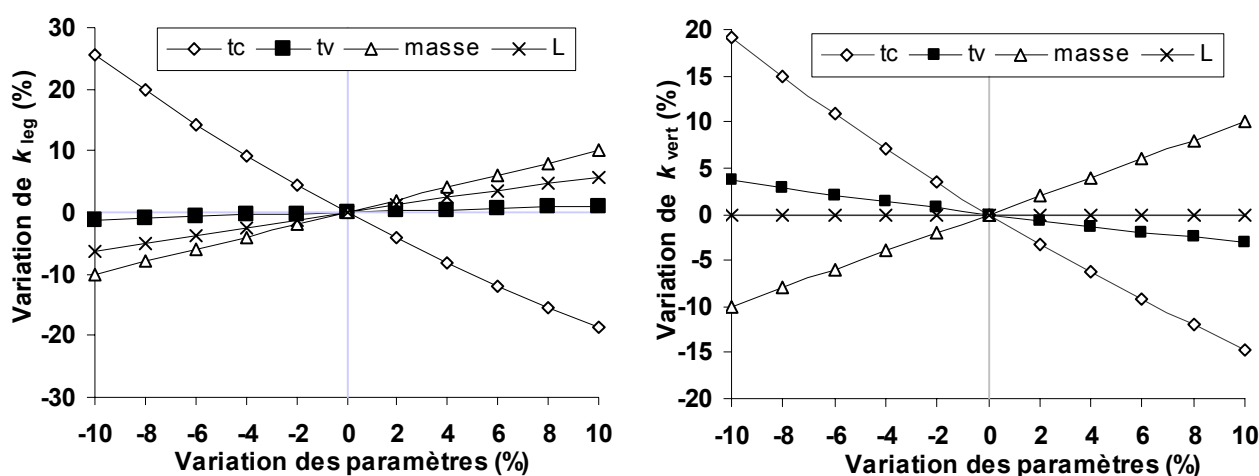
Sur tapis roulant, la précision de cette modélisation était améliorée avec l'augmentation de la vitesse, le biais allant de 11,7 % à 3,33 m.s<sup>-1</sup> jusqu'à seulement 1,7 % à 6,67 m.s<sup>-1</sup>. Ceci peut être dû à l'altération du pic passif de force vertical avec l'augmentation de la vitesse, et à des courbes  $F(t)$  s'approchant plus fidèlement d'une sinusoïde aux vitesses élevées. Ce fait peut expliquer l'effet de la vitesse sur le biais inter-méthodes observé dans le calcul de la raideur du membre inférieur, entre 3,33 m.s<sup>-1</sup> et les quatre vitesses les plus élevées (figure 32) : la précision du modèle augmente significativement avec la vitesse, car la précision du postulat de départ des calculs  $y$  est plus importante. A l'opposé, cet effet de la vitesse de course sur la différence inter-méthodes n'a pas été observé lors de la course en conditions de terrain : le biais dans la modélisation des courbes  $F(t)$  par la fonction sinus était constant, et l'effet de la vitesse mentionné plus haut n'a été significatif ( $P = 0,043$ ) qu'entre les valeurs de raideur verticale obtenues à 6 m.s<sup>-1</sup> et à la vitesse maximale (figure 33). Cet « effet vitesse » sur la puissance de prédiction du modèle proposé peut être expliqué par le fait que les courbes  $F(t)$  des coureurs élite attaquant le sol avec la plante de pied montrent, sinon une absence, en tout cas une forte réduction de l'amplitude du pic passif de force, quelle que soit la vitesse, ainsi que des temps de contact plus courts, et donc des allures de courbes  $F(t)$  plus proches de sinusoïdes (Nilsson et Thorstensson, 1989).

#### **ANALYSE DE SENSIBILITE DU MODELE**

Afin de déterminer l'influence relative des différents paramètres mécaniques constituant le modèle de calcul de raideur présenté, nous avons effectué une analyse de sensibilité (figure 34). Nous pouvons observer que le paramètre présentant le poids relatif le plus important, pour la raideur verticale comme pour celle du membre inférieur, est le temps de contact. Sa variation influence celle de la raideur dans une proportion d'environ un pour deux, par



exemple une réduction de 10 % du temps de contact conduirait selon le modèle à une augmentation de la raideur verticale de l'ordre de 20 %, toutes choses restant égales par ailleurs (figure 34). Ceci rejoint les résultats de Farley et Gonzalez (1996) et He et al. (1991) qui ont montré une sensibilité de la raideur (du membre inférieur comme verticale) à la fréquence de pas, liée aux temps de contact: une diminution du temps de contact coïncide avec une augmentation de fréquence de pas et de raideur. Tous les autres paramètres ont un poids relatif de un pour un ou inférieur, particulièrement les paramètres anthropométriques de masse corporelle et de longueur de jambe. Ce dernier paramètre n'influence d'ailleurs aucunement les variations de raideur verticale, ce qui est conforme à son absence des calculs permettant d'obtenir cette dernière.



**Figure 34.** Analyse de sensibilité du modèle proposé: variations des raideurs du membre inférieur (à gauche) et verticale (à droite) induites par des variations des différents paramètres utilisés lors des calculs: temps de contact ( $t_c$ ), de vol ( $t_v$ ), masse corporelle et longueur de membre inférieur ( $L$ ).

Au vu de ces importances relatives, nous pouvons avancer que bien que le membre inférieur ne soit pas tendu ni au début ni à la fin de la phase de contact, ce qui provoque une légère surestimation de la longueur initiale de jambe (Arampatzis et al., 1999), l'influence de cette surestimation, sur la précision des calculs de raideur n'est pas importante.

En effet, lors de la course, le membre inférieur au moment du contact (et au moment du décollage) n'a pas exactement la longueur telle que mesurée par la distance grand trochanter-sol en position debout, mais une longueur inférieure. Or cette surestimation, qui peut constituer une des limites des hypothèses du modèle masse-ressort, ne biaise pas les calculs de raideur verticale, et a un poids relatif inférieur à un pour un dans les calculs de raideur du membre inférieur selon le modèle proposé. Par ailleurs, une étude récente (Jeannin, 2003) n'a pas montré de différence significative entre les valeurs de raideur obtenues avec la méthode proposée en utilisant une valeur estimée de la longueur du membre inférieur selon le modèle de Winter (1979). Ainsi mesurer la longueur du membre inférieur ou l'estimer comme étant

égale à 0,53.taille du sujet (Winter, 1979) n'améliore ni ne détériore de façon significative la précision du modèle proposé.

### **LIMITES DE LA NOUVELLE METHODE PROPOSEE**

Au-delà de la vérification du postulat de base (précision de la modélisation des courbes  $F(t)$  par une fonction sinus), les limites de la nouvelle méthode proposée sont également celles inhérentes à l'utilisation du modèle masse-ressort pour décrire la mécanique du membre inférieur lors de la course. En effet, le membre inférieur humain n'est pas un ressort linéaire au sens physique du terme et n'en a pas exactement toutes les propriétés. Cette analogie a été amplement discutée par ailleurs (Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990 ; He et al., 1991 ; Farley et Gonzalez, 1996 ; Ferris et Farley, 1997), en notant par exemple la surestimation de la longueur de jambe engendrée par l'utilisation de ce modèle, en comparaison par exemple à des mesures vidéo (Arampatzis et al., 1999), comme cité dans le paragraphe précédent de cette discussion. Un autre exemple de limite aux hypothèses de base du modèle masse-ressort est le fait que ce modèle considère le point d'application des forces au sol comme constant tout au long du contact (voir introduction générale). Or il a été montré, notamment par Lee et Farley (1998) que ce point d'application de force se déplaçait en fait vers l'avant d'environ 16 cm.

Certains auteurs devant cet « abus » consistant à représenter le comportement du membre inférieur à celui d'un ressort recommandent même d'utiliser le terme de « quasi-raideur » (Latash et Zatsiorsky, 1993). Pour résumer ces discussions autour de l'utilisation du modèle masse-ressort, il est important de noter que la simplicité et le pouvoir de prédiction et de description de ce modèle dans les études portant sur la mécanique de la course l'emportent à notre avis sur les limites habituellement mises en avant.

## ***Conclusion***

Cette méthode, basée sur une modélisation des courbes  $F(t)$  par une fonction sinus, permet de calculer la raideur verticale et la raideur du membre inférieur lors de la course, à partir de paramètres mécaniques simples : temps de vol et de contact, longueur du membre inférieur, masse des sujets et vitesse de course. La validité de cette méthode a été montrée pour de nombreuses vitesses, chez des coureurs de différents niveaux, sur tapis roulant comme plateforme de force. En conclusion, cette nouvelle méthode rend désormais possible de mesurer et

comprendre l'influence de la raideur musculo-tendineuse sur la performance en course en conditions de terrain, y compris lors du sprint à vitesse maximale.

## *Appendice : calculs détaillés*

### **CALCULS DE RAIDEUR VERTICALE**

La raideur verticale,  $\hat{k}_{\text{vert}}$ , a été calculée selon la méthode présentée comme :

$$\hat{k}_{\text{vert}} = \hat{F}_{\text{max}} \cdot \Delta \hat{y}_c^{-1} \quad \text{Eq. (29)}$$

avec  $\hat{F}_{\text{max}}$  la force maximale et  $\Delta \hat{y}_c$  le déplacement vers le bas du centre de gravité estimés suivant le modèle présenté.

#### ***Calcul de $\hat{F}_{\text{max}}$***

L'évolution de la force verticale de réaction du sol en fonction du temps a été modélisée au moyen de cette fonction sinus :

$$F(t) = F_{\text{max}} \sin\left(\frac{\pi}{t_c} t\right) \quad \text{Eq. (28)}$$

avec  $F_{\text{max}}$  la force maximale et  $t_c$  le temps de contact lors d'un pas.

Lors de ce contact, les lois de la dynamique et de la conservation de la quantité de mouvement lors du rebond d'un système masse-ressort linéaire donnent :

$$\int_0^{t_c} [F(t) - mg] dt = m \Delta u = m g t_v \quad (A1)$$

avec  $m$  la masse du sujet,  $\Delta u$  la variation de vitesse lors du contact,  $g$  la constante d'accélération due à la gravité, et  $t_v$  le temps de vol suivant le contact.

$$\int_0^{t_c} \left[ F_{\text{max}} \sin\left(\frac{\pi}{t_c} t\right) - mg \right] dt = m \Delta u = m g t_v \quad (A2)$$

$$\left[ -F_{\text{max}} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi}{t_c} t\right) \right]_{t_0}^{t_c} - mg t_c = m g t_v \quad (A3)$$

$$2 F_{\text{max}} \frac{t_c}{\pi} = m g (t_v + t_c) \quad (A4)$$

La force maximale durant le contact est alors obtenue comme :

$$\hat{F}_{\text{max}} = m g \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_v}{t_c} + 1 \right) \quad \text{Eq. (30)}$$

**Calcul de  $\Delta\hat{y}_c$**

Sur la base de l'équation (28), la vitesse verticale est obtenue par intégration de l'accélération verticale du centre de masse pendant le contact :

$$u(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ \frac{F(t)}{m} - g \right] dt + u(t_0) \quad (A5)$$

$u(t_0)$  étant la vitesse verticale vers le bas au début du contact.

$$u(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ \frac{\hat{F}_{\max}}{m} \sin\left(\frac{\pi t}{t_c}\right) - g \right] dt + u(t_0) \quad (A6)$$

$$u(t) = \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi t}{t_c}\right) \right]_{t_0}^{t_c} - g t + u(t_0) \quad (A7)$$

Sachant que la vitesse verticale est nulle au moment du mi-contact :

$$u\left(\frac{t_c}{2}\right) = \frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} - g \frac{t_c}{2} + u(t_0) = 0 \quad (A8)$$

$$\text{soit } \frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} + u(t_0) = g \frac{t_c}{2} \quad (A9)$$

L'expression finale de la vitesse verticale en fonction du temps lors du contact est donc :

$$u(t) = -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi t}{t_c}\right) - g t + g \frac{t_c}{2} \quad (A10)$$

Ensuite, en intégrant cette expression de la vitesse verticale par rapport au temps, le déplacement vertical peut être calculé :

$$y(t) = \int_{t_0}^{t_c} u(t) dt + y(t_0) \quad (A11)$$

avec  $y(t_0)$  la position verticale du centre de masse au début du contact.

En admettant que  $y(t_0) = 0$ , et en substituant l'équation (A10) dans l'équation (A11) :

$$y(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi t}{t_c}\right) - g t + g \frac{t_c}{2} \right] dt \quad (A12)$$

$$y(t) = \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} \sin\left(\frac{\pi t}{t_c}\right) - \frac{1}{2} g t^2 \right]_{t_0}^{t_c} + g \frac{t_c}{2} t \quad (A13)$$

Le déplacement total du centre de masse au temps de mi-contact, soit pour  $t = t_c/2$  est alors :

$$\Delta\hat{y}_c = -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \quad \text{Eq. (31)}$$

**CALCULS DE RAIDEUR DU MEMBRE INFERIEUR**

La raideur verticale,  $\hat{k}_{leg}$ , a été calculée selon la méthode présentée comme :

$$\hat{k}_{leg} = \hat{F}_{max} \cdot \Delta\hat{L}^{-1} \quad Eq. (32)$$

avec  $\hat{F}_{max}$  la force maximale et  $\Delta\hat{L}$  la variation de longueur du membre inférieur estimés suivant le modèle présenté.

***Calcul de  $\Delta\hat{L}$***

$\Delta\hat{L}$  a été obtenue d'après les équations typiques du modèle masse-ressort et des hypothèses les sous-tendant (voir Introduction) (McMahon et Cheng, 1990 ; Farley et Gonzalez, 1996) :

$$\Delta\hat{L} = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta\hat{y}_c \quad Eq. (33)$$

$L$  étant la longueur initiale de membre inférieur des sujets et  $v$  leur vitesse horizontale, supposée constante durant le contact.

**Nous allons dans la prochaine partie de ce travail explorer ces qualités raideur verticale et du membre inférieur, par l'utilisation de cette nouvelle méthode. Nous pourrions ainsi tenter d'étudier les liens raideur – performance en sprint en course à pied, lors de 100m en conditions de terrain.**

## ***A new simple method for measuring stiffness during running***

### **INTRODUCTION**

During running, the “spring-mass model” has been widely used to describe the storage-restitution of elastic energy within the runners’ lower limbs, legs being described as springs loaded by the runner’s body mass (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). The main mechanical parameters studied are the leg and vertical stiffnesses ( $k_{leg}$  and  $k_{vert}$ ): ratios of the maximal force to the maximum leg compression and the vertical displacement of the CM respectively (McMahon & Cheng, 1990). Stiffness measurements usually require dynamometers that are costly and not practical for field measurements. Also, the aim of this study was to validate a simple calculation method for  $k_{leg}$  and  $k_{vert}$  measurement during treadmill and overground running based on a few simple mechanical parameters: contact and flight times, forward running speed, leg length and body mass.

### **MATERIALS AND METHODS**

*Treadmill running:* 8 males experienced in treadmill running performed 30 s running bouts at 3.33, 3.89, 4.44, 5, 5.56, 6.11 and 6.67 m.s<sup>-1</sup> on a 3D treadmill dynamometer (HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). Vertical ground reaction forces, belt velocity and flight and contact times were measured at 500 Hz and averaged for 10 consecutive steps for each velocity. *Overground running:* 10 elite middle-distance runners volunteered to run over a 10 m force platform (Kistler, Switzerland) at 4, 5, 6, 7 m.s<sup>-1</sup> and at their maximal running velocity. Vertical ground reaction forces and flight and contact times were measured for one step at each velocity at a sampling rate of 1.8 kHz. *Reference method:*  $k_{leg}$  and  $k_{vert}$  were calculated according to Eq. (25) and (26) on the basis of vertical ground reaction force measurements (Farley & Gonzalez, 1996; Cavagna, 1975). *Proposed method:* this method was based on the modeling of  $F(t)$  curves by a simple sine function. Then, using basic laws of dynamics and momentum of bouncing systems, modeled values of  $k_{vert}$  and  $k_{leg}$  were obtained from Eq. 29 to 33. We calculated an absolute mean error bias: Bias = |(Modeled – Force platform)/Force platform|.100 between reference and modeled values of  $k_{leg}$  and  $k_{vert}$ . The Force platform-Model values relationships were further described by means of linear regressions, and a Bland and Altman analysis.

### **RESULTS**

The bias between force platform and modeled  $F(t)$  areas was 5.33 % for treadmill running (542 steps analyzed), and 2.93 % for overground running (50 steps analyzed). The values of the different mechanical parameters measured and modeled and the Reference-Model bias are shown in Tables V and VI. For  $k_{vert}$  and  $k_{leg}$ , we obtained Reference-Model error bias of 0.12 % and of 6.05 % respectively during treadmill running. During overground running, the bias was 2.30 % for  $k_{vert}$  and 2.54 % for  $k_{leg}$ . Further, the Reference-Model linear regressions were significant ( $P < 0.01$ ;  $R^2 = 0.89$  to 0.98) for both  $k_{vert}$  and  $k_{leg}$  either on the treadmill or during overground running (Fig. 28 and 30 respectively). Those results were confirmed by Bland and Altman analysis (Fig. 29 and 31).

### **DISCUSSION – CONCLUSION**

The values of the different mechanical parameters obtained in this study were in line with those of studies about the spring-mass model in running (Blickhan, 1989; Farley et Gonzales, 1996; He et al., 1991). The low bias obtained between force platform and modeled values, and the high determination coefficients (from 0.89 to 0.98,  $P < 0.01$ ), demonstrate the validity of this calculation method during both treadmill and overground running for a wide range of velocities (from 3.33 to 6.67 m.s<sup>-1</sup> on the treadmill and 4 m.s<sup>-1</sup> to maximal velocity on the force platform) with subjects of different levels. The validity of the basis postulate of sine modeling was checked by comparing areas under  $F(t)$  curves on treadmill and on the force plate and we obtained low error bias values (5.33 % and 2.93 % respectively). Finally, it is noting that the limits of the proposed sine-wave method are also those inherent in the use of any theoretical spring-mass model, *i.e.* the human lower limb is not a true linear spring in a physical sense. This point has been widely discussed elsewhere (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). To conclude, this new method allows stiffness calculations from simple mechanical parameters of flight and contact times, leg length, body mass and running velocity and may allow in the future to measure and understand the influence of stiffness on performance in field running conditions and also to improve track and field coaching and training.

## ***Nuovo metodo di misura della stiffness durante la corsa***

### **INTRODUZIONE**

Durante la corsa, lo “spring-mass model” è stato molto usato per descrivere lo “storage-restitution” di energia elastica negli arti inferiori dei corridori. Le gambe vengono descritte come molle compresse dalla massa del corridore (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). I principali parametri studiati sono le “leg” e “vertical” stiffness ( $k_{leg}$  e  $k_{vert}$  in  $N.m^{-1}$ ): rapporti tra forza verticale massima e rispettivamente la compressione massima dell’arto inferiore e lo spostamento verticale del CM al momento del contatto (McMahon & Cheng, 1990). Misure di stiffness richiedono dinamometri costosi e poco pratici per fare misure di questo tipo sul campo. Il nostro scopo è stato dunque quello di convalidare un metodo semplice per misurare  $k_{leg}$  e  $k_{vert}$  durante la corsa sul treadmill e in condizioni esercizi sul campo, basato su alcuni parametri meccanici : tempi di volo e contatto, velocità di corsa, lunghezza dell’arto inferiore e massa corporea.

### **MATERIALI E METODI**

*Treadmill*: 8 soggetti (uomini) volontari hanno compiuto delle prove di 30 s di corsa a 3.33, 3.89, 4.44, 5, 5.56, 6.11 and 6.67  $m.s^{-1}$  su un treadmill dinamometrico 3D (HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). La forza verticale, la velocità, i tempi di volo e quelli di contatto sono stati misurati a 500 Hz prendendo la media di 10 passi consecutivi ad ogni velocità. *Condizioni di campo*: 10 mezzofondisti di elite hanno corso su una piattaforma di forza di 10 m (Kistler, Switzerland) a 4, 5, 6, 7  $m.s^{-1}$  e alla loro velocità massima. La forza verticale massima, i tempi di volo e di contatto sono stati misurati per un passo ad ogni velocità, a una frequenza di 1.8 kHz. *Metodo di riferimento*:  $k_{leg}$  e  $k_{vert}$  sono state calcolate con le Eq. (25) e (26) sulla base delle misure di forza verticale (Farley & Gonzalez, 1996; Cavagna, 1975). *Metodo proposto*: i valori di  $k_{vert}$  e  $k_{leg}$  sono stati ottenuti dalle Eq. 29 a 33. Abbiamo calcolato un indice di errore medio :  $Bias = |(Modeled - Force platform)/Force platform| \cdot 100$  tra valori di riferimento e ottenuti secondo il nuovo metodo. Relazioni tra valori ottenuti secondo i due metodi sono state descritte con regressione lineare, e un analisi di Bland & Altman.

### **RISULTATI**

L’errore medio tra le aree sotto le curve  $F(t)$  misurate e modellizzate dalla funzione seno erano di 5.33 % per il treadmill (542 passi analizzati), e 2.93 % per la corsa sulla piattaforma di forza (50 passi). I valori dei parametri meccanici ottenuti coi due metodi, e gli indici di errore medio sono mostrati nelle Tabelle V e VI. Abbiamo ottenuto per  $k_{vert}$  e  $k_{leg}$  un errore medio (tra riferimento e modello) di 0.12 % e 6.05 % rispettivamente durante la corsa sul treadmill. Per la corsa sulla piattaforma di forza, l’errore medio era di 2.30 % per  $k_{vert}$  e 2.54 % per  $k_{leg}$ . Le regressioni lineari sono risultate significative ( $P < 0.01$ ;  $R^2 = 0.89$  a  $0.98$ ) per  $k_{vert}$  e  $k_{leg}$  sia sul treadmill che in condizioni di esercizio sul campo (Fig. 28 e 30). Questi risultati sono stati confermati dalle analisi di Bland e Altman (Fig. 29 e 31).

### **DISCUSSIONE – CONCLUSIONE**

I valori dei parametri meccanici ottenuti in questo studio erano simili a quelli degli studi che trattavano lo spring-mass model nella corsa (Blickhan, 1989; Farley et Gonzales, 1996; He et al., 1991). I bassi indici di errore medio calcolati tra i dati ottenuti sulla piattaforma di forza e con il nuovo metodo, come coefficienti di determinazione alti (da 0.89 a 0.98,  $P < 0.01$ ), dimostrano la validità di questo metodo di calcolo durante la corsa sul treadmill e su piattaforma di forza, per valore di velocità che vanno da 3.33 a 6.67  $m.s^{-1}$  sul treadmill, e da 4  $m.s^{-1}$  alla velocità massima sulla piattaforma di forza. Questo è valido per soggetti di livelli atletici diversi. La validità del postulato di base di modellizzazione con la funzione seno è stata verificata paragonando le aree sotto le curve  $F(t)$  sul treadmill e sulla piattaforma di forza, e abbiamo ottenuto bassi indici di errore (5.33 % e 2.93 %). Infine, è importante notare che i limiti del metodo proposto sono quelli inerenti l’uso del modello teorico spring-mass, cioè che l’arto inferiore umano non è veramente una molla nel stretto senso fisico. Questo punto è stato ampiamente discusso peraltro (Blickhan, 1989; McMahon & Cheng, 1990). Concludendo, questo nuovo metodo permette di calcolare la stiffness da parametri meccanici semplici che sono i tempi di contatto e di volo, la lunghezza dell’arto inferiore, grazie anche alla conoscenza della massa dei soggetti e della velocità di corsa. In futuro questo metodo potrebbe aiutare ad analizzare e capire il ruolo della stiffness nella performance della corsa, anche in condizioni di campo, migliorando l’intervento dell’allenamento negli atleti.

## **PARTIE IV**

# **Raideur en sprint : influence sur la performance lors du 100-m et évolution avec la fatigue**

Cette partie correspond aux publications suivantes :

Morin J.-B., Jeannin T., Chevallier B., Belli A., (sous presse, 2005), Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue induced changes. *Int J Sports Med.* (**ANNEXE V**)

Morin J.-B., Belli A., (2004), Evolution of lower limb stiffness during sprint running: field performance measurements during a 100-m race. *Proceedings, 9<sup>th</sup> ECSS Congress*, Clermont-Ferrand. (**ANNEXE X**)



## *Introduction*

Les facteurs déterminant la diminution de vitesse de course lors du sprint, sur des distances de 100 à 400-m, ont été à de nombreuses reprises étudiés d'un point de vue métabolique. Ainsi il a été reporté que la performance en sprint en course à pied était fortement liée à la déplétion des réserves en phosphagènes intramusculaires, et à l'ampleur de l'acidose lactique en fin d'effort sur les distances les plus longues (Cheetham et al., 1986 ; Hirvonen et al., 1987). D'un point de vue mécanique, durant la course, les membres inférieurs des coureurs présentent la faculté à stocker et restituer l'énergie élastique, comme décrit précédemment. Ainsi, le modèle d'analyse « masse-ressort » est souvent utilisé, décrivant le membre inférieur comme un ressort, dont la principale caractéristique mécanique est la raideur. Comme nous l'avons vu dans la partie précédente, mesurer la raideur du membre inférieur ou la raideur verticale en situation de course requiert habituellement des moyens techniques imposants, ne permettant pas les mesures sur terrain, non plus que celles à vitesse maximale de course. Notre problématique de recherche au cours de ce travail est de mettre en avant les paramètres mécaniques en lien avec la performance sur 100-m. Concernant la raideur musculo-tendineuse, les études sur les liens raideur-performance en sprint reportent une évaluation de la raideur lors de sauts verticaux maximaux effectués en laboratoire, et non lors de la course de sprint (Bret et al., 2001 ; Chelly et Denis, 2001 ; Morin et Belli 2002 ; 2003), et leurs conclusions ne sont pas unanimes sur l'influence de la raideur des sujets sur leurs performances en sprint, comme présenté dans la partie introduction de ce travail. Ainsi à notre connaissance, aucune étude ne présente de mesures des caractéristiques masse-ressort du membre inférieur et en particulier de la raideur, au cours de la course à vitesse maximale, ni leurs liens avec la performance.

Ces liens ont cependant été explorés en conditions sous-maximales. Dutto et Smith (2002) ont récemment montré des changements significatifs des principaux paramètres mécaniques du modèle masse-ressort pendant une course sous-maximale jusqu'à épuisement, à un niveau d'intensité correspondant à 80 % des capacités aérobies maximales des sujets. Leurs résultats expérimentaux montrent, au cours du temps et avec la fatigue, une diminution de fréquence de pas et de raideur verticale, et dans une moindre mesure de raideur du membre inférieur, ainsi qu'une augmentation du déplacement vertical du centre de masse.

Face au manque de données sur ces évolutions en sprint, au vu de notre problématique d'étude des liens raideur-performance sur 100-m, et suite à la validation d'une méthode simple de mesure en conditions de terrain, notre but était ici : 1) mesurer les paramètres

mécaniques du modèle masse-ressort au cours du sprint sur 100-m, en utilisant la méthode récemment proposée (partie III de ce travail ; Morin et al., 2005 ; sous presse), 2) étudier les relations entre ces paramètres et ceux de performance en sprint et enfin 3) de renouveler ces mesures et ces corrélations en conditions de fatigue engendrée par la répétition de trois autres 100-m effectués à la suite.

## *Matériel et méthodes*

### **SUJETS ET PROTOCOLE**

Huit sujets masculins, pratiquant diverses activités sportives mais non-spécialistes de sprint (âge :  $23 \pm 4$  ans ; taille :  $177 \pm 6$  cm ; masse :  $72,7 \pm 6,7$  kg ; longueur du membre inférieur :  $0,94 \pm 0,05$  m) se sont portés volontaires pour participer à ce protocole. Après un échauffement standard, ils ont réalisé quatre sprints de 100-m à intensité maximale au cours desquels les paramètres de performance et les caractéristiques mécaniques du modèle masse-ressort ont été mesurés. Ces quatre sprints ont été séparés de deux minutes de repos passif, afin d'engendrer une fatigue intense par cette répétition d'efforts anaérobies maximaux en peu de temps.

### **PERFORMANCES EN SPRINT**

Chaque 100-m a été réalisé après un départ en position debout, sur une piste d'athlétisme synthétique standard. Etant donné que les sujets n'étaient pas familiarisés avec ces techniques, les starting-blocks et les chaussures d'athlétisme à pointes n'ont pas été utilisés lors de cette étude.

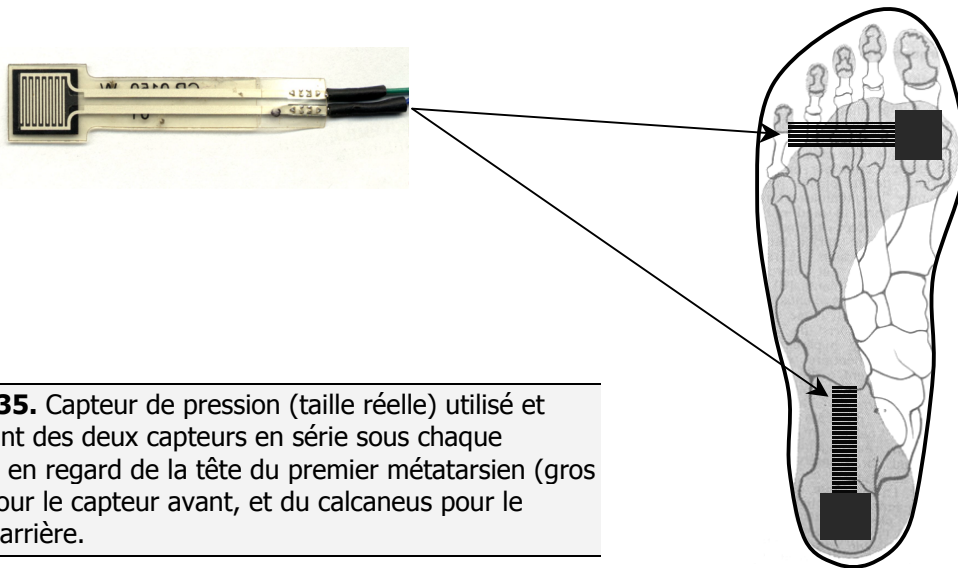
La vitesse instantanée de course ( $v$  en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) en fonction du temps et de la distance a été mesurée au moyen d'un outil radar Stalker ATS System™ (Radar Sales, Minneapolis, USA), de la même façon que dans la partie II de ce travail. A partir de ces mesures, la vitesse maximale de course ( $v_{\text{max}}$  en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), et le temps mis pour l'atteindre ( $t_{v_{\text{max}}}$  en s) ont été obtenus pour chaque essai (voir partie II), de même que le temps sur 100-m ( $t_{100}$  en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) et la vitesse moyenne correspondante ( $v_{100}$  en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ). Afin d'analyser avec précision cette performance sur 100-m, et particulièrement les caractéristiques d'accélération et décélération des sujets, les courbes de vitesse en fonction du temps ont été modélisées à l'aide d'une fonction bi-exponentielle, telle que décrite dans la partie II de ce travail (Henry et Trafton, 1951 ; Henry, 1954 ; Volkov et Lapin, 1979) :

$$v(t) = v_{\max} \left[ e^{((-t + t_{v\max})/\tau_2)} - e^{(-t/\tau_1)} \right] \quad \text{Eq. (24)}$$

$\tau_1$  et  $\tau_2$  étant respectivement les constantes de temps d'accélération et de décélération de cette relation. La perte de vitesse marquant la phase finale de la course a été également quantifiée comme le pourcentage de  $v_{\max}$  perdu dans les derniers 20 m du 100-m :  $\Delta v$  (en % de  $v_{\max}$ ) a été calculé ainsi :  $\Delta v = 1 - (v_{80-100} / v_{\max}) \cdot 100$ ,  $v_{80-100}$  étant la vitesse moyenne de course sur la partie allant de 80 à 100 m..

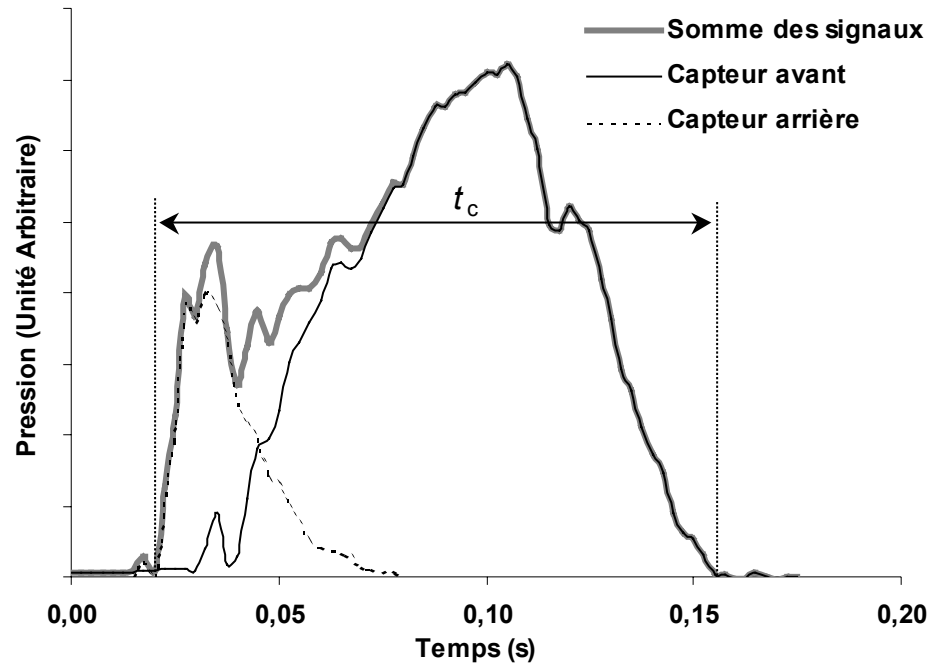
### **PARAMETRES DU MODELE MASSE-RESSORT**

Les caractéristiques temporelles de chaque foulée, soit les temps de contact ( $t_c$  en s), de vol ( $t_v$  en s) et la fréquence de pas ( $FP$  en Hz) ont été mesurées grâce à deux capteurs de pression de type FSR (Interlink, UK) fixés sous les semelles intérieures de chaque chaussure, en regard du calcaneus et du premier métatarsien (gros orteil), comme l'indique la figure 35 (technique de mesure ambulatoire utilisée par exemple par Aminian et al., 1999 ; 2002 ; Hoyt et Weyand, 1997).



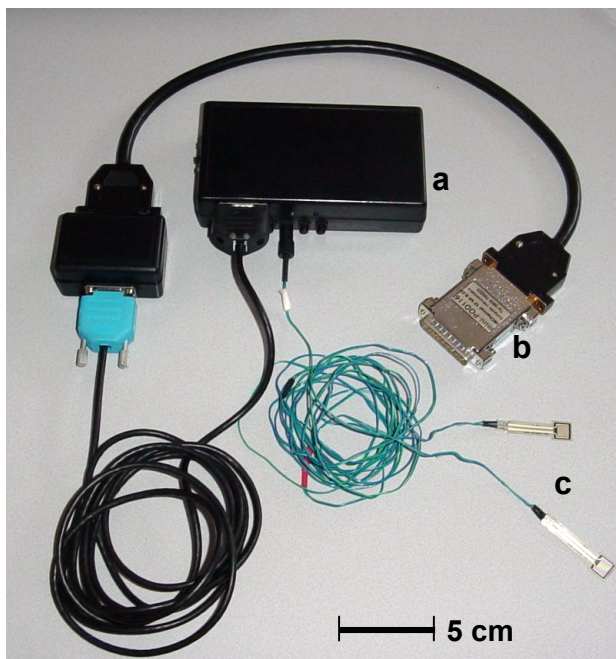
**Figure 35.** Capteur de pression (taille réelle) utilisé et placement des deux capteurs en série sous chaque semelle, en regard de la tête du premier métatarsien (gros orteil) pour le capteur avant, et du calcaneus pour le capteur arrière.

Chaque paire de capteurs était connectée en série afin d'utiliser les moments de toucher du sol et de décollage pour déterminer  $t_c$  et  $t_v$  avec précision (voir exemple typique de la figure 36).



**Figure 36.** Signaux typiques mesurés par capteurs de pression lors d'un pas. Les capteurs avant et arrière donnent les pressions qui se succèdent dans le temps (d'abord pic de pression à l'arrière puis à l'avant du pied, plus long et intense), et dont la somme permet de mesurer le temps de contact  $t_c$ .

Les données ont été acquises à une fréquence de 400 Hz et enregistrées *via* un système portable d'une masse totale n'excédant pas 1 kg (Minipod 116, Computer Instrumentation), spécialement adapté pour ce type de mesures (Romeyer, 2002) et présenté dans la figure 37. Les sujets ont porté une combinaison de sprint près du corps spécialement construite de sorte qu'aucun élément du système d'acquisition (câbles, connecteurs, boîtier) ne gêne leur mouvement de course.



**Figure 37.** Système d'acquisition portable des temps de contact et de vol lors de la course à pied.  
**a:** boîtier d'acquisition porté par le sujet  
**b:** Interface A/D Minipod connectée à l'ordinateur portable suivant le sujet  
**c:** capteurs de pression placés sous la semelle (avant et arrière)

Les paramètres du modèle masse-ressort ont été calculés pour chaque pas selon la méthode validée en partie III de ce travail, basée sur une modélisation des courbes  $F(t)$  par une fonction sinus (Alexander, 1992 ; Kram et Dawson, 1998), dont la validité a été montrée pour des vitesses modérées à maximales, et aussi bien sur tapis roulant qu'en conditions de terrain (Morin et al., 2005 sous presse).

La raideur verticale ( $k_{\text{vert}}$  en  $\text{kN.m}^{-1}$ ) a été calculée comme le ratio de la force maximale ( $F_{\text{max}}$  en kN) sur le déplacement vertical maximal du centre de masse pendant le contact ( $\Delta y_c$  en m):

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y_c^{-1} \quad \text{Eq. (25)}$$

$$\text{avec } F_{\text{max}} = m g \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_v}{t_c} + 1 \right) \quad \text{Eq. (30)}$$

$$\text{et } \Delta y_c = -\frac{F_{\text{max}}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \quad \text{Eq. (31)}$$

$m$  étant la masse corporelle du sujet en kg.

La raideur du membre inférieur ( $k_{\text{leg}}$  en  $\text{kN.m}^{-1}$ ) a été calculée comme le ratio entre  $F_{\text{max}}$  et la variation de longueur du membre inférieur pendant le contact ( $\Delta L$  en m) :

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta L^{-1} \quad \text{Eq. (26)}$$

$$\text{avec } \Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{v_c t_c}{2} \right)^2} + \Delta y_c \quad \text{Eq. (33)}$$

Dans cette équation,  $L$  est la longueur initiale du membre inférieur,  $v_c$  la vitesse horizontale moyenne durant le contact (en  $\text{m.s}^{-1}$ ), obtenue en moyennant les valeurs mesurées par le radar pour la durée de chaque contact.

## **ANALYSES STATISTIQUES**

### **Premier 100-m**

Des statistiques descriptives ainsi qu'une ANOVA avec test *post hoc* de Scheffé ont été utilisées pour étudier l'évolution des paramètres mécaniques et de performance, et observer d'éventuelles différences dans les différentes sections de 20 m du premier 100-m. Ainsi, pour chaque paramètre, les données 20-40, 40-60, 60-80 et 80-100 m sont les valeurs moyennes pour tous les pas effectués dans les 20 m correspondants.

Un test de corrélation de Pearson a été utilisé pour étudier les liens entre la performance lors de ce premier 100-m et les paramètres mécaniques du modèle masse-ressort, dont les raideurs verticale et du membre inférieur. Les valeurs mesurées entre 0 et 20 m ont été écartées de ces

analyses, dans la mesure où le modèle masse-ressort ne considère pas le coureur dans une position inclinée, comme c'est le cas dans cette partie du sprint.

**Evolution avec la répétition des sprints**

Afin d'étudier les évolutions des différents paramètres mécaniques et de la performance au cours des quatre 100-m effectués, nous avons réalisé une ANOVA avec test *post hoc* de Scheffe: pour chaque paramètre, les valeurs de tous les pas analysés lors de chaque 100-m (de 32 à 41 selon les sujets et les sprints) ont été moyennées et retenues comme valeurs caractérisant le premier, deuxième, troisième et quatrième 100-m.

Les variations entre les valeurs des différents paramètres de performance et du modèle masse-ressort pour le premier et le quatrième sprint ont été calculées et un test de corrélation de Pearson a été utilisé pour vérifier si ces changements étaient liés, et en particulier si les changements de raideur en condition de fatigue influencent les variations de performances.

L'ensemble de ces tests statistiques ont été considéré significatifs pour  $P < 0,05$ .

## Résultats

### **PROPRIETES MASSE-RESSORT ET PERFORMANCE EN SPRINT : PREMIER 100-M**

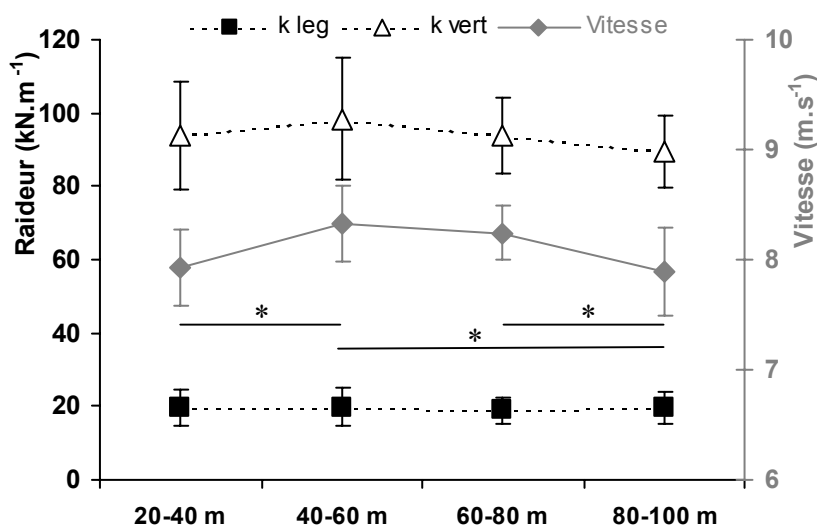
S'agissant de ce premier sprint, les paramètres mécaniques du modèle masse-ressort pour chaque partie de 20 m analysée et pour le 100-m en entier sont reportés dans le tableau VII. L'analyse de la variance et le test *post hoc* de Scheffe ont montré que seule la vitesse de course a varié de façon significative au cours de ce 100-m.

**Tableau VII.** Paramètres mécaniques (moyenne  $\pm$  écart-type) obtenus au cours des différentes parties du premier 100-m et valeurs moyennes pour le 100-m entier. ANOVA ns: non significatif

Résultats du test *post hoc* de Scheffe: <sup>a</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec la valeur de 20-40 m  
<sup>b</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec la valeur de 40-60 m  
<sup>c</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec la valeur de 60-80 m

Paramètre	20-40 m	40-60 m	60-80 m	80-100 m	100-m entier	ANOVA
$t_c$ (ms)	111 $\pm$ 14	108 $\pm$ 15	110 $\pm$ 12	113 $\pm$ 11	<b>110 <math>\pm</math> 13</b>	ns
$t_v$ (ms)	137 $\pm$ 13	141 $\pm$ 13	142 $\pm$ 11	146 $\pm$ 16	<b>141 <math>\pm</math> 13</b>	ns
$v$ (m.s <sup>-1</sup> )	7,93 $\pm$ 0,34	8,33 $\pm$ 0,34 <sup>a</sup>	8,24 $\pm$ 0,24	7,89 $\pm$ 0,40 <sup>b,c</sup>	<b>8,10 <math>\pm</math> 0,31</b>	<b><math>P &lt; 0,05</math></b>
$k_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	19,7 $\pm$ 4,8	19,8 $\pm$ 5,2	18,9 $\pm$ 3,5	19,5 $\pm$ 4,3	<b>19,5 <math>\pm</math> 4,3</b>	ns
$k_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	93,9 $\pm$ 14,6	98,3 $\pm$ 16,6	93,8 $\pm$ 10,2	89,6 $\pm$ 9,8	<b>93,9 <math>\pm</math> 12,4</b>	ns
$F_{max}$ (kN)	2,54 $\pm$ 0,25	2,63 $\pm$ 0,27	2,60 $\pm$ 0,20	2,60 $\pm$ 0,21	<b>2,60 <math>\pm</math> 0,22</b>	ns
$\Delta y_c$ (cm)	2,8 $\pm$ 0,4	2,8 $\pm$ 0,4	2,8 $\pm$ 0,3	3,0 $\pm$ 0,3	<b>2,8 <math>\pm</math> 0,3</b>	ns
$\Delta L$ (cm)	13,8 $\pm$ 2,7	14,2 $\pm$ 2,8	14,5 $\pm$ 2,3	14,2 $\pm$ 2,2	<b>14,2 <math>\pm</math> 2,4</b>	ns
$FP$ (Hz)	4,1 $\pm$ 0,3	4,1 $\pm$ 0,3	4,0 $\pm$ 0,2	3,9 $\pm$ 0,2	<b>4,0 <math>\pm</math> 0,2</b>	ns

Concernant les principaux paramètres mécaniques analysés, les raideurs verticale et du membre inférieur, la figure suivante montre que la raideur verticale augmente puis diminue au cours de ce 100-m, dans une évolution similaire à celle de la vitesse de course, mais de façon non significative. La raideur du membre inférieur, quant à elle, demeure constante tout au long de la course.



**Figure 38.** Evolutions de la raideur verticale, de la raideur du membre inférieur et de la vitesse dans les différentes sections de 20 m du premier 100-m effectué. \*: différence significative  $P < 0,05$  (ANOVA et test *post hoc* de Scheffe) pour le paramètre de vitesse

Les paramètres de performance sont présentés dans le tableau suivant:

**Tableau VIII.** Principaux paramètres de performance obtenus au cours du premier 100-m (moyenne  $\pm$  écart-type).

Paramètre	$t_{100}$ (s)	$v_{100}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$v_{max}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$t_{vmax}$ (s)	$\Delta v$ (%)	$\tau_1$ (s)	$\tau_2$ (s)
<b>Moyenne <math>\pm</math></b>	14,21 $\pm$	7,06 $\pm$	8,74 $\pm$	8,79 $\pm$	10,5 $\pm$	2,84 $\pm$	129 $\pm$
<b>Ecart-type</b>	0,79	0,38	0,28	1,16	2,8	0,46	94
<b>Coeff. de variation (%)</b>	5,3	5,4	3,2	13,2	26,3	16,2	73
<b>Minimum</b>	13,34	6,49	8,34	7,26	7,7	2,33	58
<b>Maximum</b>	15,42	7,50	9,12	11,04	16,1	3,54	355

Les tests de corrélation entre les paramètres mécaniques du modèle masse-ressort d'une part et ces paramètres de performance d'autre part, n'ont montré aucune relation significative. Seule une tendance non-significative ( $P = 0,12$ ) a été obtenue entre la vitesse de course et la raideur verticale.

### **EVOLUTIONS AVEC LA REPETITION DES SPRINTS**

Les variations des paramètres mécaniques et de performance à travers les quatre 100-m consécutifs sont présentés dans le tableau IX. L'analyse de la variance avec test *post hoc* de

## **PARTIE IV : RAIDEUR ET PERFORMANCE EN SPRINT**

Scheffé a montré que  $t_c$ ,  $\Delta y_c$  et  $\Delta v$  ont augmenté de façon significative avec la répétition des sprints, tandis que  $v$ ,  $FP$ ,  $v_{100}$ ,  $v_{max}$ ,  $\tau_1$ ,  $\tau_2$  et  $k_{vert}$  ont diminué de façon significative. Tous les autres paramètres, et en particulier  $k_{leg}$ , n'ont pas montré de variations significatives entre le premier et le dernier de ces quatre 100-m.

**Tableau IX.** Paramètres mécaniques du modèle masse-ressort (partie haute) et paramètres de performance (partie basse) pour les quatre sprints (moyenne  $\pm$  écart-type). Les « % variation » correspondent à la variation moyenne (en pourcentage de la valeur du premier 100-m) des paramètres entre le premier et le dernier sprint pour les huit sujets. Seules les variations statistiquement significatives (\*:  $P < 0,05$ ) sont répertoriées.

Résultats du test *post hoc* de Scheffé: <sup>a</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec le 1<sup>er</sup> 100-m  
<sup>b</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec le 2<sup>ème</sup> 100-m  
<sup>c</sup>: différence significative ( $P < 0,05$ ) avec le 3<sup>ème</sup> 100-m

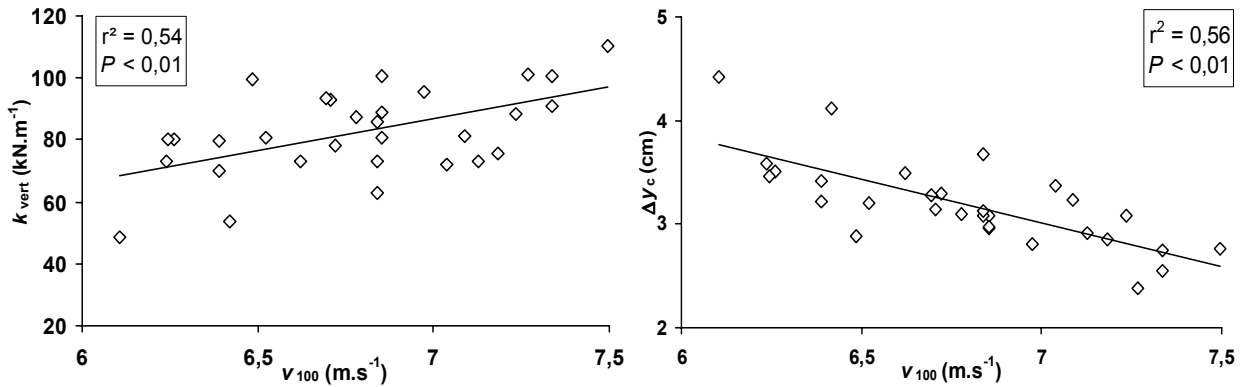
Paramètre	1 <sup>er</sup> 100-m	2 <sup>ème</sup> 100-m	3 <sup>ème</sup> 100-m	4 <sup>ème</sup> 100-m	ANOVA	% variation
$t_c$ (ms)	110 $\pm$ 13	120 $\pm$ 13	123 $\pm$ 18	129 $\pm$ 21 <sup>a</sup>	*	14,7 $\pm$ 7,2
$t_v$ (ms)	141 $\pm$ 13	143 $\pm$ 10	146 $\pm$ 15	148 $\pm$ 16	ns	•
$v$ (m.s <sup>-1</sup> )	8,10 $\pm$ 0,31	7,75 $\pm$ 0,23 <sup>a</sup>	7,42 $\pm$ 0,35 <sup>a</sup>	7,10 $\pm$ 0,33 <sup>a,b</sup>	*	- 11,6 $\pm$ 3,1
$k_{leg}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	19,5 $\pm$ 4,3	17,1 $\pm$ 3,4	17,9 $\pm$ 5,3	18,3 $\pm$ 5,5	ns	•
$k_{vert}$ (kN.m <sup>-1</sup> )	93,9 $\pm$ 12,4	81,4 $\pm$ 10,0	78,4 $\pm$ 13,5 <sup>a</sup>	74,9 $\pm$ 14,2 <sup>a</sup>	*	- 20,6 $\pm$ 7,9
$F_{max}$ (kN)	2,60 $\pm$ 0,22	2,52 $\pm$ 0,26	2,51 $\pm$ 0,31	2,53 $\pm$ 0,27	ns	•
$\Delta y_c$ (cm)	2,8 $\pm$ 0,3	3,2 $\pm$ 0,3	3,3 $\pm$ 0,4 <sup>a</sup>	3,5 $\pm$ 0,4 <sup>a</sup>	*	21,2 $\pm$ 9,4
$\Delta L$ (cm)	14,2 $\pm$ 2,4	15,5 $\pm$ 2,3	15,2 $\pm$ 2,8	15,3 $\pm$ 3,6	ns	•
$FP$ (Hz)	4,0 $\pm$ 0,2	3,9 $\pm$ 0,1	3,7 $\pm$ 0,2 <sup>a</sup>	3,6 $\pm$ 0,2 <sup>a</sup>	*	- 8,03 $\pm$ 3,34
$v_{100}$ (m.s <sup>-1</sup> )	7,06 $\pm$ 0,38	6,96 $\pm$ 0,21	6,68 $\pm$ 0,30 <sup>a</sup>	6,45 $\pm$ 0,27 <sup>a,b</sup>	*	- 7,30 $\pm$ 5,23
$v_{max}$ (m.s <sup>-1</sup> )	8,74 $\pm$ 0,28	8,36 $\pm$ 0,32 <sup>a</sup>	8,08 $\pm$ 0,34 <sup>a</sup>	7,73 $\pm$ 0,28 <sup>a,b,c</sup>	*	- 10,9 $\pm$ 2,0
$\tau_1$ (s)	2,84 $\pm$ 0,46	2,31 $\pm$ 0,52 <sup>a</sup>	2,16 $\pm$ 0,62 <sup>a</sup>	2,13 $\pm$ 0,27 <sup>a</sup>	*	- 25,2 $\pm$ 18,9
$\tau_2$ (s)	128 $\pm$ 94	78 $\pm$ 26	83 $\pm$ 30	59 $\pm$ 11 <sup>a</sup>	*	- 38,6 $\pm$ 30,5
$\Delta v$ (%)	10,5 $\pm$ 2,8	11,6 $\pm$ 2,7	14,5 $\pm$ 4,7 <sup>a</sup>	14,8 $\pm$ 2,6 <sup>a</sup>	*	41,5 $\pm$ 16,3

### **RELATIONS ENTRE LES PARAMETRES MECANIQUES ET LES PERFORMANCES SUR 100-M**

En prenant en compte les quatre sprints effectués, une relation linéaire significative ( $P < 0,01$ ) a été obtenue entre les valeurs de  $k_{vert}$  et  $v_{100}$ , ainsi qu'entre  $\Delta y_c$  et  $v_{100}$  (figure 39). Ainsi, pour tous les sujets et tous les sprints, la raideur verticale et la faculté à limiter « l'écrasement » du centre de masse lors de chaque contact sont des facteurs mécaniques liés à la performance dans cette étude.

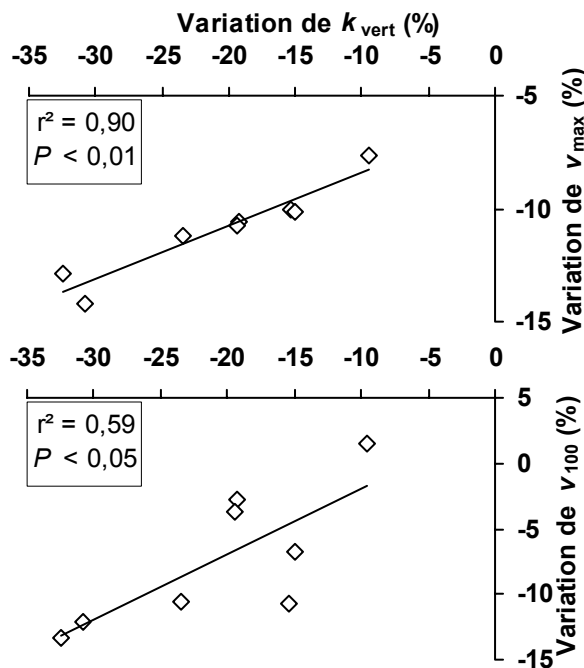
Aucune relation significative n'a en revanche été observée entre la performance globale sur 100-m et  $k_{leg}$  ou tout autre paramètre du modèle masse-ressort.





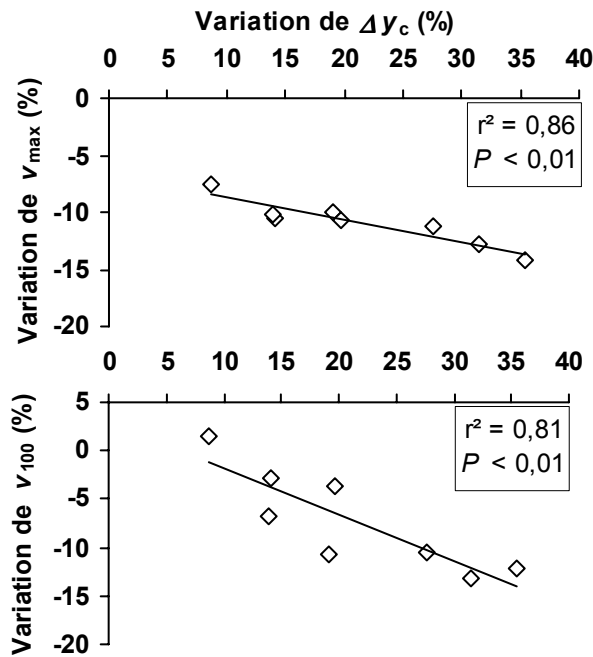
**Figure 39. A gauche :** régression linéaire significative entre la raideur verticale et la vitesse moyenne sur 100-m (pour tous les sujets et tous les sprints). **A droite :** régression linéaire significative entre le déplacement vertical du centre de masse pendant le contact et la vitesse moyenne sur 100-m.

Concernant les évolutions comparées des différents paramètres entre le premier et le quatrième sprint, la figure 40 montre la relation significative entre la perte de raideur verticale et les paramètres de performance  $v_{100}$  et  $v_{max}$ .



**Figure 40.** Régressions linéaires significatives entre la perte de raideur et celle de vitesse maximale (en haut), et de vitesse moyenne sur 100-m (en bas) observées entre le premier et le quatrième 100-m.

Les variations de ces deux paramètres de performance ont été par ailleurs associées de façon significative avec celle de  $\Delta y_c$  (figure 41).



**Figure 41.** Régressions linéaires significatives entre l'augmentation du déplacement vertical du centre de masse durant le contact et celle de vitesse maximale (en haut), et de vitesse moyenne sur 100-m (en bas) observées entre le premier et le quatrième 100-m.

Ainsi la diminution de performance en conditions de fatigue induite par ces quatre 100-m consécutifs est liée avec une diminution de raideur verticale, et une augmentation du trajet vertical et de « l'écrasement » du centre de masse lors du contact.

## **DISCUSSION**

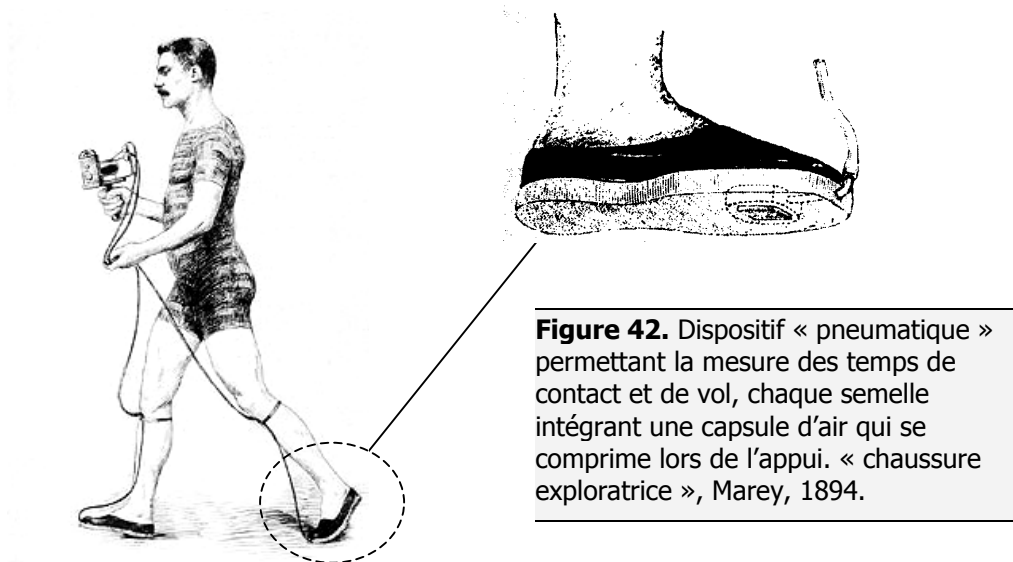
### **PROPRIETES MASSE-RESSORT LORS DU SPRINT EN CONDITIONS DE TERRAIN**

A notre connaissance, cette étude est la première reportant des mesures des principaux paramètres mécaniques du modèle masse-ressort (raideurs, variations de longueur du membre inférieur, déplacements verticaux du centre de masse) lors de la course en conditions de terrain, et en particulier ici lors d'un 100-m entier couru à intensité maximale. La méthode simple de calcul proposée et validée dans la partie précédente de ce travail a rendu ces mesures possibles, en s'affranchissant des systèmes de mesures relativement lourds habituellement nécessaires pour ce type d'analyse.

L'originalité vient ici des calculs de raideurs *via* la mesure de quelques paramètres mécaniques simples, dont les temps de contact et de vol lors de chaque pas, obtenus par un système ambulateur de capteurs de pression fixés sous les semelles des coureurs.

Nous devons cependant remarquer que si les techniques d'acquisition ont évolué, l'idée de départ d'améliorer la compréhension de la locomotion lors de la marche ou de la course en

mesurant les temps de contact et de vol était déjà présente il y a plus d'un siècle dans les travaux de Marey. En effet, comme l'illustre le système de « chaussures exploratrices » (figure 42), l'augmentation de pression induite par l'appui propulsait l'air, présent dans de petites poches encastrées dans les semelles, qui remontait par des tuyaux et mettait en mouvement des stylets portés par le sujet, donnant les périodes de contact et de vol, telles que reportées dans la figure 6.



Les valeurs des paramètres mécaniques mesurés au cours du premier 100-m (effectué à intensité maximale, hors fatigue), étaient comparables avec celles décrites dans la littérature portant sur le sprint en course à pied à vitesse maximale. Ainsi, les temps de contact et de vol, de même que les fréquences de pas obtenus lors de cette étude sont similaires à ceux mesurés en utilisant des capteurs de pression placés sous les semelles (Nummela et al., 1992 ; 1996), ou des systèmes de mesure dynamométriques et cinématiques (Kunz et Kaufmann, 1981 ; Mero et Komi, 1986 ; Moravec et al., 1988 ; Brüggemann et al., 1999 ; Mero et al., 1992 ; Nummela et al., 1994). Ces temps de contact restant inférieurs à ceux relevés lors de la course en conditions sous-maximales : de l'ordre de 0,11 s dans cette étude contre environ 0,3 s pour Farley et Gonzalez (1996) ou He et al. (1991) par exemple. Ce dernier point correspondant à des fréquences de course plus élevées dans cette étude comparées à celles marquant la course à vitesse sous-maximale (Dutto et Smith, 2002).

La variation de longueur du membre inférieur et le déplacement vertical du centre de masse sont légèrement inférieurs à ceux mesurés lors de courses à allures plus lentes (Cavagna et al., 1971 ; Farley et Gonzalez, 1996), mais similaires à ceux obtenus à vitesse maximale, en utilisant la même méthode (Morin et al., 2005 ; sous presse). Ces longueurs plus faibles, respectivement d'environ 14 et 3 cm au cours de ce premier 100-m, étant cohérentes avec la

diminution du déplacement vertical du centre de masse habituellement observée en course à pied avec l'augmentation de vitesse, *a fortiori* encore plus importante lorsque les vitesses maximales sont atteintes, comme lors d'un 100-m.

Les valeurs de raideur verticale étaient similaires à celles obtenues en utilisant la même méthode (Morin et al., 2005 ; sous presse), et plus élevées que celles mesurées à des vitesses plus faibles. Par exemple,  $93,9 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  dans cette étude pour une vitesse moyenne sur 100-m de  $7,06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  dans le premier sprint, contre environ  $45 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  à des vitesses d'environ  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  pour He et al. (1991). Ce résultat était attendu dans la mesure où il a été montré que la raideur verticale augmente linéairement avec la vitesse de déplacement chez les animaux comme chez l'Homme (McMahon et al., 1987 ; McMahon et Cheng, 1990 ; He et al., 1991 ; Farley et al., 1993 ; Arampatzis et al., 1999). Ainsi les valeurs les plus élevées de raideur atteintes le sont au cours de courses à vitesses maximales, comme dans cette étude.

Concernant la raideur du membre inférieur, les valeurs obtenues ici sont également du même ordre de grandeur que celles habituellement rencontrées dans la littérature, bien que légèrement supérieures, du fait des plus faibles variations de longueur de membre inférieur observées lors de ces sprints (McMahon et al., 1987 ; Blickhan, 1989 ; McMahon et Cheng, 1990 ; Ferris et al., 1998 ; Arampatzis et al., 1999).

### **RELATIONS AVEC LA PERFORMANCE DANS LE PREMIER 100-M**

Les performances en sprint rejoignent celles mentionnées dans la littérature pour le même type de population de sujets non-spécialistes. Les sujets de cette étude ont en effet atteint en moyenne une vitesse maximale de  $8,74 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  contre 9 à  $12 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  chez des athlètes de haut niveau (Volkov et Lapin, 1979 ; Mero et al., 1992). Seule la vitesse horizontale de déplacement lors du contact a montré des variations significatives au cours du 100-m, en augmentant dans les deux premières parties de la course, pour diminuer ensuite dans les deux dernières parties (figure 38). Ceci est en accord avec les courbes distance-vitesse typiques montrant des accélérations-décélérations au cours d'un 100-m, quel que soit le niveau athlétique des sujets (Volkov et Lapin, 1979 ; Mero et al., 1992 ; Delecluse et al., 1995).

Comme il a été montré qu'elle évoluait avec la vitesse, l'évolution de raideur verticale aurait du suivre celle de la vitesse au cours de ce premier 100-m. Cependant, la raideur verticale a bien augmenté puis diminué au cours du 100-m (tableau VII, figure 38), comme la vitesse, mais de façon non significative. La relativement faible variation de vitesse au cours du 100-m ( $7,89$  à  $8,33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  suivant la partie considérée) peut expliquer cette variation non significative de raideur verticale. A l'opposé, la raideur du membre inférieur est restée constante tout au

long de ce 100-m, conformément aux précédents résultats lors de courses à différentes vitesses (McMahon et al., 1987 ; He et al., 1991 ; Morin et al., 2005 ; sous presse).

Aucun de ces deux paramètres mécaniques de raideur n'a montré de relation significative avec les paramètres de la performance lors du premier 100-m, bien qu'au vu de leurs évolutions similaires, on aurait pu attendre une corrélation significative entre raideur verticale et vitesse de course.

Aucune relation significative n'a été obtenue entre les paramètres mécaniques du modèle masse-ressort et les paramètres de performance en sprint pour ce premier 100-m. Ainsi, les facteurs mécaniques expliquant la performance en sprint, et en particulier lors de la phase de décélération restent inconnus, si toutefois cette performance peut être expliquée par les paramètres mécaniques de la course. En effet, si la performance dans la première partie du 100-m est liée aux qualités de force et puissance maximales des membres inférieurs (voir partie II), les facteurs mécaniques influençant la performance en phase à vitesse maximal et la décélération ne sont pas, selon les résultats de cette étude, ceux du modèle masse-ressort, dont la raideur.

Ces résultats ne rejoignent donc pas ceux de Chelly et Denis (2001) qui ont montré une relation entre la raideur et la vitesse maximale, dans une étude où la raideur n'était pas mesurée pendant la performance en sprint en course à pied, mais lors de sauts verticaux. Ils confirment en revanche des résultats personnels montrant une absence de lien entre raideur verticale mesurée lors des sauts et performance lors des phases de vitesse maximale et de décélération chez des sprinters (Morin, 2001 ; Morin et Belli, 2002 ; 2003)

### **EVOLUTIONS AVEC LA FATIGUE INDUITE PAR LA REPETITION DES SPRINTS**

Dans cette étude, la fatigue a été induite par la répétition des efforts, menant à une diminution de performance sur 100-m, c'est-à-dire que les vitesses maximales et moyennes ont diminué de manière significative ( $P < 0,05$ ) entre le premier et le quatrième sprint. Les valeurs mesurées au cours du dernier 100-m correspondant respectivement à  $89,1 \pm 2$  % et  $92,7 \pm 5,23$  % de celles observées lors du premier sprint. La quantité de vitesse perdue en fin de 100-m a elle aussi augmenté: les sujets ont perdu environ 5 % de vitesse en plus lors de la phase de décélération du dernier 100-m par rapport au premier (tableau IX).

Les principales caractéristiques masse-ressort ont montré elles aussi des variations significatives lors de cette répétition de sprints. Le temps de contact augmentant de  $14,7 \pm 7,2$  % tandis que les vitesses horizontales maximale et moyenne lors du contact ont diminué de  $11,6 \pm 3,1$  % et  $8,03 \pm 3,34$  % respectivement. Dès le deuxième 100-m, la vitesse moyenne

sur la distance était déjà significativement plus faible que lors du premier, la vitesse maximale montrant la même évolution. Ces variations des caractéristiques de la foulée ont déjà été reportées au cours de sprints à intensité maximale sur 400-m (Nummela et al., 1992 ; 1994 ; 1996), marqués également par une fatigue et une réduction de performance importantes.

Avec la perte de vitesse, nous avons également observé une diminution de raideur verticale ( $20,6 \pm 7,9$  % entre le premier et le dernier 100-m), cette évolution simultanée a été confirmée par la relation linéaire significative ( $P < 0,01$ ) liant la raideur verticale et la vitesse moyenne sur 100-m, en considérant tous les sprints et tous les sujets (figure 39). Cette perte de raideur étant due plus à une augmentation de déplacement vertical du centre de masse durant le contact qu'à une diminution de force verticale maximale, le premier paramètre augmentant de façon significative, ce qui n'a pas été le cas de la force maximale (tableau IX). Ces résultats ajoutent aux données existantes que la variation de raideur verticale avec la vitesse de course et la constance de raideur du membre inférieur sont également observées en conditions de course à vitesse maximale chez l'Homme.

Ces variations avec la fatigue sont en accord avec celles reportées par Dutto et Smith (2002) lors de la course sur tapis roulant jusqu'à épuisement. Les auteurs ont en effet observé des variations des propriétés masse-ressort avec la fatigue durant une course de longue durée ( $57 \pm 19$  min) à une vitesse constante correspondant à 80 % de la consommation maximale d'oxygène des sujets. Dans cette étude, la majeure partie des sujets ont montré une réduction de raideur verticale (et de raideur du membre inférieur, dans une moindre mesure, ce paramètre restant constant dans les trois derniers quarts du temps d'effort total), de fréquence de pas, et une augmentation du temps de contact.

Ces évolutions typiques, que nous avons relevées lors du sprint, et qui marquent comme nous venons de le voir la course à allure sous-maximale, caractérisent également les exercices de cycle étirement-détente à intensité maximale tels que des rebonds successifs. En effet en conditions de fatigue induite par la répétition de sauts avec rebonds, une diminution de performance a correspondu avec une réduction de « raideur articulaire » (Bosco et al., 1986 ; Kuitunen et al., 2002).

Ainsi, comme le montre la présente étude, une « détérioration » globale des propriétés masse-ressort du membre inférieur (exceptée la raideur du membre inférieur, paramètre mécanique invariant lors de ces expérimentations) est observée lors du sprint en conditions de fatigue, comme lors des activités épuisantes faisant intervenir le cycle étirement-détente (course ou sauts).

**RELATIONS ENTRE LES VARIATIONS DE PARAMETRES MECANIQUES ET DE PERFORMANCES**

Nous avons observé des liens significatifs entre les variations de certains paramètres mécaniques du modèle masse-ressort et celles des performances entre le premier et le dernier des 100-m effectués. Principalement, la perte de raideur verticale était corrélée de façon significative avec la diminution de la vitesse maximale, de même que celle de la vitesse moyenne au cours du 100-m ( $P < 0,05$  ; figure 40). Les sujets capables de maintenir une raideur verticale importante lors de la répétition des sprints étant également ceux qui limitaient au mieux la diminution de vitesse maximale, et de vitesse moyenne, et inversement. Autre facteur mécanique déterminant: l'augmentation du déplacement vertical du centre de masse durant le contact. En effet, comme le montre la figure 41, l'augmentation de ce trajet, et donc de « l'écrasement » lors de chaque appui, était elle aussi liée à la perte de performance (vitesse maximale et moyenne).

De cette façon, il semble que la faculté de maintenir une raideur verticale importante lors de sprints répétés est liée à la limitation de la perte de performance. Or la raideur verticale comme nous l'avons vu en introduction, dépend à la fois de la force maximale produite et du déplacement vertical du centre de masse. Les résultats de cette étude montrent que cette force ne varie pas de façon significative en conditions de fatigue, mais que la perte de raideur est déterminée par l'augmentation de déplacement vertical du centre de masse. Dans cette étude, les sujets maintiennent leur force maximale, mais augmentent le temps d'application de la force au sol. Ceci résulte en une augmentation de l'impulsion verticale totale, et donc de l'oscillation verticale du centre de masse, à la fois lors du contact, mais aussi et surtout lors de la phase de vol. Les sujets « bondissent » alors plus qu'ils ne se déplacent le plus rapidement possible vers l'avant. Limiter ce déplacement et donc la diminution de raideur semble donc un facteur de performance en sprint, non pas lors d'un seul 100-m, mais en conditions de fatigue, par exemple lors de la répétitions de sprints.

## ***Conclusions – Perspectives***

Les paramètres mécaniques du modèle masse-ressort, et en particulier les raideurs verticales et du membre inférieur ont été mesurés lors de quatre 100-m consécutifs chez des sujets non-spécialistes de sprint. Leur lien avec la performance dans le premier 100-m a été étudié, de même que les liens entre les évolutions respectives de ces paramètres au cours de ces quatre sprints. Les paramètres du modèle masse-ressort n'ont pas montré de variations significatives au cours du premier sprint, ni de relation significative avec les performances. En revanche,

avec la fatigue induite par la répétition des sprints, nous avons observé une réduction de raideur verticale, et une augmentation du déplacement vertical du centre de masse durant le contact, liés significativement à la diminution de vitesse maximale et moyenne entre les premiers et quatrièmes 100-m, la force maximale et le raideur de jambe restant constantes et sans lien avec la variation de performance. Par ailleurs, la relation raideur verticale-vitesse moyenne, n'a été significative qu'en considérant tous les sprints ensemble.

Ces résultats nous permettent de conclure que les propriétés mécaniques du modèle masse-ressort mesurées lors de la course de sprint n'expliquent pas la performance sur 100-m dans les conditions « optimales », hors fatigue. En revanche, la faculté à limiter la relative détérioration de raideur verticale, notamment en limitant le trajet vertical du centre de masse vers le bas lors du contact est liée de façon significative au maintien de performance en sprint en conditions de fatigue.

Les perspectives ouvertes par ces résultats sont de deux ordres : d'une part explorer les raisons pour lesquelles la fatigue induit cette perte de raideur, notamment par analyse de l'activation électromyographique au cours de la course, afin de déterminer si une baisse de l'intensité de l'activation crée cet abaissement accru du centre de masse. D'autre part, il pourrait être intéressant d'un point de vue pratique, d'envisager les effets de l'entraînement sur cette faculté à maintenir la raideur verticale, et donc améliorer la performance dans des activités incluant des sprints à répétition (football, rugby, basketball par exemple).



## ***Influence of stiffness on sprint running performance***

### **INTRODUCTION**

As seen before in this work, it has been hypothesized that the ability to store and return elastic energy within the lower limbs, considered as springs during running, could influence sprint performance, especially during the high velocity and deceleration phases of a 100-m. The stiffness-performance relationships were studied (Chelly & Denis, 2001; Bret et al., 2001; Morin & Belli, 2003) leading to results that were not unanimous. Furthermore, in these studies, lower limb stiffness was measured during repeated vertical jumps, and not during high velocity running. Thanks to the new method described in Part III, we measured in this study leg and vertical stiffness for each step made during four successive entire 100-m, in order to correlate the spring-mass properties with sprint performance parameters, and to study their changes with fatigue induced by sprint repetition.

### **MATERIALS AND METHODS**

8 male who were not sprint running specialists performed 4 all-out 100-m sprints during which performance and spring-mass model parameters were measured, separated by 2 min of passive rest.

*Sprint performance:* instantaneous running velocity and other performance parameters were measured just as described in Part II by means of a radar device. As well, a modeling of velocity over time was used to characterize time constants for acceleration and deceleration (Eq. 24).

*Spring-mass model characteristics:* stride temporal characteristics (contact and flight times and step rate) were measured by means of footswitches set under the insoles of both feet (Fig. 35, 36) and recorded at 400 Hz via an ambulatory acquisition system (Fig. 37). Thus, spring-mass characteristics of  $k_{\text{vert}}$  and  $k_{\text{leg}}$ , and vertical displacement of the CM were determined using the method presented in Part III. ANOVA with Fisher's *post-hoc* test were used to check differences in spring-mass parameters within the different 20 m parts of the first 100-m. Pearson's correlation test was then used to determine whether sprint running performance was linked with spring-mass model characteristics. ANOVA and Fisher's *post-hoc* test were used in order to study changes in sprint performance and mechanical parameters with sprint repetition. Statistical significant level was set at  $P < 0.05$ .

### **RESULTS**

Concerning the first 100-m, only  $v_c$  showed significant changes over this sprint (Table VII). The correlation test did not show any significant relationship between mechanical and sprint performance parameters. Only a non-significant trend ( $P = 0.12$ ) was found between  $v_c$  and  $k_{\text{vert}}$ . The ANOVA and Fisher's *post hoc* test showed that  $t_c$ ,  $\Delta y_c$  and  $v_{\text{loss}}$  increased with sprints repetition, whereas all the other parameters that did significantly change decreased over sprint repetition.  $F_{\text{max}}$  and  $k_{\text{leg}}$  did not change significantly (Table IX). A significant positive linear relationship ( $P < 0.01$ ) was found between  $k_{\text{vert}}$  and the mean 100-m velocity for each step (Fig. 39). No significant relationship with the global 100-m performance was found for  $k_{\text{leg}}$  or any other spring-mass model parameter. Fig. 40 shows the significant positive relationship between changes in  $k_{\text{vert}}$  and changes in  $v_{100}$  and  $v_{\text{max}}$ . These two last sprint performance parameters changes were also significantly associated with changes in  $\Delta y_c$  (Fig. 41).

### **DISCUSSION – CONCLUSION**

To our knowledge, this was the first time that main spring-mass model parameters were measured during overground sprint running.  $k_{\text{vert}}$  and  $k_{\text{leg}}$  values and changes with velocity were in accordance with previously mentioned studies using similar measurements: leg stiffness remained constant, whatever the velocity, and vertical stiffness increased with increasing velocity (He et al., 1991; McMahon & Cheng, 1990), even at maximal sprint velocity. We observed that none of the mechanical spring-mass parameters was linked with sprint performance during a 100-m. As a consequence, factors explaining maximal velocity and deceleration phase performance from a mechanical point of view remain unclear. On the opposite, changes between these mechanical and performance parameters were significantly correlated, showing the clear relationship between impairment in spring-mass model properties of the runners' lower limbs and the decrease in performance in fatigue conditions induced by the repetition of these all-out efforts. This could be of interest in physical activities involving sprint repetition, such as team sports, to see whether the ability to limit this "spring-mass impairment" could improve performance.

## ***Influenza della stiffness sulla performance di sprint***

### **INTRODUZIONE**

Da quanto detto fino adesso in questo lavoro, abbiamo ipotizzato che la capacità di immagazzinare e poi restituire l'energia elastica negli arti inferiori, considerati come molle durante la corsa, potrebbe influenzare la performance di sprint, in particolare nelle fasi di velocità massima e di decelerazione dei 100-m. Le relazioni stiffness-performance sono state studiate (Chelly & Denis, 2001; Bret et al., 2001; Morin & Belli, 2003) e hanno dato risultati diversi. Inoltre, in questi studi, la stiffness dell'arto inferiore era misurata durante salti verticali successivi, e non durante una corsa a velocità massima. Grazie al nuovo metodo da noi presentato nella Parte III, abbiamo misurato in questa parte leg e vertical stiffness per ogni passo durante quattro successivi 100-m, per studiare le correlazioni tra parametri dello spring-mass model e i parametri di performance, ma anche per studiare i loro cambiamenti causati dalla fatica con la ripetizione di sprint.

### **MATERIALI E METODI**

8 uomini, non velocisti, hanno eseguito 4 sprint di 100-m, durante i quali sono stati misurati i parametri di performance e dello spring-mass model. Sono stati fatti 2 min di riposo tra due sprints. *Sprint performance*: la velocità istantanea e altri parametri di performance sono stati misurati come nella Parte II, usando un radar. Nuovamente, abbiamo modellato la velocità nel tempo per caratterizzare le costanti di tempo di accelerazione e decelerazione (Eq. 24).

*Spring-mass model*: le caratteristiche temporali della falcata (tempi di contatto, di volo e frequenza di passi) sono state misurate con sensori di pressione fissati sotto le suole di ogni piede (Fig. 35, 36) e registrati a 400 Hz con un sistema di acquisizione portatile (Fig. 37). Caratteristiche spring-mass di  $k_{\text{vert}}$  e  $k_{\text{leg}}$ , come lo spostamento verticale del CM sono stati determinati usando il metodo presentato nella Parte III. ANOVA con test di Fisher sono stati usati per studiare le differenze nei parametri spring-mass nelle diverse parti di 20 m dei primi 100-m. Il test di correlazione di Pearson è stato usato per determinare se le performance di sprint erano correlate alle caratteristiche spring-mass dei soggetti. ANOVA e test di Fisher sono stati effettuati per studiare evoluzioni dei parametri meccanici e di performance con la ripetizione di sprints. Il livello di significatività è stato di  $P = 0.05$ .

### **RISULTATI**

Riguardando i primi 100-m, solo  $v_c$  ha mostrato cambiamenti significativi durante questo sprint (Tabella VII). Il test di correlazione non ha mostrato una relazione significativa tra parametri meccanici e di performance. Solo una tendenza non significativa ( $P = 0.12$ ) è stata ottenuta tra  $v_c$  e  $k_{\text{vert}}$ . L'ANOVA con test di Fisher ha mostrato che  $t_c$ ,  $\Delta y_c$  e  $v_{\text{loss}}$  aumentano con la ripetizione di sprints, mentre tutti gli altri parametri che avevano subito dei significativi cambiamenti mostravano delle diminuzioni.  $F_{\text{max}}$  e  $k_{\text{leg}}$  non sono cambiati in modo significativo (Tabella IX). Una relazione lineare significativa ( $P < 0.01$ ) è stata ottenuta tra  $k_{\text{vert}}$  e la velocità media per ogni passo sui 100-m (Fig. 39). Non è stata riscontrata alcuna relazione significativa con la performance globale sui 100-m per  $k_{\text{leg}}$  o qualsiasi altro parametro della spring-mass. Fig. 40 mostra la buona relazione tra evoluzioni di  $k_{\text{vert}}$  e di  $v_{100}$  e  $v_{\text{max}}$ . I cambiamenti di questi due ultimi parametri di performance sono stati anche associati alle cambiamenti di  $\Delta y_c$  (Fig. 41).

### **DISCUSSIONE – CONCLUSIONE**

Dalle nostre conoscenze, era la prima volta che i principali parametri spring-mass venivano misurati durante la corsa di sprint, in condizioni di campo. I valori di  $k_{\text{vert}}$  e  $k_{\text{leg}}$  e i loro andamenti erano in accordo con altri studi menzionati prima, che usavano misure simili: la leg stiffness è rimasta costante, per tutte le velocità, e la vertical stiffness è aumentata con la velocità (He et al., 1991; McMahon & Cheng, 1990), anche a velocità massima di sprint. Abbiamo osservato che nessun parametro meccanico spring-mass era correlato alla performance di sprint durante i primi 100-m. Quindi, i fattori che possono spiegare le performance da un punto di vista meccanico nelle fasi a velocità massima o di decelerazione rimangono oscuri. Al contrario, l'andamento di questi parametri meccanici e di performance sono correlati, mostrando la relazione chiara tra l'attenuazione delle caratteristiche spring-mass model del corridore e quella delle sue capacità di sprint in condizioni di fatica in caso di ripetizione di scatti, come può essere il caso nella maggior parte degli sport di squadra.

# **CONCLUSION GENERALE**

Nous avons étudié lors de ce travail les paramètres mécaniques de puissance et raideur musculo-tendineuse des membres inférieurs et leurs liens avec la performance en sprint en course à pied sur 100-m.

Concernant la puissance mécanique, son évaluation a été réalisée lors de sprints sur bicyclette ergométrique à courroie de friction. Etant donnée l'importance de la prise en compte de l'inertie du volant lors de la mesure de puissance maximale, nous avons proposé une méthode de correction *a posteriori*. Cette méthode, basée sur une décélération linéaire au cours du temps, nécessite de connaître quelques paramètres mécaniques simples mesurés lors de ce type de sprint, et elle permet de recalculer la valeur de puissance maximale en intégrant l'inertie du volant. Notre étude a montré la validité de cette méthode en comparant les valeurs de puissance maximale mesurées selon les méthodes de référence et obtenues selon les équations proposées. Par ailleurs, nous avons montré, conformément aux données de la littérature, que le fait de ne pas tenir compte de l'inertie du volant menait à une sous-estimation significative de la puissance maximale. Cette nouvelle méthode pourra permettre de ré-examiner le cas échéant, des résultats expérimentaux obtenus lors de l'évaluation de puissance maximale des membres inférieurs ne prenant pas en compte l'inertie.

Dans la seconde partie de ce travail, nous avons évalué les qualités de force-vitesse et puissance de sprinters afin de les corrélérer avec leurs performances dans les trois parties d'une course de 100-m. Ces performances ont été mesurées avec précision à l'aide d'un radar permettant d'établir les courbes de vitesse instantanée tout au long de la course. Nos résultats ont confirmé le lien significatif mis en avant dans la littérature entre puissance mécanique et performance dans la phase d'accélération du sprint. En revanche, aucun paramètre mécanique de force, vitesse ou puissance tels que nous les avons évalués lors de sprints sur bicyclette ergométrique n'était lié avec les paramètres de performance dans les phases à vitesse quasi-maximale et de décélération lors du 100-m. Nous avons donc formulé l'hypothèse de l'intervention d'un facteur mécanique inhérent à la course à pied et non mesuré lors du pédalage : le cycle étirement-détente représenté par la raideur musculo-tendineuse du membre inférieur.

Mesurer la raideur du membre inférieur requiert des outils d'analyse dynamométrique (tapis de course ou plate-forme de force), rendant impossible l'évaluation de la raideur pendant la course en conditions de terrain, *a fortiori* aux allures maximales. Ceci explique pourquoi les études ayant traité de l'influence de la raideur sur la performance reportent une évaluation de ce paramètre en conditions de laboratoire, lors de sauts verticaux. Nous avons proposé et validé une nouvelle méthode de calcul de la raideur verticale et du membre inférieur lors de la course. Cette méthode, basée sur une modélisation des courbes  $F(t)$  par une fonction sinus, conformément aux lois physiques régissant les mouvements des systèmes masse-ressort

bondissants, permet les calculs de raideur à partir de paramètres mécaniques simples : les temps de contact et de vol, la vitesse de déplacement, la masse et la longueur du membre inférieur des sujets. Nous avons montré sa validité en la confrontant aux valeurs obtenues avec les méthodes de référence utilisant les outils de mesure dynamométrique, pour des vitesses de course faibles à maximales, sur tapis roulant comme sur plate-forme de force, chez des sujets non spécialistes et coureurs d'élite.

Dans la dernière partie de ce travail, nous avons utilisé la méthode préalablement validée lors d'expérimentations de terrain. Les liens raideur-performance ont ainsi été étudiés lors du 100-m et lors de la répétition de trois autres 100-m induisant une fatigue importante, chez des sujets non spécialistes. Grâce à un système d'analyse ambulatoire, les paramètres du modèle masse-ressort et la raideur ont été corrélés aux performances en sprint mesurées précisément par radar. Les résultats ont montré une absence de lien raideur-performance lors du premier 100-m, mais une corrélation significative entre la diminution de performance et la « détérioration » des paramètres du modèle masse-ressort : augmentation du déplacement vertical du centre de masse pendant le contact, perte de raideur verticale avec la fatigue induite par la répétition des sprints. Nous avons également constaté une stabilité de la raideur du membre inférieur quelque soit la vitesse de course ou la perte de performance en sprint, confirmant ainsi une constante de la littérature montrant que la raideur du membre inférieur est une propriété intrinsèque et pas influencée par la vitesse de course, ou le niveau de fatigue. Cette étude a permis d'autre part de réfuter l'hypothèse que nous avons formulée d'un lien raideur-performance dans les phases de course à vitesse maximale et de décélération lors d'un 100-m. La performance dans ces parties de la course reste donc obscure d'un point de vue physiologique (comme nous l'avons montré en introduction), mais également biomécanique. En revanche, nous avons pu montrer le lien significatif entre diminution de raideur verticale et de performance lors de sprints répétés. Ceci ouvre à notre sens les voies de recherche expérimentale suivantes :

- Quelle est la cause de cette perte de raideur ? (diminution d'activation musculaire, effets délétères de la fatigue physiologique sur la contraction...).
- Observerait-on ces mêmes évolutions lors du sprint de longue durée (200-m et 400-m) ? Dans ce cas le maintien de raideur verticale pourrait être considéré comme un facteur de performance dans ces disciplines.
- Un entraînement visant à limiter la perte de raideur lors de sprints répétés pourrait-il permettre d'améliorer la performance dans ces conditions d'exercice physique ?
- Si oui quelle serait le type optimal d' « entraînement à la raideur »

En effet, rechercher à limiter cette diminution de raideur verticale lors d'activités de sprints en condition de fatigue pourrait être intéressant dans le développement de la performance dans des disciplines sportives faisant intervenir des courses répétées à allure maximale, comme par exemple la plupart des sports collectifs.

We studied the mechanical parameters of power and musculo-tendinous stiffness of the lower limbs, and their relationships with 100m sprint running performance.

**To more properly measure the mechanical power output** of the legs during sprints on a friction loaded cycle ergometer, We developed a *post-hoc* correction method that takes into account the inertia of the flywheel. This method, based on a linear deceleration of the flywheel over time, requires measurements of only a few mechanical parameters measured during the sprint. We demonstrated the validity of this method by comparing maximal power values measured according to our model to those obtained using reference methods. Furthermore, We found, in accordance with data of the literature, that neglecting flywheel inertia leads to a significant underestimation of maximal power. This new method also allows for post-hoc correction of previously obtained experimental results that did not take flywheel inertia into account.

**In the second part of this thesis**, we measured force-velocity and power properties of sprint runners, in order to determine their influence on performance in the three main parts of the 100-m. Sprint performance was accurately measured using a radar device, and allowed us to produce instantaneous velocity curves. The results confirmed the significant relationship between power and acceleration phase performance. But, to the contrary, no mechanical parameter of force, velocity or power, as measured during sprints on cycle ergometer, was linked with constant velocity and deceleration phases performance. This may be the result of the important stretch-shorten cycle in running not being present in cycling exercise.

**The measurement of lower limb stiffness** has required dynamometrical analysis tools (force treadmill or force-plate), making it impossible to measure stiffness during overground running, *a fortiori* at the highest velocities. This may explain why studies dealing with the influence of stiffness on performance report measurements of this parameter in laboratory conditions, e.g. during submaximal running or during vertical jump tests. We proposed and validated a new calculation method for vertical and lower limb stiffness during running. This model, based on a  $F(t)$  curves modeling by a sine function, according to laws of physics for spring-mass bouncing systems, allows stiffness values calculation from few simple mechanical parameters : flight and contact times, forward running velocity, body mass and leg length. We demonstrated that the method is valid by comparing values obtained with the new method and with reference methods using dynamometrical tools. The validation was demonstrated for velocities ranging from very low to maximal, on both treadmill and force-plate, in athletic but non-specialized subjects to elite runners.

**In the last part of this thesis**, We used this new method during overground 100-m experiments. Stiffness-performance relationships were then studied during a typical 100-m, and during three more ones that induced fatigue, in non-specialized runners. With an ambulatory data acquisition system, spring-mass model parameters and stiffness were correlated with sprint performances measured by means of a radar device. The results did not show any correlation between stiffness and performance during the first 100-m, but a significant correlation between decrease in performance and an « impairment » of spring-mass parameters : increase in vertical motion of the center of mass, decrease in vertical stiffness, with fatigue induced by sprints repetition. We also observed a constancy of leg stiffness, whatever the velocity or the fatigue level, confirming an emerging principle in the literature that leg stiffness is an intrinsic property not influenced by velocity or fatigue level.

This study led us to disprove the hypothesis of a relationship between stiffness and 100-m sprint performance in maximal velocity and deceleration phases. As a consequence, the performance in these two parts of a 100-m remains obscure from a physiological point of view (as we have seen in introduction), but also from a biomechanical point of view. The significant relationship between the decrease in vertical stiffness and performance during repeated and fatiguing sprints addresses, in my opinion, the following questions, that may provide further insight :

- What is the cause of this decrease in vertical stiffness ? (decrease in muscular neural activation, negative effects of physiological fatigue on contraction...).
- Will we observe the same changes during long-lasting sprint events (200-m or 400-m) ? In this case, could the ability to maintain vertical stiffness be considered as a key factor of the performance ?
- Could a specific training aiming to limit the decrease in vertical stiffness during repeated sprints improve performance in such exercises ?
- If it is the case, what would be the optimal type of “stiffness training” ?

## **Conclusione generale**

Abbiamo studiato i parametri meccanici di potenza e stiffness degli arti inferiori, e le loro relazioni con la performance di sprint su distanze il 100-m.

**Considerando la potenza**, le misure sono state effettuate su sprint al cicloergometro a carico di frizione. Vista l'importanza di prendere in considerazione l'inerzia del volano nella misura di potenza massima, abbiamo proposto un metodo di correzione. Questo metodo, basato sulla decelerazione lineare del volano, richiede di conoscere alcuni parametri meccanici semplici di solito ottenuti in questo tipo di misure, e permette di ri-calcolare la potenza massima, integrando l'inerzia. Abbiamo mostrato la validità del metodo paragonando i valori ottenuti usando metodi di riferimento o questo nuovo metodo. Peraltro, abbiamo osservato che non tenere conto dell'inerzia da valori sottovalutati di potenza massima. Il nuovo metodo permetterà di riprendere in caso di necessità risultati ottenuti misurando la potenza su cicloergometro senza tenere conto dell'inerzia.

**Nella seconda parte** di questo lavoro, abbiamo misurato forza-velocità e potenza di sprinters per studiare la correlazione con le performance nelle tre parti della corsa sui 100-m, misurate precisamente con un radar. I risultati hanno confermato la relazione significativa tra potenza meccanica degli arti inferiori e la performance nella fase di accelerazione. Al contrario, nessun parametro meccanico, tale che misurati su cicloergometro, era correlato alla performance nelle fase di corsa a velocità massima e di decelerazione. Quindi, abbiamo formulato l'ipotesi di un intervento del parametro meccanico inerente alla corsa, assente nel ciclismo: il "stretch-shortening cycle", rappresentato dalla stiffness dell'arto inferiore.

**Misurare la stiffness** richiede dinamometri (treadmill, piattaforma di forza), rendendo impossibile valutare la stiffness in condizione di corsa sul campo, per sprinters che eseguono un esercizio alla massima velocità. Questo spiega perché alcuni studi trattando l'influenza della stiffness sulla performance riportano valori misurati in condizione di laboratorio, durante salti verticali. Abbiamo proposto e convalidato un nuovo metodo per calcolare vertical e leg stiffness durante la corsa. Questo metodo, basato su curve  $F(t)$  modellizzate per una funzione  $\sin$ , in accordo con le leggi della fisica per sistemi spring-mass rimbalzando, permette di calcolare stiffness con parametri semplici: tempi di contatto e di volo, velocità di corsa, massa corporea e lunghezza dell'arto inferiore. Ne abbiamo mostrato la validità paragonando valori ottenuti usando il metodo di riferimento (dinamometri) e valori ottenuti secondo il metodo proposto, per diverse velocità, fino a valori massimi, su nastrotrasportatore o piattaforma di forza, per soggetti non velocisti e mezzofondisti di buon livello.

Nell'ultima parte di questo lavoro, abbiamo utilizzato il metodo convalidato prima durante prove sul campo. Grazie ad un sistema di misura portatile, le relazioni tra stiffness e performance sono dunque state studiate su distanze di 100-m e con la ripetizione di scatti, che hanno causato alti livelli di fatica, per soggetti non velocisti. I risultati hanno mostrato un'assenza di relazione tra stiffness e performance per i primi 100-m. Al contrario, una relazione significativa è stata ricavata tra l'"attenuazione" delle caratteristiche spring-mass: aumento dello spostamento verticale del'CM, e diminuzione di vertical stiffness con la fatica causata dalla ripetizione di sprint. Abbiamo anche osservato la costanza di leg stiffness qualunque la velocità o il livello di performance, confermando ciò che afferma la letteratura che descrive la leg stiffness come una caratteristica intrinseca dell'arto inferiore indipendente dalla velocità, e dallo stato di fatica.

Peraltro, questo studio ci permette di confutare l'ipotesi formulata dell'esistenza di una relazione stiffness-performance durante le due ultime fasi di uno sprint sui 100-m. La performance in queste fasi rimane quindi oscura da un punto di vista meccanico. La relazione significativa tra diminuzione di stiffness e di performance con ripetizione di sprint ci pone i seguenti quesiti, che possono essere tante future vie di ricerca:

- Cosa causala la diminuzione nella vertical stiffness? (attivazione muscolare, effetti di fatica metabolica sui meccanismi di contrazione...).
- Riscontreremmo questi cambiamenti anche su sprint di lunga distanza (200-m o 400-m)? In questo caso, la vertical stiffness potrebbe essere considerata come un fattore caratterizzante la performance?
- Un allenamento specifico potrebbe permettere di aumentare la performance in condizione di sprint massimi? ripetuti?
- In questo caso, quale potrebbe essere il tipo ottimale di "vertical stiffness training"?

**BIBLIOGRAPHIE**



- Ae M.**, Ito A., Suzuki M., (1992), The men's 100 meters. *New Studies in Athletics*, 7(1): 47-52
- Ahmaidi S.**, Granier P., Taoutaou Z., Mercier J., Dubouchaud H., Prefaut C., (1996), Effects of active recovery on plasma lactate and anaerobic power following repeated intensive exercise. *Med Sci Sport Exer*, 28(4): 450-456
- Alexander R. M.**, Vernon A., (1975), The mechanics of hopping by kangaroos (*Macropodidae*). *J Zool*, 177: 265-303
- Alexander R. M.**, (1988), Elastic mechanisms in animal movement. *Cambridge University Press*, Cambridge, UK
- Alexander R. M.**, (1989), On the synchronization of breathing with running in wallabies (*Macropus* spp.) and horses (*Equus caballus*). *J Zool*, 218: 69-85
- Alexander R. M.**, (1992), A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philos Trans R Soc Lond*, B338: 189-198
- Aminian K.**, Rezakhanlou K., De Andres E., Fritsch C., Leyvraz P.-F., Robert P., (1999), Temporal feature estimation during walking using miniature accelerometers: an analysis of gait improvement after hip arthroplasty. *Med Biol Eng Comput*, 37: 686-691
- Aminian K.**, Najafi B., Büla C., Leyvraz P.-F., Robert P., (2002), Spatio-temporal parameters of gait measured by an ambulatory system using miniature gyroscopes. *J Biomech*, 35: 689-699
- Arampatzis A.**, Brüggemann G.P., Metzler V., (1999), The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech*, 32: 1349-1353
- Arsac L.M.**, (1995), Mécanique musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'Homme. Thèse de Doctorat. *Université Jean Monnet Saint-Etienne*
- Arsac L.M.**, Belli A., Lacour J.-R., (1996), Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 74: 100-106
- Arsac L.M.**, Locatelli E., (2002), Modeling the energetics of 100-m running by using speed curves of world champions. *J Appl Physiol*, 92: 1781-1788
- Asmussen E.**, Bonde-Petersen F., (1974a), Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand*, 91: 385-392
- Asmussen E.**, Bonde-Petersen F., (1974b), Apparent efficiency and storage of elastic energy in human muscles during exercise. *Acta Physiol Scand*, 92: 537-545
- Astrand P.O.**, Rodahl K., (1986), Textbook of work physiology. *McGraw-Hill Editions*, New-York
- Baker J.S.**, Bell W., (1994), Anaerobic performance and sprinting ability in elite male and female sprinters. *J Hum Movement Stud*, 27(5): 235-244
- Ballreich R.**, (1976), Model for estimating the influence of stride length and stride frequency on the time in sprint events. In Komi P.V. (Editeur), *Biomechanics V*. University Park Press, Baltimore: 208-212

- Bar-Or O.**, Dotan R., Inbar I., Rothstein A., Karlsson J., Tesch P., (1980), Anaerobic capacity and muscle type distribution in man. *Int J Sports Med*, 1: 82-85
- Bar-Or O.**, (1987), The Wingate anaerobic test. *Sports Med*, 4: 381-394
- Belli A.**, Lacour J.-R., (1989), Treadmill ergometer for power output measurement during sprint running. Proceedings, Abstract 391, *XII° International Congress of Biomechanics, Los Angeles, Californie, EU*
- Belli A.**, Bosco C., (1992), Influence of stretch-shortening cycle on mechanical behaviour of triceps surae during hopping. *Acta Physiol Scand*, 144: 401-408
- Belli A.**, Bui P., Berger A., Geysant A., Lacour J.-R., (1992), A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *J Biomech*, 34: 105-112
- Bland J.M.**, Altman D.G., (1986), Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 8: 307-310
- Blickhan R.**, (1989), The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech*, 22: 1217-1227
- Blonc S.**, Casas H., Duché P., Beaune B., Bedu M., (1998), Effect of recovery duration on the force-velocity relationship. *Int J Sports Med*, 19: 272-276
- Bogdanis C.G.**, Nevill M.E., Lakomy H.K.A., Boobis L.H., (1998), Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta Physiol Scand*, 163: 261-272
- Bosco C.**, Komi P.V., (1979a), Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscle. *Eur J Appl Physiol*, 41: 275-284
- Bosco C.**, Komi P.V., (1979b), Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand*, 106: 467-472
- Bosco C.**, Luhtanen P., Komi P.V., (1983), A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur J Appl Physiol*, 50: 273-282
- Bosco C.**, Rusko H., (1983), The effect of prolonged skeletal muscle stretch-shortening cycle on recoil of elastic energy and on energy expenditure. *Acta Physiol Scand*, 119: 219-224
- Bosco C.**, Tihanyi J., Latteri F., Fekete G., Apor P., Rusko H., (1986), The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand*, 128: 109-117
- Bosco C.**, (1992), L'évaluation de la force par le test de Bosco. *Società stampa sportiva, Rome*
- Bret C.**, (1998), Témoins et facteurs de l'aptitude au sprint court: la force musculaire et la concentration sanguine de lactate mesurée en fin de compétition. Mémoire de DEA. *Université Claude Bernard Lyon I*
- Bret C.**, Rahmani A., Messonnier L., Bourdin M., Bedu E., Lacour J.-R (2001), Relation entre la concentration sanguine de lactate mesurée en fin de compétition et la performance sur 100-m. *Science et Motricité*, 42: 24-28

- Bret C.**, Rahmani A., Dufour A.B., Messonnier L., Lacour J.-R., (2002), Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sport Med Phys Fit*, 42(3): 274-281
- Brooke M.H.**, Kaiser K.K., (1970), Muscle fibre types: how many and what kind. *Arch Neurol*, 23: 369-379
- Brüggemann G.P.**, Koszewski D., Müller H., (1999), Biomechanical Research Project Athens 1997. *Final Report. Meyer & Meyer Sport*, Oxord, UK
- Cavagna G.A.**, Saibene F.P., Margaria R., (1964), Mechanical work in running. *J Appl Physiol*, 19(2): 249-256
- Cavagna G.A.**, Saibene F.P., Margaria R., (1965), Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J Appl Physiol*, 20(1): 157-158
- Cavagna G.A.**, Komarek L., Mazzoleni S., (1971), The mechanics of sprint running. *J Physiol*, 217: 709-721
- Cavagna G.A.**, Citterio G., (1974), Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *J Physiol (Lond)*, 239: 1-14
- Cavagna G.A.**, (1975), Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol*, 39(1): 174-179
- Cavagna G.A.**, Heglund N.C., Taylor C.R., (1977), Mechanical work in terrestrial locomotion: two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *Am J Physiol*, 233: R243-R261
- Cheetham M.E.**, Williams C., (1985a), Blood pH and blood lactate concentration following maximal treadmill sprinting in man (Abstract). *J Physiol Lond*, 361: 79
- Cheetham M.E.**, Williams C., Lakomy H.K.A. (1985b), A laboratory sprint running test: metabolic responses of endurance and sprint trained athletes. *Br J Sports Med*, 19: 81-84
- Cheetham M.E.**, Boobis L.H., Brooks S., Williams C., (1986), Human muscle metabolism during sprint running. *J Appl Physiol*, 61(1): 54-60
- Chelly S.M.**, Denis C., (2001), Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc*, 33(2): 326-333
- Cooke W.H.**, Grandjean P.W., Barnes W.S., (1995), Effect of oral creatine supplementation on power output and fatigue during bicycle ergometry. *J Appl Physiol*, 78(2): 670-673
- Dalleau G.**, Belli A., Bourdin M., Lacour J.-R., (1998), The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol*, 77: 257-263
- Dalleau G.**, Belli A., Viale F., Lacour J.-R., Bourdin M., (2004), A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int J Sports Med*, 25: 170-176
- Delecluse C.**, Van Coppenolle H., Willems E., Diels R., Goris M., Van Leemputte M., Vuylsteke M., (1995), Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill. *J Hum Movement Stud*, 28: 87-101
- Denis C.**, Linossier M.-T., Dormois D., Padilla S., Geysant A., Lacour J.-R., Inbar O., (1992), Power and metabolic responses during supramaximal exercise in 100-m and 200-m runners. *Scand J Med Sci Sports*, 2: 62-69
- Di Prampero P.E.**, Mongoni P., (1981), Maximal anaerobic power in man, in *Jokl E. (Editeur). Medicine and Sport*, S. Krager, Basel: 38-44

- Dick F W.**, (1989), Developing and maintaining maximum speed in sprints over one year. *Athletics coach*, 23(1): 3-8
- Dickinson M.H.**, Farley C.T., Full R.J., Koehl M.A.R., Kram R., Lehman S. (2000), How animals move: an integrative view. *Science*, 288: 100-106
- Dillman C.J.**, (1975), Kinematic analysis of running. *Exercise and Sports Sciences Reviews*, 3: 193-218
- Dutto D.J.**, Smith G.A., (2002), Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sport Exerc*, 34: 1324-1331
- Esbjörnsson-Liljedhal M.**, Bodin K., Jansson E., (2002), Smaller muscle ATP reduction in women than in men by repeated bouts of sprint exercise. *J Appl Physiol*, 93: 1075-1083
- Falgairrette G.**, Billaut F., Giacomoni M., Ramdani S., Boyadjian A., (2004), Effect of inertia on performance and fatigue pattern during repeated cycle sprints in males and females. *Int J Sports Med*, 25: 235-240
- Farley C.T.**, Blickhan R., Taylor C.R., (1985), Mechanics of human hopping: model and experiments. *Am Zool*, 25: 54A
- 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. *J Appl Physiol*, 716: 2127-2132
- Farley C.T.**, Glasheen J., McMahon T., (1993), Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol*, 185: 71-86
- Farley C.T.**, Gonzalez O., (1996), Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech*, 29: 181-186
- Fenn W.O.**, Marsh B.S., (1935), Muscular force at different speeds of shortening. *J Physiol*, 85: 277-297
- Ferris D.**, Louie M., Farley C.T., (1998), Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc Lond*, 265: 898-994
- Fouquet R.**, Belli A., Jay J., Dumas J.C., Denis C., Louis P., Bonnefoy R., Rougny R., (1993), Système de mesure et d'exploitation de la puissance développée sur cycloergomètre. *Innov Tech Biol Med*, 14(6): 709-717
- Fujitsuka N.**, Yamamoto T., Ohkuwa T., Saito M, Miyamura M., (1982), Peak blood lactate after short periods of maximal treadmill running. *Eur J Appl Physiol*, 48: 289-296
- Gasser H.S.**, Hill A.V., (1924), The dynamics of muscular contraction. *Proc R Soc B*, 96: 398-437
- Gollnick P.D.**, Armstrong R.B., Saubert S.W., Piehl K., Saltin B., (1972), Enzyme activity and fiber composition in skeletal muscle of untrained and trained men. *J Appl Physiol*, 33: 312-319
- Goubel F.**, Linsel-Corbeil G., (1998), Biomécanique, éléments de mécanique musculaire. *Masson*, Paris

- Hautier C.A.**, Wouassi D., Arzac L.M., Bitanga E., Thiriet P. and Lacour J.-R., (1994) Relationships between postcompetition blood lactate concentration and average running velocity over 100-m and 200-m races. *Eur J Appl Physiol*, 68: 508-513
- Hautier C.A.**, Linossier M.-T., Belli A., Lacour J.-R., Arzac L.M., (1996), Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fiber type composition. *Eur J Appl Physiol*, 74: 114-118
- He J.P.**, Kram R., McMahon T.A., (1991), Mechanics of running under simulated low gravity. *J Appl Physiol*, 71: 863-870
- Henry F.M.**, Trafton J.R., (1951), The velocity curve of sprint running with some observations on the muscle viscosity factor. *Res Q*, 22: 409-422
- Henry F.M.**, (1954), Time-velocity equations and oxygen requirements of "all-out" and "steady-pace" running. *Res Q*, 25: 164-177
- Hermansen L.**, Osnes J.B., (1972), Blood and muscle pH after maximal exercise in man. *J Appl Physiol*, 32: 304-308
- Hermansen L.**, Orheim A., Sejersted O.M., (1984), Metabolic acidosis and changes in water and electrolyte balance in relation to fatigue during maximal exercise of short duration. *Int J Sports Med*, 5: 110-115
- Hill A.V.**, (1922), The mechanism of muscular contraction. *Physiol Rev*, 2: 310-341
- Hill A.V.**, (1938), The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc B*, 126: 136-195
- Hill A.V.**, (1951), The effect of series compliance on the tension developed in muscle twitch. *Proc Roy Soc B*, 138: 325-329
- Hill A.V.**, (1964), The effect of load on the heat of shortening of muscle. *Proc Roy Soc B*, 159: 297-318
- Hintzy F.**, (1999), Les facteurs mécaniques du rendement musculaire de la locomotion chez l'Homme en conditions maximale et sous-maximale. Thèse de Doctorat. *Université de Franche-Comté, Besançon*
- Hintzy F.**, Belli A., Grappe F., Rouillon J.D., (1999), Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non-isocinétique. *Sci Sport*, 14: 137-144
- Hirvonen J.**, Rehunen S., Rusko H, Harkonen M., (1987), Breakdown of high-energy phosphate compounds and lactate accumulation during short supramaximal exercise. *Eur J Appl Physiol*, 56: 253-259
- Hoffman K.**, (1971), Stature, leg length and stride frequency. *Track Tech*, 43: 1463-1469
- Hoyt R.W.**, **Weyand P.G.**, (1997), Advances in ambulatory monitoring: using foot contact time to estimate the metabolic cost of locomotion. *Emerging Technologies for Nutrition Research*, 315-343
- Hunter J.P.**, Marshall R.N., McNair P.J., (2004), Interaction of step length and step rate during sprint running. *Med Sci Sport Exerc*, 36(2): 261-271

- Huxley A.F.**, (1957), Muscle structures and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem*, 7: 255-318
- Huxley A.F.**, Niedergerke R., (1954), Interference microscopy of living muscle fibres. *Nature*, 173: 971-973
- Huxley H.E.**, Hanson J., (1954), Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173: 973-976
- Inbar O.**, Kaiser P., Tesch P., (1988), Relationships between leg muscle fiber type distribution and leg exercise performance. *Int J Sports Med*, 2: 154-159
- Ito A.**, Komi P.V., Sjödén B., Bosco C., Karlsson J., (1983), Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Med Sci Sport Exer*, 15: 299-308
- Jaskolska A.**, Goosens P., Veenstra B., Jaskolski A., Skinner J.S., (1999), Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output. *Int J Sports Med*, 20: 192-197
- Jeannin T.**, (2003), Mesure des paramètres mécaniques de la course sur tapis roulant et sur le terrain. Mémoire de DEA. *Université Jean Monnet Saint-Etienne*
- Jones N.L.**, Cartney N.M., Graham T., Spriet L.L., Kowalchuk J.M. Heigenhauser G.J.F., Sutton J.R., (1985), Muscle performance and metabolism in maximal isokinetic cycling at slow and fast speeds. *J Appl Physiol*, 59: 132-136
- Kaczowski W.**, Montgomery D.L., Taylor A.W., Klissouras V., (1982), The relationship between muscle fiber composition and maximal anaerobic power and capacity. *J Sport Med Phys Fit*, 22: 407-413
- Komi P.V.**, Rusko H., Vos J., Vihko V. (1977), Anaerobic performance capacity in athletes. *Acta Physiol Scand*, 100: 107-114
- Komi P.V.**, (1979), Neuromuscular performance: factors influencing force and speed production. *Scand J Sports Sci*, 1: 2-15
- Komi P.V.**, (1992), Stretch-shortening cycle. In Komi P.V. (Editeur), *Strength and power in sport*. Blackwell, Oxford: 169-179
- Kuitunen S.**, Avela J., Kyröläinen H., Nicol C., Komi P.V., (2002), Acute and prolonged reduction in joint stiffness after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol*, 88: 107-116
- Kunz H.**, Kaufmann D.A., (1981), Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. *Br J Sports Med*, 15: 177-181
- Kram R.**, Dawson T.J., (1998), Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos (*Macropus rufus*). *Comp Biochem Phys*, 120: 41-49
- Lacour J.-R.**, Bouvat E., Barthélémy J.-C., (1990), Post-competition blood lactate concentrations as indicators of anaerobic energy expenditure during 400-m and 800-m races. *Eur J Appl Physiol*, 61: 172-176
- Lakomy H.K.A.**, (1984), An ergometer for measuring the power generated during sprinting (Abstract). *J Physiol Lond*, 354: 33

- Lakomy H.K.A.**, (1986), Measurements of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics*, 29: 509-517
- Lakomy H.K.A.**, (1987a), The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics*, 30: 627-637
- Lakomy H.K.A.**, (1987b), Measurement of human power output in high intensity exercise. *Med Sport Sci*, 25: 46-57
- Latash M.L.**, Zatsiorsky V.M., (1993), Joint stiffness: myth or reality? *J Hum Movement Stud*, 12: 653-692
- Lee C.**, Farley C.T., (1998), Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *J Exp Biol*, 201: 2935-2944
- Linossier M.T.**, Dormois D., Fouquet R., Geysant A., Denis C., (1996), Use of the force-velocity test to determine the optimal braking force for a sprint exercise on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 74: 420-427
- Locatelli E.**, (1999), Energétique générale de la course de sprint court – Influence de la morphologie. Thèse de Doctorat. *Université Claude Bernard Lyon I*
- Luhtanen P.**, Komi P.V., (1978), Mechanical factors influencing running speed. In *Asmussen E. et Jörgensen K. (Editeurs), Biomechanics VI-B. University Park Press, Baltimore: 23-29*
- Luhtanen P.**, Komi P.V., (1980), Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running and jumping. *Eur J Appl Physiol*, 44: 279-289
- Mann R.**, Herman J., (1985), Kinematic analysis of Olympic sprint performance: men's 200 meters. *Int J Sport Biomech*, 1: 151-162
- Marey J.E.**, (1894), Le mouvement. *Réédition Editions Jacqueline Chambon, Nîmes, 2002*
- Marey J.E.**, Demeny G. (1885), Physiologie, locomotion humaine, mécanisme du saut. *Comptes rendus des séances de l'Académie des Sciences*, 101: 489-494
- Margarita, R.**, Aghemo P., Rovelli E., (1966), Measurement of muscular power (anaerobic) in man. *J Appl Physiol*, 21: 1662-1664
- McMahon T.A.**, Valliant G., Frederick E.C., (1987), Groucho running. *J Appl Physiol*, 62: 2326-2337
- McMahon T.A.**, Cheng G.C., (1990), The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech*, 23(S1): 65-78
- Mercier J.**, Mercier B., Prefaut C., (1991), Blood lactate increase during the force velocity test. *Int J Sports Med*, 12(1): 17-20
- Mero A.**, Luhtanen P., Viitasalo J.T., Komi P.V., (1981), Relationships between the maximal running velocity, muscle fiber characteristics, force production and force relaxation of sprinters. *Scand J Sports Sci*, 3(1): 16-22
- Mero A.**, Luhtanen P., Komi P.V., (1983), A biomechanical study of the sprint start. *Scand J Sports Sci*, 5(1): 20-28

- Mero A.**, Komi P.V., (1986), Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol*, 55: 553-561
- Mero A.**, Komi P.V., (1987), Electromyographic activity in sprinting at speeds ranging from sub-maximal to supra-maximal. *Med Sci Sport Exerc*, 19(3): 266-274
- Mero A.**, Komi P.V., (1990), Reaction time and electromyographic activity during a sprint start. *Eur J Appl Physiol*, 61: 73-80
- Mero A.**, Komi P.V., Gregor R.J., (1992), Biomechanics of sprint running. *Sports Med*, 13(6): 376-392
- Moravec P.**, Ruzicka J., Susanka P., Dostal E., Kodejs M., Nosek M., (1988), The 1987 IAAF Scientific Project Report: time analysis of the 100 meters events at the II World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics*, 3: 61-96
- Morin J.-B.**, (2001), Paramètres mécaniques de la performance en sprint chez des sujets entraînés. Mémoire de DEA, *Université Jean Monnet Saint-Etienne*
- Morin J.-B.**, Hintzy F., Belli A., Grappe F., (2001), Mechanical power of lower limbs and sprint running performance, Proceedings, VI° Congress of the European College of Sport Science, Cologne 24-27 Juillet: p. 1119
- Morin J.-B.**, Hintzy F., Belli A., Grappe F., (2002), Relations force-vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés. *Sci Sport*, 17(2): 78-85
- Morin J.-B.**, Belli A., (2002), Mechanical muscular parameters influencing 100-m performances in trained athletes, Proceedings, VII° Congress of the European College of Sport Science, Athènes
- Morin J.-B.**, Jeannin T., Belli A., (2003), A simple method for field assessment of stiffness during running, Proceedings, VIII° Congress of the European College of Sport Science, Salzburg
- Morin J.-B.**, Belli A., (2003), Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100-m chez des athlètes entraînés. *Sci Sport*, 18: 161-163
- Morin J.-B.**, Belli A., (2004), A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer. *J Biomech*, 37: 141-145
- Morin J.-B.**, Dalleau G., Kyröläinen H., Jeannin T., Belli A., (sous presse), A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech*
- Nadeau M.**, Cuerrier J.P., Brassard A., (1983), The bicycle ergometer for muscle power testing. *Can J Appl Sport Sci*, 8: 41-46
- Nilsson J.**, Thorstensson A., (1989), Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiol Scand*, 136(2): 217-227
- Nummela A.**, Vuorimaa T., Rusko H., (1992), Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *J Sport Sci*, 10: 217-228
- Nummela A.**, Rusko H., Mero A., (1994), EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Med Sci Sports Exerc*, 26: 605-609



- Nummela A.**, Rusko H., (1995), Time course of anaerobic and aerobic energy expenditure during short-term exhaustive running in athletes. *Int J Sports Med*, 16(8): 522-527
- Nummela A.**, Stray-Gundersen J., Rusko H., (1996), Effect of fatigue on stride characteristics during a short-term maximal run. *J Appl Biomech*, 12: 151-160
- Odland L.M.**, MacDougall J.D., Tarnopolsky M.A., Elorriaga A., Borgmann A., (1997), Effect of oral creatine supplementation on muscle [PCr] and short-term maximum power output. *Med Sci Sport Exerc*, 29(2): 216-219
- Pirnay F.**, Crielaard J.M., (1979), Mesure de la puissance anaérobie alactique. *Med Sport*, 53: 13-16
- Romeyer F.**, (2002), Mise au point d'un locomètre de précision. Rapport de stage, ISTASE, Saint-Etienne
- Ross A.**, Leveritt M., Riek S., (2001), Neural influences on sprint running. *Sports Med*, 31(6): 409-425
- Saibene F.**, Minetti A.E., (2003), Biomechanical and physiological aspects of legged locomotion in humans. *Eur J Appl Physiol*, 88: 297-316
- Sargeant A.J.**, (1994), Human power output and muscle fatigue. *Int J Sports Med*, 15: 116-121
- Sargent D.A.**, (1921), The physical test of a man. *Am Phys Ed Rev*, 26: 188-194
- Seck D.**, Vandewalle H., Decrops N., Monod H., (1995), Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *Eur J Appl Physiol*, 70: 161-168
- Shorten M.R.**, (1987), Muscle elasticity and human performance. *Med Sport Sci*, 25: 1-18
- Tesch P.**, Sjödin B., Thorstensson A., Karlsson J., (1978), Muscle fatigue and its relation to lactate accumulation and LDH activity in man. *Acta Physiol Scand*, 103: 413-420
- Thorstensson A.**, Grimby G., Karlsson J., (1976), Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J Appl Physiol*, 40(1): 12-16
- Thys H.**, Faraggiana T., Margaria R., (1972), Utilization of muscle elasticity in exercise. *J Appl Physiol*, 32: 491-494
- Tibshirani R.**, (1997), Who is the fastest man in the world ? *Am Stat*, 51(2): 106-111
- Van Ingen Schenau G.J.**, van-Woensel W.W., Boots P.J.M., Snackers R.W., de-Groot G., (1990), Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *Eur J Appl Physiol*, 61: 11-19
- Van Ingen Schenau G.J.**, Jacobs R., de Koning J.J., (1991), Can cycle power predict sprint running performance ?. *Eur J Appl Physiol*, 63: 255-260
- Van Ingen Schenau G.J.**, De Koning J.J., De Groot G., (1994), Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating. *Sports Med*, 17(4): 259-75
- Van Ingen Schenau G.J.**, Bobbert M.F., de Haan A., (1997), Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle?. *J Appl Biomech*, 13: 389-415

- Vandewalle H.**, Pérès G., Monod H., (1983), Relations force-vitesse lors d'exercices cycliques réalisés avec les membres supérieurs. *Motricité Humaine*, 2: 22-25
- Vandewalle H.**, Pérès G., Heller J., Panel J., Monod H., (1987a), Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol*, 56: 650-656
- Vandewalle H.**, Pérès G., Monod H., (1987b), Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med*, 4: 268-289
- Volkov N.I.**, Lapin V.I., (1979), Analysis of the force-velocity curve in sprint running. *Med Sci Sports*, 11(4): 332-337
- Weyand P.G.**, Sternlight D.B., Bellizzi M., Wright S., (2000), Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol*, 89 : 1991-1999
- Weyand P.G.**, Kelly M., Blackadar T., Darley J.D., Oliver S.R., Ohlenbusch N.E., Joffe S.W., Hoyt R.W., (2001), Ambulatory estimates of maximal aerobic power from foot-ground contact times and heart rates in running humans. *J Appl Physiol*, 91: 451-458
- Wilkie D.R.**, (1950), The relation between force and velocity in human muscle. *J Physiol*, 110: 249-280
- Williams J.H.**, Barnes W.S., Signorile J.F., (1988), A constant-load ergometer fore measuring peak power output and fatigue. *J Appl Physiol*, 65(5): 2343-2348
- Winter D.A.**, (1979), Biomechanics of human movement. *Wiley Interscience*
- Wood G.A.**, (1987), Biomechanical limitations to sprint running. *Med Sport Sci*, 25: 58-71
- Wouassi D.**, Mercier J., Ahmaidi S., Brun J.F., Mercier B., Orsetti A., Prefaut C., (1997), Metabolic and hormonal responses during repeated bouts of brief and intense exercise: effect of pre-exercise glucose ingestion. *Eur J Appl Physiol*, 76: 197-202

# ANNEXES

## **REVUES INTERNATIONALES INDEXEES SCIENCE CITATION INDEX**

- **ANNEXE I** : Morin et al., Science et Sports, 2002
- **ANNEXE II** : Morin et Belli, Science et Sports, 2003
- **ANNEXE III** : Morin et Belli, Journal of Biomechanics, 2004
- **ANNEXE IV** : Morin et al., Journal of Applied Biomechanics, 2005
- **ANNEXE V** : Morin et al., International Journal of Sports Medicine, sous presse 2005

## **REVUES NON INDEXES A COMITE DE LECTURE**

- **ANNEXE VI** : Morin J.B., Revue de l'Association des Entraîneurs Français d'Athlétisme, Juillet 2003

## **ACTES DE CONGRES INTERNATIONAUX**

- **ANNEXE VII** : Résumé pour communication affichée et poster, 6<sup>ème</sup> congrès annuel, European College of Sport Science, Cologne, 2001
- **ANNEXE VIII** : Résumé pour communication orale, 7<sup>ème</sup> congrès annuel, European College of Sport Science, Athènes, 2002
- **ANNEXE IX** : Résumé pour communication orale et 3<sup>ème</sup> prix Young Investigator Award, 8<sup>ème</sup> congrès annuel, European College of Sport Science, Salzburg, 2003
- **ANNEXE X** : Résumé pour communication affichée et poster, 9<sup>ème</sup> congrès annuel, European College of Sport Science, Clermont-Ferrand, 2004

## *ANNEXE I*

**Morin J.-B., Hintzy F., Belli A., Grappe F., (2002),**

Relations force-vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés.

*Science et Sports*, 17(2): 78-85

Science &amp; Sports 2002; 17: 1-8

© 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés

S0765-1597(02)00124-7/FLA

Article original

## Relations force–vitesse et performances en sprint chez des athlètes entraînés

Jean-Benoît Morin<sup>1\*</sup>, Frédérique Hintzy<sup>1</sup>, Alain Belli<sup>1</sup>, Frédéric Grappe<sup>2</sup><sup>1</sup> Laboratoire de physiologie-GIP exercice, C.H.U. St-Jean-Bonnefonds Pavillon 12, 42055 Saint-Etienne cedex 2, France; <sup>2</sup> Laboratoire des sciences du sport, UFR STAPS, place St-Jacques, 25000 Besançon, France

(Reçu le 15 mars 2001 ; accepté le 10 octobre 2001)

### Résumé

**Objectifs** – Le but de cette expérimentation était d'étudier les relations entre les variables mécaniques de force, vitesse et puissance maximales développées lors de sprints courts sur bicyclette ergométrique et les performances chronométriques lors de départs en starting-blocks en sprint en course à pied chez des sujets sprinters masculins entraînés.

**Méthodes** – Sept sprinters espoir de niveau interrégional ont réalisé dans un ordre aléatoire trois sprints de 6 s sur bicyclette ergométrique contre des forces de friction de 0,4, 0,6 et 0,8 N.kg<sup>-1</sup> ainsi que trois départs en starting-blocks sur 30 m. Les valeurs maximales de force, de vitesse et de puissance développées sur bicyclette ergométrique et les temps à 5, 10 et 30 m en sprint ont été mesurés.

**Résultats** – Les vitesses moyennes entre 5 et 10 m et à 10 m sont significativement proportionnelles à la puissance maximale relative à la masse corporelle ( $r = 0,931$ ;  $p < 0,01$  et  $r = 0,886$ ;  $p < 0,01$  respectivement).

**Conclusion** – La puissance maximale relative à la masse corporelle (i.e., l'explosivité) des membres inférieurs mesurée lors de sprints sur bicyclette ergométrique semble être un facteur déterminant lors du début de la mise en action en sprint (entre 5 et 10 m) chez ces athlètes. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

cycloergomètre / puissance mécanique externe / relations force–vitesse / sprint / vitesse de course

### Summary – Force–velocity relationships and sprint running performances in trained athletes.

**Purpose** – The purpose of the present study was to examine the relationships between mechanical values (maximal velocity, force and power) generated on a cycle ergometer and sprint performance during the acceleration phase of a sprint start, using starting-blocks in trained male athletes.

**Methods** – 7 male athletes volunteered to perform in a randomised order three 6 s sprints on a cycle ergometer against 0.4, 0.6 and 0.8 N.kg<sup>-1</sup> resistive loads and three 30 m sprint starts. Maximal values of force, velocity and power generated on cycle ergometer and 5, 10 and 30 m times were recorded.

**Results** – Average running speeds between 5 and 10 m and at 10 m were significantly related to maximal power per body mass ( $r = 0.931$ ;  $p < 0.01$  and  $r = 0.886$ ;  $p < 0.01$ , respectively).

**Conclusion** – Maximal power of the lower limbs related to body mass (measured during sprints on a cycle ergometer) seems to be a determinant variable for the very beginning of the initial acceleration phase (between 5 and 10 m) in sprint running, in this athletes group. © 2002 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS

cycle ergometer / force–velocity relationships / mechanical power output / running speed / sprint running

\* Correspondance et tirés à part : laboratoire de physiologie-GIP exercice, C.H.U. St-Jean-Bonnefonds Pavillon 12, 42055 Saint-Etienne cedex 2, France.

Adresse e-mail : Jean.Benoit.Morin@univ-st-etienne.fr (J.-B. Morin).

## 1. INTRODUCTION

Lors du départ avec starting-blocks pour un 100 m plat, les sprinters de haut niveau passent d'une vitesse nulle à des vitesses instantanées d'environ  $11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (environ  $40 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) en trois à quatre secondes [28]. Cette phase du sprint, couramment appelée mise en action, s'étend de la poussée dans les starting-blocks après réaction au signal sonore, à l'atteinte de la vitesse maximale de course, sur des distances de 35 à 40 m environ [11, 19, 23]. La vitesse de course est alors plus ou moins décroissante jusqu'à la fin de la course. Des corrélations entre les temps sur les premiers mètres de course et la performance finale [19, 23] ont montré que le départ est la phase déterminante de la performance en sprint. Les analyses du sprint le décomposent le plus souvent en trois phases [11, 19, 28]. La première phase appelée accélération initiale s'étend de 0 à 10 m environ. Le sprinter doit alors fortement accélérer sa masse corporelle, et donc produire une force importante. La deuxième phase est marquée par une accélération plus modérée et la recherche de la vitesse maximale de course, atteinte entre 36 et 40 m environ soit au bout de 3 à 4 s [10, 19]. La troisième phase s'étend de l'atteinte de la vitesse maximale à la fin de la course. Durant cette phase, la vitesse de course demeure constante puis tend à diminuer. Au cours de la première et de la deuxième phase du sprint, la force produite par les membres inférieurs tend à diminuer, alors que la vitesse gestuelle augmente [19].

La nature de cet effort maximal d'explosivité des membres inférieurs chez les sprinters de haut niveau pourrait être comparée à l'explosivité développée par les muscles extenseurs des membres inférieurs lors d'un test de force-vitesse sur bicyclette ergométrique. En effet, la relation force-vitesse permet de déterminer de manière indirecte les propriétés mécaniques musculaires des membres inférieurs des sportifs lors d'efforts de très courte durée [14, 20, 21, 25–27]. Lors de sprints sur bicyclette ergométrique, la force motrice ( $F$ ) produite est maximale dès les premiers coups de pédale, et diminue ensuite. La vitesse de pédalage ( $V$ ) augmente parallèlement pour atteindre une valeur maximale, se stabiliser, et diminuer après 5 à 6 s. La puissance mécanique externe ( $P$ ), produit des deux précédentes variables, décrit une évolution de type parabolique au cours du sprint, avec une valeur de puissance maximale atteinte en 3 à 4 s [1, 2, 14], soit une évolution comparable à celle de la vitesse en course à pied sur des sprints de durées similaires. Les trois grandeurs de force, de vitesse et de puissance étant primordiales lors d'efforts explosifs de sprint, une relation pourrait être attendue entre les valeurs obtenues lors de tests force-vitesse sur bicyclette ergométrique et la performance en sprint en course à pied. Ainsi, l'analogie entre l'évolution des paramètres mécaniques de force, vitesse et puissance lors de ces deux types d'efforts nous permet

de penser que les mêmes qualités musculaires sont mises en jeu lors d'un test de départ de sprint sur bicyclette ergométrique et lors d'un départ de 30 m en course à pied sur piste. Cette étude a pour but d'étudier les relations entre les variables mécaniques de force, vitesse et puissance mécanique externe mesurées lors de sprints sur cycloergomètre (tests de force-vitesse), et les performances chronométriques lors de sprints en course à pied avec départs en starting-blocks pour une population d'athlètes espoirs pratiquant le sprint en compétition.

## 2. MÉTHODES

### 2.1. Sujets

Sept athlètes espoirs masculins ont pris part à cette étude. Leurs âge, taille et masse étaient respectivement de (moyenne  $\pm$  écart-type)  $22 \pm 1$  ans,  $182,3 \pm 4,9$  cm et  $78,8 \pm 2,1$  kg. Ils avaient un niveau interrégional dans les disciplines de sprint court, haies et saut en longueur. Après avoir été informés de la nature et des buts de l'étude, ils ont donné leur consentement par écrit.

### 2.2. Protocole expérimental

Les sujets ont été séparés de façon aléatoire (leurs masses, âges et tailles n'étaient pas significativement différents) en deux groupes afin de réaliser les tests sur bicyclette ergométrique et en course à pied sans effet d'ordre (i.e., un groupe commençait par la bicyclette, puis, après une heure, continuait par la course à pied, l'autre faisant l'inverse). Les deux tests ont été réalisés durant la même journée, en période de compétitions hivernales d'athlétisme en salle. Les athlètes ont confirmé ne pas être blessés le jour de l'expérimentation.

#### 2.2.1. Test de force-vitesse sur bicyclette ergométrique

L'échauffement standardisé consistait à 1) régler individuellement les dimensions de la bicyclette (i.e., hauteur et recul de selle) [21], 2) pédaler 3 min à 60 rpm contre une charge faible (inférieure à 20 N) et 3) effectuer 3 sprints de 3 à 4 s contre des résistances faibles, entrecoupés de 3 min de récupération. Avant de commencer les tests, les sujets ont récupéré durant dix minutes, en pratiquant quelques étirements. Trois sprints de 6 s ont été réalisés dans un ordre aléatoire contre des forces de friction de 0,4, 0,6 et  $0,8 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ . En effet, comme l'ont montré des études précédentes [1, 2, 14, 24, 25] ces charges de friction permettent aux sujets de développer des valeurs optimales de forces et de vitesses, ainsi que d'atteindre des puissances maximales sur bicyclette ergométrique. Cinq minutes de repos passif ont été imposées entre chaque sprint. Les pédales n'étaient pas munies de cale-pieds, la production mécanique de chaque jambe était ainsi indépendante

[1, 2]. Le sujet débutait le sprint en position assise sur la selle. Au signal donné par l'expérimentateur, il devait pédaler le plus vite possible durant 6 s, en gardant les fesses sur la selle, la pédale avant formant un angle de  $45^\circ$  avec la verticale vers l'avant. Cette jambe avant a été choisie par chaque sujet, et restait identique pour tous les sprints. Les sujets ont été vigoureusement encouragés au cours de leurs efforts.

### 2.2.2. Sprint en course à pied

L'échauffement a consisté en une course à allure lente ( $10\text{--}12\text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$ ) de 6 min suivie d'accélération progressives sur 20 m, répétées trois fois. Les athlètes ont ensuite récupéré, au moins durant 5 min en pratiquant des étirements passifs, pendant que les consignes de l'exercice leur étaient données. Les sprints ont été effectués sur 30 m sur une piste « indoor » en Tartan©, avec un départ en starting-blocks. Cette distance de 30 m permettait d'atteindre une vitesse quasi maximale de course [11, 19], en environ 4 s [28]. Une récupération passive de 5 min séparait chaque sprint. Le départ du sprint a été pris de façon volontaire par chaque coureur sans signal sonore des expérimentateurs. Le temps total du sprint ne prenait donc pas en compte le temps de réaction au signal sonore.

## 2.3. Matériel et mesures

### 2.3.1. Test de force-vitesse sur bicyclette ergométrique

L'évaluation des qualités de force, vitesse et puissance mécanique externe développées par les sujets a été réalisée grâce à une bicyclette ergométrique non-isocinétique de type Monark 818 E (Stockholm, Suède) à courroie de friction et volant d'inertie d'une masse de 22,5 kg. La bicyclette était équipée d'un pédalier de 52 dents et d'une roue libre de 14 dents. Les manivelles mesuraient 0,170 m et le diamètre du volant d'inertie permet le déplacement linéaire de 6 m par tour de pédale. Une jauge de contrainte et un codeur incrémental ont été ajoutés sur cette bicyclette ergométrique modifiée [1, 2]. Cette jauge (Interface MFG type, Scottsdale, AZ, USA) permettait une mesure précise de la force de friction de la courroie (Fig. 1). L'étalonnage de la jauge a été réalisé préalablement à l'expérimentation en suspendant une masse étalonnée de 2 kg à la courroie de friction correspondant à une valeur de force de 19,62 N mesurée par la jauge. Le déplacement du volant était mesuré grâce à un codeur numérique à incrément (Hengstler RIS IP50, 100 pts.tour<sup>-1</sup>, Aldingen, Allemagne) fixé sur une roue de 64 mm de diamètre placée en contact avec la périphérie du volant. La précision du codeur était de 3300 points par tour de pédale. Les signaux de force et de déplacement ont été échantillonnés sur un PC à une fréquence de 50 Hz sur une période de 6 s.

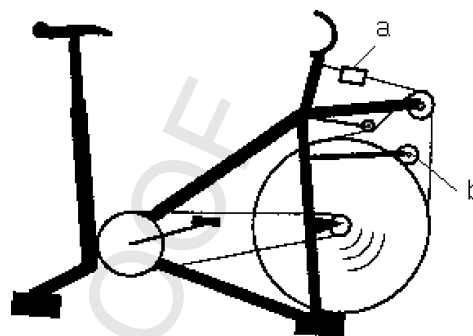


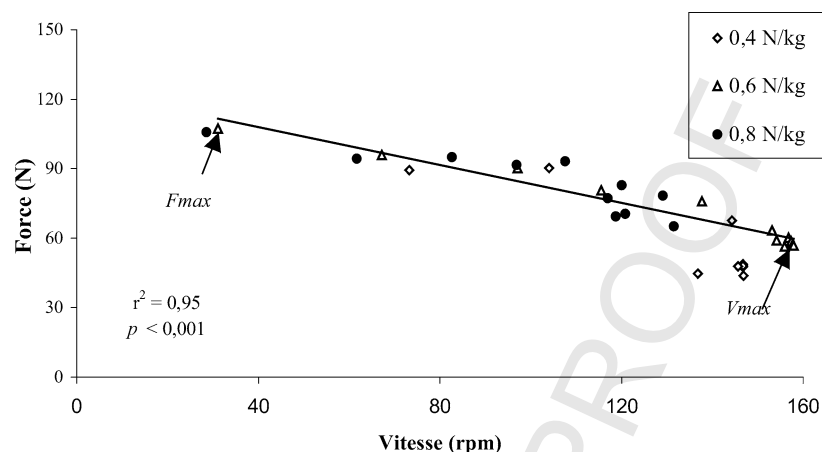
Figure 1. Vue de profil de la bicyclette ergométrique non-isocinétique munie d'une jauge de contrainte (a) et d'un codeur incrémental (b) (modifié d'après Arsac et al. [1]).

La vitesse (en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) et l'accélération (en  $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$ ) du volant étaient respectivement obtenues par simple puis double dérivation du signal de déplacement. La force d'inertie était calculée en multipliant l'accélération par l'inertie du volant, cette dernière ayant préalablement été déterminée par la méthode proposée par Lakomy [14]. La force totale (en  $\text{N}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) était la somme de la force d'inertie et de la force de friction mesurée par la jauge de contrainte, rapportée à la masse des sujets. La puissance instantanée (en W) était le produit de la force totale par la vitesse du volant. Lors de chaque sprint, la force, la vitesse et la puissance étaient enfin moyennées par coup de pédale, un coup de pédale étant défini par une demi-rotation du pédalier au cours de laquelle l'extension complète du membre inférieur amène la pédale de la position verticale haute à son point mort bas.  $F_{\text{max}}$ ,  $V_{\text{max}}$  et  $P_{\text{max}}$  correspondent respectivement aux forces, vitesses et puissances maximales moyennées par coup de pédale. La puissance maximale relative à la masse corporelle des sujets ( $P_{\text{max}}\cdot\text{kg}^{-1}$ ) était exprimée en  $\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$ . Les temps mis pour atteindre  $P_{\text{max}}$  et  $V_{\text{max}}$  (respectivement  $t P_{\text{max}}$  et  $t V_{\text{max}}$ ) étaient exprimés en secondes.

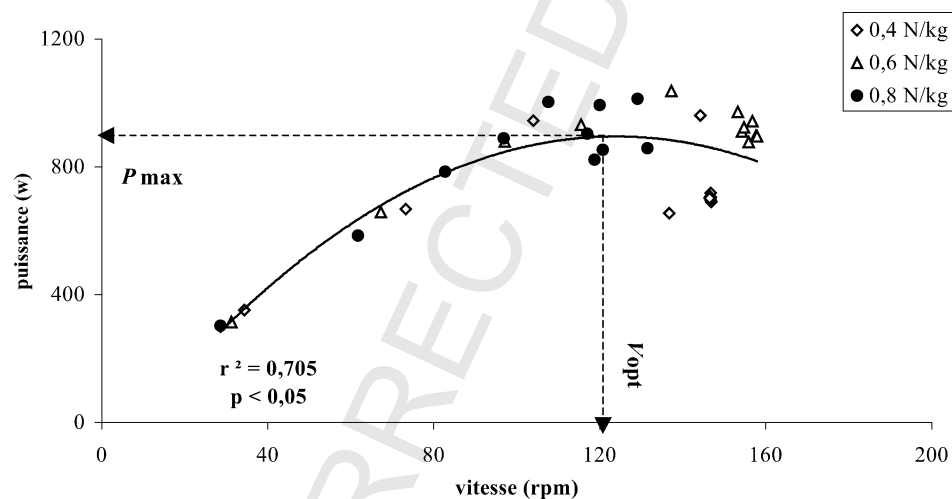
Les relations force-vitesse (Fig. 2) et puissance-vitesse (Fig. 3) ont été décrites respectivement par une régression linéaire et par une régression polynomiale du 2<sup>ème</sup> degré, conformément à la méthode développée par Arsac [1, 2]. La puissance maximale ( $P_{\text{max}}$ ) et la vitesse  $V_{\text{opt}}$  lui correspondant ont été obtenues par dérivation mathématique de cette régression polynomiale puissance-vitesse.

### 2.3.2. Sprint en course à pied

Lors de leurs sprint, les athlètes portaient des chaussures à pointes d'athlétisme. Les blocks arrière des starting-blocks étaient munis d'une bande de pression reliée au système de chronométrage, qui déclenchait le chronomètre lors de la pression du pied arrière dans son block. Le matériel de chronométrage était constitué de trois paires de cellules photo-électriques (Péquignet, France) reliées par liaison UHF/VHF à un chronomètre (Tag Heuer CP



**Figure 2.** Relation typique entre les valeurs moyennes par coup de pédale de force (N) et de vitesse (rpm) au cours de trois sprints de 6 s contre des résistances de 0,4, 0,6 et 0,8 N.kg<sup>-1</sup> sur la bicyclette ergométrique.



**Figure 3.** Relation typique entre la vitesse (rpm) et la puissance (W) au cours de trois sprints contre des résistances de 0,4, 0,6 et 0,8 N.kg<sup>-1</sup> sur la bicyclette ergométrique.

502, Suisse). Le chronomètre recevait les signaux de la bande de pression et des ruptures de faisceaux entre deux cellules disposées face à face, de chaque côté du couloir (distance de 1,22 m) à une hauteur fixe de 1,10 m soit environ la hauteur du centre de gravité des sujets. Les temps à 5, 10 et 30 m ont ainsi été déterminés avec une précision d'un millièmètre de seconde pour chaque sprint et pour chaque sujet.

Les variables retenues pour cette étude ont été les temps (en s) entre 0 et 5 m ( $t_5$ ), entre 0 et 10 m ( $t_{10}$ ), entre 0 et 30 m ( $t_{30}$ ), ainsi que les temps dans les intervalles de distance ( $t_{5-10}$ ,  $t_{10-30}$  et  $t_{5-30}$ ). Les vitesses moyennes (en m.s<sup>-1</sup>) ont été obtenues en divisant les distances par

les temps (ex :  $V_{moy0-30} = 30/t_{30}$ ). Le sprint qui donnait lieu au meilleur temps sur 30 m a été retenu pour l'analyse des données.

## 2.4. Analyses statistiques

Le faible nombre de sujets composant la population étudiée ( $n = 7$ ) ne permettait pas d'affirmer si cette population était normalement distribuée, notamment en ce qui concerne les variables anthropométriques, un test z de corrélation a alors été effectué pour confirmer la corrélation et le degré de significativité entre les variables concernées. Des régressions linéaires ont été réalisées



entre les variables mesurées sur cycloergomètre et en course à pied ainsi que les variables anthropométriques (méthode des moindres carrés). Le seuil de significativité a été fixé à  $p < 0,05$ .

### 3. RÉSULTATS

#### 3.1. Test de force-vitesse sur bicyclette ergométrique

Des relations force-vitesse linéaires significatives ont été obtenues avec un coefficient de détermination ( $r^2$ ) compris entre 0,56 et 0,95 ( $p < 0,01$ ). Les coefficients de détermination des relations polynomiales du 2<sup>ème</sup> degré puissance-vitesse étaient aussi significatifs et compris entre 0,28 et 0,81 ( $p < 0,05$ ).

Les valeurs moyennes et les écart-types de  $F_{\max}$ ,  $V_{\max}$ ,  $P_{\max}$ ,  $V_{\text{opt}}$ ,  $P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$  sont présentées dans le Tableau I.

#### 3.2. Sprint en course à pied

La Fig. 4 présente les performances moyennes des sujets lors du sprint sur 5, 10 et 30 m. Les vitesses moyennes  $V_{\text{moy}0-5}$ ,  $V_{\text{moy}0-10}$ ,  $V_{\text{moy}0-30}$ ,  $V_{\text{moy}5-10}$ , et  $V_{\text{moy}10-30}$  sont présentées dans le Tableau I.

#### 3.3. Corrélations entre les tests de sprint

Aucune corrélation significative n'a été observée entre l'âge et les caractéristiques anthropométriques (taille,

masse, masse grasse) des sujets d'une part et leurs performances en sprint (bicyclette ergométrique ou course à pied) d'autre part.

Les corrélations entre les variables mesurées lors des sprints sur bicyclette ergométrique et en course à pied sont présentées dans le Tableau II. Le résultat principal de cette étude est la relation inverse significative entre la  $P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$  et la vitesse moyenne à 10 m ( $p < 0,01$ ), présentée dans la Fig. 5 et entre 5 et 10 m ( $p < 0,01$ ), présentée dans la Fig. 6.

### 4. DISCUSSION

#### 4.1. Force-vitesse sur bicyclette ergométrique

Le fait que des relations significatives linéaires entre la force et la vitesse ( $p < 0,01$ ) et polynomiales du second degré entre la vitesse et la puissance ( $p < 0,05$ ) puissent être établies dans cette étude, comme lors d'études précédentes [2, 12, 13] montre que ce modèle d'évaluation est reproductible et correspond bien aux caractéristiques mécaniques d'un effort musculaire de type explosif. Les valeurs de  $F_{\max}$ ,  $V_{\max}$ ,  $P_{\max}$  et  $P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$  produites par les sujets sont conformes à celles rencontrées dans la lit-

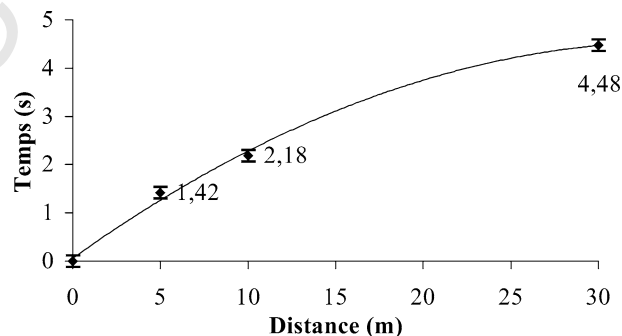


Figure 4. Temps moyens  $\pm$  écart-type (en s) à 5, 10 et 30 m lors d'un départ en sprint en course à pied.

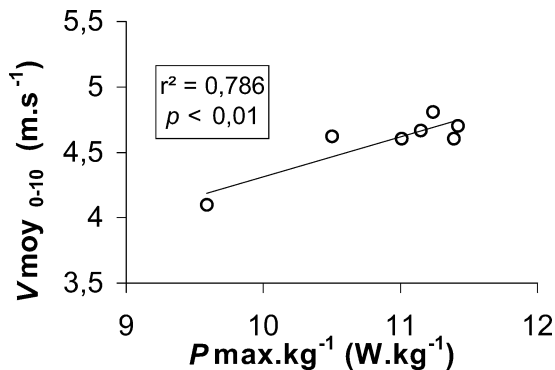
Tableau I. Valeurs moyennes  $\pm$  écart-type des variables mesurées sur bicyclette ergométrique et lors de départs en starting-blocks

Sprint sur bicyclette ergométrique		Sprint en course à pied	
$V_{\max}$ (rpm)	165 $\pm$ 19	$V_{\text{moy}0-5}$ (m.s <sup>-1</sup> )	3,53 $\pm$ 0,07
$F_{\max}$ (N.kg <sup>-1</sup> )	1,21 $\pm$ 0,07	$V_{\text{moy}0-10}$ (m.s <sup>-1</sup> )	4,59 $\pm$ 0,23
$P_{\max}$ (W)	835 $\pm$ 67	$V_{\text{moy}0-30}$ (m.s <sup>-1</sup> )	6,70 $\pm$ 0,16
$P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$ (W.kg <sup>-1</sup> )	11 $\pm$ 1	$V_{\text{moy}5-10}$ (m.s <sup>-1</sup> )	6,63 $\pm$ 0,88
$V_{\text{opt}}$ (rpm)	119 $\pm$ 2	$V_{\text{moy}10-30}$ (m.s <sup>-1</sup> )	8,76 $\pm$ 0,56

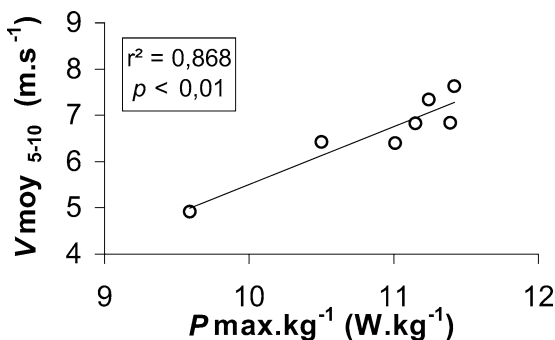
Tableau II. Coefficient de corrélation (z) entre les variables développées sur bicyclette ergométrique et les performances en sprint en course à pied

	$V_{\text{moy}0-5}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$V_{\text{moy}0-10}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$V_{\text{moy}0-30}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$V_{\text{moy}5-10}$ (m.s <sup>-1</sup> )	$V_{\text{moy}10-30}$ (m.s <sup>-1</sup> )
$F_{\max}$ (N.kg <sup>-1</sup> )	-0,604	0,144	0,295	0,662	-0,213
$V_{\max}$ (rpm)	0,035	0,136	0,308	0,101	0,087
$V_{\text{opt}}$ (rpm)	0,331	0,019	-0,142	-0,133	-0,147
$P_{\max}$ (W)	-0,196	0,722	0,534	0,751	-0,241
$P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$ (W.kg <sup>-1</sup> )	-0,283	0,886*	0,211	0,931*	-0,609

\*  $p < 0,01$ .



**Figure 5.** Relation entre la vitesse moyenne de course entre 0 et 10 m ( $m.s^{-1}$ ) et la puissance maximale relative à la masse corporelle ( $W.kg^{-1}$ ).



**Figure 6.** Relation entre la vitesse moyenne de course entre 5 et 10 m ( $m.s^{-1}$ ) et la puissance maximale relative à la masse corporelle ( $W.kg^{-1}$ ).

térature lors de tests de force–vitesse sur bicyclette non-isocinétique contre des résistances similaires [1, 2, 12–14]. Les valeurs de  $P_{max}$  et de  $V_{opt}$  obtenues dans cette étude sont comparables à celles rencontrées lors d'études utilisant des protocoles de mesure et des méthodes de calcul comparables [1, 2, 12, 13]. Des valeurs  $P_{max}$  et de  $V_{opt}$  obtenues dans cette étude légèrement supérieures à celles de certaines des études citées [2, 13] peuvent s'expliquer par le fait que ces études ont effectué des mesures sur des sujets peu entraînés ou non spécialistes de sprint.

#### 4.2. Course de sprint sur 30 m

Les temps à 5, 10 et 30 m obtenus en sprint en course à pied sont comparables d'une part aux références chronométriques des sujets, et d'autre part aux études portant sur des sujets spécialistes [4, 5]. L'étude de Baker et Bell [4] mentionne des temps inférieurs sur 30 m ( $3,3 \pm 0,3$  s contre  $4,48 \pm 0,10$  s pour cette étude) qui pourraient être expliqués par un chronométrage réalisé manuellement sur des sprinters d'élite, par conséquent d'un niveau supérieur à ceux de cette étude.

Il est nécessaire lors de ces comparaisons de temps, de tenir compte de l'absence de signal sonore de départ et donc de l'influence du temps de réaction. Ce signal et le temps de couplage neuro-musculaire qu'il impose (entre 110 à 200 ms [18, 19]) diminuent le niveau de performance chronométrique finale. Dans cette étude, nous n'avons pas pris le temps de réaction en compte pour deux raisons. Premièrement, notre étude s'intéressait aux corrélations entre les performances lors de sprints sur bicyclette ergométrique et en course à pied. Comme le départ est volontaire sur bicyclette ergométrique, il devait également l'être lors des départs en starting-blocks. Deuxièmement, le facteur temps de réaction ne correspond pas aux variables mécaniques et cinétiques étudiées ici, et des études ont montré son absence de relation significative avec la performance en sprint en course à pied [11, 18, 19].

#### 4.3. Relations entre les sprints sur bicyclette et en course à pied

La durée de la première phase comprise entre 0 et 5 m n'était pas significativement liée à la force maximale exercée lors du pédalage sur bicyclette. Lors de cette phase initiale, les sprinters produisent des forces importantes sur les blocks puis sur le sol. Des forces horizontales de plus de 1200 N ont été mesurées lors d'un départ en sprint en course à pied [19], et des pics de forces appliqués sur les pédales de 830 à 1300 N lors de sprints sur bicyclettes [12, 22]. On pouvait donc s'attendre à trouver une corrélation entre  $F_{max}$  développée sur bicyclette ergométrique et le temps à 5 m. Or ce n'est pas le cas dans cette étude. La méthode de mesure de  $F_{max}$  sur bicyclette ergométrique pourrait expliquer en partie cette absence de corrélation. En effet, la mesure de la force n'a été effectuée qu'à partir du deuxième coup de pédale, le premier coup de pédale n'étant pas complet et la position de départ n'étant pas rigoureusement la même pour tous les sujets. Or dès le deuxième coup de pédale la vitesse gestuelle est élevée et la force « maximale » alors mesurée ne correspond plus à la force maximale isométrique.

Le principal résultat de cette étude est la relation significative obtenue entre la vitesse de course à 10 m et entre 5 et 10 m et la puissance maximale  $P_{max}.kg^{-1}$  ( $p < 0,01$ ) produite sur cycloergomètre. Il semble donc que la production de puissance maximale par les membres inférieurs influence grandement la performance lors de cette phase de sprint. La relation force–vitesse sur muscle isolé et sur bicyclette (et lors de tout exercice maximal) entraîne une production de puissance pour des vitesses et des forces intermédiaires (optimales) [24, 26, 27]. C'est précisément le cas lors de la phase de course comprise entre 5 et 10 m durant laquelle la force produite est inférieure à la force maximale, et la vitesse n'a pas encore atteint sa valeur maximale [18, 19]. L'accélération du corps par les muscles des membres inférieurs des

athlètes demande en effet de la force mais également une vitesse gestuelle importante. Ces deux qualités sont réunies dans l'expression de la puissance mécanique. On peut donc rapprocher la puissance mécanique développée sur bicyclette ergométrique de l'explosivité des membres inférieurs dans le sprint en course à pied, surtout lors de la phase d'accélération comprise entre 5 et 10 m.

Le début (0 à 5 m) et la fin (10 à 30 m) de la mise en action en sprint n'étaient pas significativement liés aux variables mécaniques mesurées lors de tests sur bicyclette ergométrique.

La vitesse maximale obtenue sur bicyclette ergométrique ne montrait pas de relation significative avec la durée entre 10 et 30 m (partie finale de la mise en action étudiée dans cette étude), ni avec la vitesse moyenne de course dans cet intervalle, malgré des fréquences gestuelles comparables de 3 à 5 Hz en course à pied [19] et de 3 Hz lors du pédalage à 180 rpm par exemple. Ceci peut s'expliquer d'une part par le fait que les athlètes spécialistes de sprint atteignent leur vitesse maximale en général entre 30 et 50 m [11, 19, 23]. La distance de sprint de 30 m effectuée par les sujets dans cette étude ne leur permettait donc probablement pas d'atteindre leur vitesse maximale de course. D'autre part, il faut noter que l'activité de pédalage des membres inférieurs sur bicyclette ergométrique est un travail essentiellement concentrique, contrairement à la course à pied au cours de laquelle un cycle étirement-détente, composé d'une succession rapide de travail excentrique et concentrique fait intervenir les propriétés élastiques des structures musculo-tendineuses. Or le cycle étirement-détente représente un facteur essentiel de performance globale dans cette activité, notamment lorsque la vitesse est élevée. Ce cycle étirement-détente représente donc une différence de qualités musculaires intervenant entre les deux types d'efforts supramaximaux étudiés [3, 6-9, 17, 23, 27].

La corrélation ou la tendance significative liant respectivement  $P_{\max} \cdot \text{kg}^{-1}$  avec  $V_{\text{moy}_{5-10}}$  semble en désaccord avec les résultats de Baker et Bell [4]. Cette étude réalisée chez des sprinters de niveau international montre de faibles corrélations ( $r = 0,51$ ;  $p > 0,05$ ) entre les performances sur 30 m départ debout et les puissances maximale et moyenne développées sur bicyclette ergométrique lors de sprints de 30 s. Cette étude calculait les puissances maximales sur des périodes de test de 30 s et non sur des courtes périodes, comme dans la présente étude. Or, un sprint d'une durée de 30 s fait intervenir d'autres qualités musculaires que l'explosivité. De plus, l'inertie du volant n'était pas prise en compte lors des sprints sur bicyclette, contrairement à la présente étude. Or il a été montré que cette prise en compte pouvait donner lieu à la mesure de valeurs de puissance supérieures de 30 à 100 % pour des charges et des vitesses comparables [2, 14].

Aucun des paramètres mécaniques étudiés (force, vitesse et puissance) n'est lié de façon significative avec

la vitesse moyenne de course à 30 m et ne peut donc à lui seul expliquer dans ce groupe de compétiteurs la performance en sprint. On peut donc se poser la question d'une combinaison de ces paramètres, qui pourrait amener à comprendre les facteurs mécaniques en relation avec la performance en sprint.

## 5. CONCLUSION

Les résultats de cette étude montrent que dans une population de sujets spécialistes de disciplines de sprint une relation significative ( $p < 0,01$ ) entre la puissance maximale relative à la masse corporelle développée lors de tests de force-vitesse sur bicyclette ergométrique et la vitesse moyenne à 10 m et entre 5 et 10 m lors de départs avec starting-blocks en sprint en course à pied. Il existe donc un lien entre ces deux efforts supra-maximaux qui mesurent l'explosivité des membres inférieurs. Cette dernière variable semble donc être une variable de la performance dans cette zone du sprint. Cependant, les autres parties de la mise en action en sprint (0 à 5 m et 10 à 30 m) ne sont pas corrélées de façon significative avec les variables mécaniques de force, de vitesse et de puissance développées par les membres inférieurs lors de sprints sur bicyclette ergométrique. Cela peut être expliqué par la différence de qualités musculaires mises en jeu, notamment l'utilisation de l'élasticité musculo-tendineuse et du cycle étirement-détente en sprint en course à pied.

Il est à noter enfin que compte tenu du faible nombre de sujets étudiés et de l'homogénéité de ce groupe au plan anthropométrique et des performances, les résultats générés lors de cette étude ne sont applicables que pour cette population et nécessitent d'être complétés par l'étude de populations plus hétérogènes au vu des critères cités.

## RÉFÉRENCES

- 1 Arsac LM, Belli A, Lacour JR. Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1996; 74: 100-6.
- 2 Arsac LM. Mécanique musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'homme. Thèse de doctorat, Université Jean Monnet. St-Etienne, 1995.
- 3 Aura O, Komi PV. Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work and on elastic behavior of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 1986; 7: 137-43.
- 4 Baker JS, Bell W. Anaerobic performance and sprinting ability in elite male and female sprinters. *Journal of Human Movement Studies* 1994; 27: 235-42.
- 5 Baumann W. Kinematic and dynamic characteristics of the sprint start. In: *Biomechanics* VB. Baltimore: University Park Press; 1973, p. 194-9.

- 6 Belli A. Measurement of mechanical factors of running efficiency. *Med Sport Sci* 1996; 41 : 57-70.
- 7 Bosco C, Montanari G, Ribacchi R, Giovaneli P, Latteri F, Iachelli G, Faina M, Colli R, Dal Monte A, La Rosa M, Cortili G, Saibene F. Relationship between the efficiency of muscular work during jumping and the energetics of running. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56 : 138-43.
- 8 Bosco C, Tarkka I, Komi PV. Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med* 1982; 3 : 137-40.
- 9 Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical work in running. *J Appl Physiol* 1964; 19 : 249-56.
- 10 Cavagna GA, Komarek L, Mazzoleni S. The mechanics of sprint running. *J Physiol* 1971; 217 : 709-21.
- 11 Delecluse C, Van Coppenolle H, Willems E, Diels R, Goris M, Van Leemputte M, Vuylsteke M. Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill. *Journal of Human Movement Studies* 1995; 28 : 87-101.
- 12 Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR, Arzac LM. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fiber type composition. *Eur J Appl Physiol* 1996; 74 : 114-8.
- 13 Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD. Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non-isocinétique. *Science et Sports* 1999; 14 : 137-44.
- 14 Lakomy HKA. Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 1986; 29 : 509-17.
- 15 Linossier MT, Denis C, Dormois D, Geysant A, Lacour JR. Ergometric and metabolic adaptation to a 5-s sprint training programme. *Eur J Appl Physiol* 1993; 67 : 408-14.
- 16 Linossier MT, Dormois D, Geysant A, Denis C. Performance and fibre characteristics of human skeletal muscle during short sprint training and detraining on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1997; 75 : 491-8.
- 17 McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990; 23 : 65-78.
- 18 Mero A. Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Research Quarterly for Exercise and Sports* 1988; 59 : 94-8.
- 19 Mero A, Komi PV, Gregor RJ. Biomechanics of sprint running. *Sports Med* 1992; 13 : 376-92.
- 20 Nadeau M, Cuerrier JP, Brassard A. The bicycle ergometer for muscle power testing. *Can J Appl Spt Sci* 1983; 8 : 41-6.
- 21 Nordeen-Snyder KS. The effect of bicycle seat height variation upon oxygen consumption and lower limb kinematics. *Med Sci Sports* 1977; 2 : 113-7.
- 22 Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol Resp Environ Exerc Physiol* 1981; 51 : 1175-82.
- 23 Van Ingen Schenau GJ, De Koning JJ, De Groot G. Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating. *Sports Med* 1994; 17 : 259-75.
- 24 Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Monod H. Intérêts et limites des relations force-vitesse chez l'homme. *Science et Motricité* 1988; 4 : 38-46.
- 25 Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Monod H. All out anaerobic capacity tests on cycle ergometers. *Eur J Appl Physiol* 1985; 54 : 222-9.
- 26 Vandewalle H, Pérès G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56 : 650-6.
- 27 Vandewalle H, Pérès G, Monod H. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med* 1987; 4 : 268-89.
- 28 Volkov NI, Lapin VI. Analysis of the velocity curve in sprint running. *Med Sci Sports Exerc* 1979; 11 : 332-7.

## *ANNEXE II*

**Morin J.-B., Belli A., (2003),**

Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100-m chez des athlètes entraînés.

*Science et Sports*, 18: 161-163



Communication brève

## Facteurs mécaniques de la performance en sprint sur 100 m chez des athlètes entraînés

### Mechanical factors of 100 m sprint performance in trained athletes

J.-B. Morin \*, A. Belli

Laboratoire de physiologie - Groupe PPEH, GIP Exercice, centre hospitalier universitaire (CHU)  
St-Jean-Bonnefonds pavillon 12, 42055 Saint-Étienne cedex 2, France

Reçu le 23 mars 2002 ; accepté le 10 novembre 2002

#### 10 Résumé

11 **Objectifs.** – Étudier les paramètres mécaniques musculaires en lien avec la performance dans les différentes zones du 100 m chez des  
12 athlètes entraînés.

13 **Synthèse des faits.** – La force, vitesse et puissance musculaire de 10 sprinters ainsi que leur raideur musculo-tendineuse, ont été corrélées  
14 à leurs performances en sprint sur 100 m. Les vitesses et forces maximales, la hauteur en saut sans élan et la puissance musculaire des athlètes  
15 étaient significativement corrélées ( $p < 0,05$ ) respectivement aux vitesses moyennes à 20, 40 et 60 m et au délai d'atteinte de vitesse maximale.  
16 Aucun paramètre mécanique musculaire évalué n'était lié à la performance à vitesse maximale et en fin de course.

17 **Conclusions.** – La puissance musculaire (et ses composantes de force et de vitesse) est déterminante pour la performance en phase  
18 d'accélération, les facteurs clés de la suite de la course restant inexpliqués.

19 © 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. Tous droits réservés.

#### 20 Abstract

21 **Aims.** – Study mechanical muscular parameters linked with performance in the different parts of a 100 m intrained athletes.

22 **Methods and results.** – Force, velocity and muscular power of ten sprinters as well as their stiffness were correlated to their performances  
23 on a 100 m sprint. Maximal forces and velocities, jump height and muscular power of athletes were significantly correlated ( $p < 0,05$ )  
24 respectively with mean 20, 40 and 60 m velocities and with the time to reach maximal velocity. No other mechanical muscular parameter  
25 assessed was linked with performance in the maximal velocity phase or in the end of the 100 m.

26 **Conclusions.** – Muscular power (and its components of force and velocity), is a determining factor of the performance in the acceleration  
27 phase. Key factors explaining performance in the following phases remaining unexplained.

28 © 2003 Éditions scientifiques et médicales Elsevier SAS. All rights reserved.

29 **Mots clés :** Sprint ; Puissance mécanique musculaire ; Cycloergomètre ; Raideur musculo-tendineuse

30 **Keywords:** Sprint running; Mechanical muscular power; Cycle ergometer; Stiffness

#### 32 1. Introduction

33 L'évolution de la vitesse de course au cours du 100 m  
34 montre 3 phases caractéristiques [4] d'accélération initiale (0  
35 à 30–60 m), de course à vitesse maximale approximative-

ment constante et de décélération. D'un point de vue méca- 36  
nique, les études précédentes ont montré que la performance 37  
correspond lors de ces 3 phases à l'expression de la puissance 38  
mécanique et la production de force des membres inférieurs 39  
[4], ainsi que la raideur musculo-tendineuse des membres 40  
inférieurs [2], mais de façon globale ou avec des sujets non 41  
spécialistes de sprint et sur des distances inférieures à 100 m 42  
[2]. Nous avons donc étudié les liens entre les qualités méca- 43

\* Auteur correspondant.

Adresse e-mail : Jean.Benoit.Morin@univ-st-etienne.fr (J.-B. Morin).

Tableau 1

Valeurs des paramètres mesurés et calculés (moyenne  $\pm$  écart-type) et matrice de corrélations liant paramètres mécaniques et performances en sprint. \* :  $p < 0,05$ .

	Moyenne $\pm$ écart-type	$V_{10}$ ( $m s^{-1}$ )	$V_{20}$ ( $m s^{-1}$ )	$V_{40}$ ( $m s^{-1}$ )	$V_{60}$ ( $m s^{-1}$ )	$t_{90v_{Cmax}}$ (s)	$t_{v_{Cmax}}$ (s)
		$4,56 \pm 0,26$	$5,93 \pm 0,18$	$7,26 \pm 0,23$	$7,9 \pm 0,23$	$3,21 \pm 0,43$	$6,5 \pm 1,22$
$V_{max}$ ( $m s^{-1}$ )	$19,4 \pm 1,8$	0,53	0,67*	0,6	0,63*	0,04	-0,26
$F_{max}$ (N)	$180,6 \pm 24,3$	0,58	0,66*	0,63*	0,64*	0,21	-0,25
$P_{moymax}$ ( $W kg^{-1}$ )	$15,4 \pm 1,3$	0,45	0,5	0,39	0,32	-0,62	-0,69*
$V_{opt}$ ( $m s^{-1}$ )	$13,1 \pm 1$	0,17	0,22	0,15	0,12	-0,73*	-0,61
$h_{SJ}$ (cm)	$45,5 \pm 3,9$	0,66*	0,66*	0,69*	0,68*	0,09	-0,15
$P_{RJ}$ ( $W kg^{-1}$ )	$53,4 \pm 2,6$	0,11	0,11	0,18	0,14	-0,68*	-0,39

44 niques musculaires de force, vitesse, puissance et raideur de  
45 sprinters entraînés et leurs performances dans les 3 phases du  
46 100 m évaluées de façon précise à l'aide d'un radar.

## 47 2. Méthodes

48 Dix sprinters masculins (âge :  $21 \pm 3$  ans ; taille :  $177 \pm$   
49  $6$  cm ; masse :  $72 \pm 7$  kg ; record au 100 m :  $11,3 \pm 0,3$  s) ont  
50 réalisé 2 sprints de 12 s contre des forces de friction de 0,4 et  
51  $0,6 N kg^{-1}$  sur une bicyclette ergométrique non-isocinétique  
52 Monark 818 E modifiée, permettant de mesurer la force  
53 ( $F_{max}$  en N), la vitesse ( $V_{max}$  en  $m s^{-1}$ ) et la puissance  
54 ( $P_{moymax}$  en  $W kg^{-1}$ ) maximales moyennées par coup de  
55 pédale ainsi que la vitesse optimale ( $V_{opt}$  en  $m s^{-1}$ ) corres-  
56 pondante [1]. Le maintien de puissance produite en fin d'ef-  
57 fort a été exprimé par un indice  $\Delta P$  en pourcentage de la  
58 valeur moyenne des 3 coups de pédales ayant donné lieu à la  
59 valeur maximale de puissance.

60 Des tests de *Squat Jump* (SJ) et de *Repeated Jumps* (RJ)  
61 (sauts maximaux durant 15 s) réalisés sur tapis Ergojump®  
62 ont permis respectivement d'évaluer la hauteur maximale  
63 atteinte ( $h_{SJ}$  en cm) ainsi que la puissance maximale ( $P_{RJ}$  en  
64  $W kg^{-1}$ ) et la raideur ( $K$  en  $N m^{-1} kg^{-1}$ ) des membres  
65 inférieurs [3]. Deux indices de maintien de raideur ( $\Delta K$ ) et de  
66 puissance ( $\Delta P_{RJ}$ ) en fin de sauts répétés ont été calculés  
67 comme les pourcentages de raideur et puissance du saut  
68 maximal maintenus lors des 2 derniers sauts.

69 Les vitesses moyennes tous les 20 m (en  $m s^{-1}$ ),  $v_{Cmax}$   
70 (vitesse maximale de course des sujets en  $m s^{-1}$ ) et  $t_{v_{Cmax}}$   
71 (temps d'atteinte de  $v_{Cmax}$  en secondes) des athlètes ont été  
72 mesurés au cours du 100 m grâce à un radar Stalker ATS  
73 système™ (Radar Sales, Mineapolis, États-Unis) [2]. La  
74 vitesse maximale de course étant parfois atteinte après quel-  
75 ques secondes de « plateau » à des vitesses proches, le temps  
76 d'atteinte d'une vitesse correspondant à 90 % de  $v_{Cmax}$ ,  $t_{90}$   
77  $v_{Cmax}$  a été enfin déterminé. Des corrélations ont été établies  
78 entre les variables mécaniques et les performances mesurées  
79 et calculées lors des tests de sprint sur 100 m avec un seuil de  
80 significativité fixé à  $p = 0,05$ .

## 3. Résultats

Le Tableau 1 montre les valeurs des principaux paramè-  
tres mécaniques et leur coefficient de corrélation avec les  
paramètres de performance sur 100 m. Seuls les résultats  
significatifs de cette étude figurent dans ce tableau.

## 4. Discussion

### 4.1. Phase d'accélération

Les relations significatives entre  $F_{max}$  mesurée sur bicy-  
clette ergométrique ou la hauteur atteinte en saut sans élan et  
les vitesses moyennes à 20, 40 et 60 m confirment l'importan-  
ce de la force maximale lors de l'accélération en sprint. La  
relation entre  $V_{max}$  et les vitesses moyennes à 20 et 60 m  
souligne l'influence de la vitesse maximale que peut déve-  
lopper un sujet sur sa performance dans cette phase du sprint.  
Ces 2 qualités musculaires sont les composantes de la puis-  
sance mécanique musculaire. Cette étude montre le lien  
significatif entre  $P_{moymax}$  et  $t_{v_{Cmax}}$ . Ainsi la force est une  
qualité déterminante de la phase initiale du sprint, mais la  
vitesse gestuelle de mobilisation des membres inférieurs l'est  
également. Ces 2 qualités sont regroupées dans l'expression  
de puissance mécanique qui est liée significativement à l'ex-  
plosivité et à l'accélération (délai d'atteinte de vitesse maxi-  
male) en sprint en course à pied.

### 4.2. Phase de course à vitesse maximale

Aucun des paramètres mécaniques évalués n'a montré de  
relation significative avec les paramètres de performance  
dans cette zone du sprint. Une relation entre la raideur  
musculo-tendineuse et la vitesse maximale de course était  
attendue au vu des études de Chelly et Denis [2] ou de Mero  
et al. [4]. Cette absence de lien significatif peut être due à  
l'homogénéité de cette population, la raideur pouvant être un  
facteur déterminant de la performance à vitesse maximale en  
sprint pour des populations hétérogènes ou non spécialistes  
de sprint sans présenter le même pouvoir de discrimination  
au sein d'une population de sprinters de niveau homogène.

81

82

83

84

85

86

87

88

89

90

91

92

93

94

95

96

97

98

99

100

101

102

103

104

105

106

107

108

109

110

111

112

113

114

115

## 116 4.3. Phase de décélération

117 Aucun facteur mécanique mesuré n'était lié significative-  
118 ment à la performance dans cette zone de course, une expli-  
119 cation de la décélération en fin de 100 m par l'intervention de  
120 facteurs mécaniques nécessitant de nouvelles études.

121 **Références**

122 [1] Arzac LM, Belli A, Lacour JR. Muscle function during brief maximal  
123 exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer.  
124 Eur J Appl Physiol 1996;74:100-6.

[2] Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship  
with sprint running performance. Med Sci Sports Exerc 2001;33(2):  
326-33. 125  
126  
127

[3] Dalleau G. Influence du contrôle de la raideur musculo-tendineuse  
lors de la locomotion, Apport de nouvelles méthodes de mesure  
[Thèse]. Lyon: Université Claude-Bernard, Lyon I; 1998. 128  
129  
130

[4] Mero A, Komi PV, Gregor RJ. Biomechanics of sprint running. Sports  
Med 1992;13(6):376-92. 131  
132

UNCORRECTED PROOF



### ***ANNEXE III***

**Morin J.-B., Belli A., (2004),**

A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer.

*Journal of Biomechanics*, 37: 141-145

Short communication

# A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer

Jean-Benoît Morin\*, Alain Belli

Laboratoire de Physiologie-GIP E2S, Université de Saint-Etienne, Pavillon 12 C.H.U St-Jean-Bonnefonds, Saint-Etienne Cedex 02 42055, France

Accepted 23 June 2003

## Abstract

The aim of this study was to propose and validate a post-hoc correction method to obtain maximal power values taking into account inertia of the flywheel during sprints on friction-loaded cycle ergometers. This correction method was obtained from a basic postulate of linear deceleration-time evolution during the initial phase (until maximal power) of a sprint and included simple parameters as flywheel inertia, maximal velocity, time to reach maximal velocity and friction force. The validity of this model was tested by comparing measured and calculated maximal power values for 19 sprint bouts performed by five subjects against  $0.6\text{--}1\text{ N kg}^{-1}$  friction loads. Non-significant differences between measured and calculated maximal power ( $1151 \pm 169$  vs.  $1148 \pm 170$  W) and a mean error index of  $1.31 \pm 1.20\%$  (ranging from 0.09% to 4.20%) showed the validity of this method. Furthermore, the differences between measured maximal power and power neglecting inertia ( $20.4 \pm 7.6\%$ , ranging from 9.5% to 33.2%) emphasized the usefulness of power correcting in studies about anaerobic power which do not include inertia, and also the interest of this simple post-hoc method.

© 2003 Elsevier Ltd. All rights reserved.

**Keywords:** Friction-loaded cycle ergometer; Flywheel inertia; Power calculation

## 1. Introduction

Friction-loaded cycle ergometers have been widely used as tools for mechanical power assessment in humans during maximal sprint exercises (Arsac et al., 1996; Seck et al., 1995; Vandewalle et al., 1987a, b). Classically, power has been determined as the product of the friction force by the velocity of the point of friction force application and used in many studies about anaerobic capacities (Bar-Or et al., 1980). In a fundamental study, Lakomy (1986) pointed out that the total force production was the sum of a frictional load ( $F_f$ ) and of an 'excess load' corresponding to the force produced against the flywheel inertia ( $F_i$ ). Taking into account or not this additional force due to inertia influences the obtained maximal power values calculated on cycle ergometer (Arsac, 1995; Lakomy, 1986; Linossier et al., 1996). These maximal power values

have been shown to be significantly underestimated (e.g. 32–51.4% lower values for Lakomy and 3–19% for Linossier et al., 1996) when the inertia effect was not taken into account.

For methodological reasons, it seems then useful to obtain corrected values of maximal power with a simple post-hoc correction method. The aim of this study was then to propose a valid and simple post-hoc method for actual maximal downstroke power calculation (taking into account flywheel inertia) during maximal sprints on friction-loaded cycle ergometer.

## 2. Methods

### 2.1. Subjects and protocol

Four males, non-specialists in cycling (age:  $24 \pm 2$  years; body mass:  $79 \pm 12$  kg; height:  $1.78 \pm 0.07$  m) gave their informed consent to accomplish five 8 s sprint bouts against 0.6, 0.7, 0.8, 0.9 and  $1\text{ N kg}^{-1}$  friction loads in a randomized order on a Monark 818E

\*Corresponding author. Tel.: +33-4-77-12-79-85; fax: +33-4-77-12-72-29.

E-mail address: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr (J.-B. Morin).

### Nomenclature

$a$	measured flywheel downstroke to downstroke acceleration
$\hat{a}$	flywheel acceleration calculated from the presented model
$\hat{a}_0$	calculated initial flywheel acceleration
$F_f$	force produced against friction
$F_I$	force produced against inertia of the flywheel
$I_{eq}$	flywheel moment of inertia equivalent
$P_{max}$	maximal downstroke power measured during a maximal sprint
$\hat{P}_{max}$	maximal downstroke power calculated from the model
un- $P_{max}$	maximal downstroke power neglecting flywheel inertia
$V$	linear velocity of the flywheel during pedaling
$\hat{V}$	linear velocity of the flywheel calculated from the model
$V_{max}$	maximal downstroke velocity
$t_{V_{max}}$	time to reach the maximal downstroke velocity

friction-loaded cycle ergometer: for details, see [Arsac et al. \(1996\)](#). The mass and the radius of the flywheel were 22.5 kg and 0.26 m, respectively. The distance traveled by a point on the rim of the flywheel was 6 m by pedal revolution, allowing a simple conversion from angular to linear velocity. Instantaneous force and velocity were measured, respectively, by a strain gauge (Interface MFG type, Scottsdale, AZ, USA) and an optical encoder (Hengstler RIS IP50, 100 pts/turn, Aldingen, Germany) at 100 Hz. Instantaneous power ( $P$  in W) was computed as the product of total force and flywheel velocity each 0.01 s:

$$P = (F_I + F_f)V, \quad (1)$$

where  $F_f$  (N) is the friction force,  $F_I$  (N) the inertial force and  $V$  ( $\text{m s}^{-1}$ ) the flywheel linear velocity. The method proposed by Lakomy ([Arsac et al., 1996](#); [Lakomy, 1986](#)) was used to calculate an accurate value of  $F_I$ . Inertia was determined according to this method by plotting flywheel deceleration against friction loads during free deceleration motions of the flywheel (linear relationship: friction = 14.5 deceleration - 2.76;  $r = 0.99$ ). The flywheel inertia (i.e. the slope of this deceleration-load linear relationship) expressed in kg was 14.5 kg in this study.  $F_I$  as a function of time was then calculated as follows:

$$F_I(t) = I_{eq}a(t), \quad (2)$$

where  $I_{eq}$  (kg) was the flywheel inertia equivalent and  $a$  ( $\text{m s}^{-2}$ ) its acceleration.

For each sprint, force, velocity and power were averaged by pedal downstroke and  $P_{max}$  (W),  $V_{max}$  ( $\text{m s}^{-1}$ ) and  $t_{V_{max}}$  (s) were, respectively, maximal downstroke power, maximal downstroke velocity and time to reach maximal downstroke velocity.

Maximal power without taking into account inertia un- $P_{max}$  (W) was equal to:

$$\text{un} - P_{max} = F_f V_{max}. \quad (3)$$

### 2.2. Model of power correction

The complete detailed calculations of the following steps are available in the Appendix A.

#### 2.2.1. Basis postulate

The basis postulate of this method was that during a maximal sprint on a cycle ergometer (against 0.6–1  $\text{N kg}^{-1}$  friction loads), the decrease of the acceleration  $a(t)$  was linear until maximal velocity.

#### 2.2.2. Acceleration, velocity and power calculation

The acceleration calculated from the present model was expressed as follows:

$$\hat{a}(t) = \frac{2V_{max}}{t_{V_{max}}} \left( 1 - \frac{t}{t_{V_{max}}} \right). \quad (4)$$

By integration of  $\hat{a}(t)$ , it is possible to calculate  $\hat{V}(t)$ :

$$\hat{V}(t) = -\frac{V_{max}}{t_{V_{max}}^2} t^2 + \frac{2V_{max}}{t_{V_{max}}} t \quad (5)$$

Power as a function of time calculated with the present method is based on Eqs. (1) and (2):

$$\hat{P}(t) = (I_{eq}\hat{a}(t) + F_f)\hat{V}(t). \quad (6)$$

Using Eqs. (3),(5) and (6),  $\hat{P}(t)$  becomes:

$$\begin{aligned} \hat{P}(t) = & \left( \frac{2I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right)^3 \\ & + \left( -\frac{6I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} - F_f V_{max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right)^2 \\ & + \left( \frac{4I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} + 2F_f V_{max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right). \end{aligned} \quad (7)$$

### 2.2.3. Maximal power calculation

Maximal power obtained with the presented model is the power at which  $d\hat{P}(t)/dt$  is nil. Then maximal power can be calculated from simple parameters as

$$\begin{aligned} \hat{P}_{max} = & \left( \frac{2I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} \right) T^3 + \left( -\frac{6I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} - F_f V_{max} \right) T^2 \\ & + \left( \frac{4I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} + 2F_f V_{max} \right) T \end{aligned} \quad (8)$$

with

$$T = 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 \left( \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}} \right)^2 + F_f^2}}{6I_{eq} \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}}}$$

### 2.3. Statistics

*T*-tests were used to study differences between  $P_{max}$  and  $\hat{P}_{max}$  and between  $\hat{P}_{max}$  and  $un-P_{max}$ , with a significant level of  $P < 0.05$ . Two indexes were also calculated: an error percentage index (% error), i.e. the ratio of absolute difference between  $P_{max}$  and  $\hat{P}_{max}$  over  $P_{max}$  and a correction index (% correction), i.e.  $1 -$  the ratio of absolute difference between  $P_{max}$  and  $un-P_{max}$  over  $P_{max}$ .

## 3. Results

The linear decrease of acceleration as a function of time was verified in the present study (Fig. 1), with  $r^2$  coefficients ranging from 0.87 to 0.97 ( $P < 0.01$ ) for all sprint bouts and subjects.

Mechanical parameters measured, calculated and modeled during these sprints are reported and compared for each friction load and for all sprints in Table 1. No significant difference was found neither between  $a(t)$  and  $\hat{a}(t)$  nor between  $V(t)$  and  $\hat{V}(t)$  (Fig. 1).

Taking each friction load apart as well as considering all sprints,  $P_{max}$  was not significantly different from  $\hat{P}_{max}$  whereas both differed significantly from  $un-P_{max}$  ( $P < 0.01$ ). A significant ( $P < 0.01$ ) linear regression was also found between  $P_{max}$  and  $\hat{P}_{max}$ , emphasizing the correlation between these two parameters (Fig. 2).

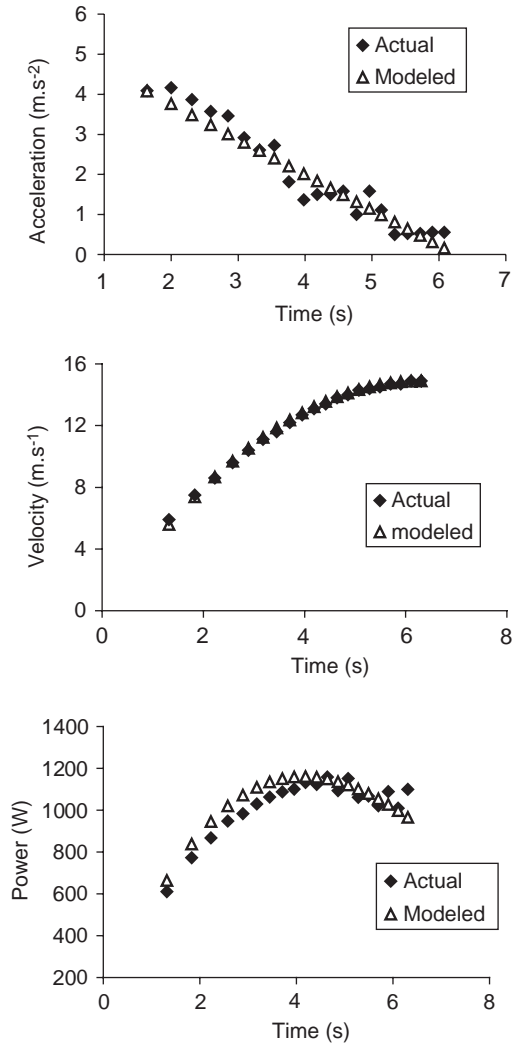


Fig. 1. Typical acceleration-time (linear:  $P < 0.01$ , upper panel), velocity-time (middle panel) and power-time (lower panel) relationships. Each point representing the mean acceleration, velocity or power value produced for a given downstroke, at the time this downstroke is accomplished. (◆) Actual values; (△) values obtained with the presented model.

Indexes of % error and % correction were, respectively,  $1.31 \pm 1.20\%$  (ranging from 0.09 to 4.20) and  $20.4 \pm 7.6\%$  (ranging from 9.5 to 33.2) (Table 1).

## 4. Discussion

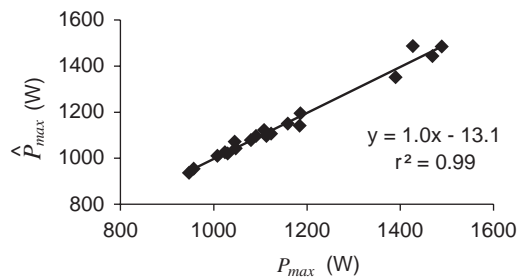
This method, taking into account flywheel inertia was shown to be valid regarding the mean  $P_{max}/\hat{P}_{max}$  error obtained ( $1.31 \pm 1.20\%$ , ranging from 0.09 to 4.20) for the 19 sprints. Indeed, no statistical difference was found between  $P_{max}$  and  $\hat{P}_{max}$  values, regarding each friction load as well as considering the entire group.

Mechanical parameters of  $P_{max}$ ,  $V_{max}$ ,  $un-P_{max}$  and  $t_{V_{max}}$  measured in this study were comparable to those of previous studies conducted with similar material, friction

Table 1

Mean  $\pm$  SD values of mechanical parameters and indexes for the five friction loads and for all sprints ( $n = 19$ )

Friction load (N kg <sup>-1</sup> )	$V_{\max}$ (m s <sup>-1</sup> )	$t_{V_{\max}}$ (s)	$P_{\max}$ (W)	$\hat{P}_{\max}$ (W)	un- $P_{\max}$ (W)	% error	% correction
0.6	17.9 $\pm$ 1.2	6.4 $\pm$ 0.7	1193 $\pm$ 210 <sup>a,b</sup>	1183 $\pm$ 208 <sup>a</sup>	829 $\pm$ 159	1.16 $\pm$ 1.65	30.6 $\pm$ 1.9
0.7	16.9 $\pm$ 0.8	6.1 $\pm$ 0.4	1200 $\pm$ 158 <sup>a,b</sup>	1221 $\pm$ 184 <sup>a</sup>	898 $\pm$ 157	1.58 $\pm$ 1.81	25.5 $\pm$ 3.7
0.8	15.5 $\pm$ 0.8	6.6 $\pm$ 0.7	1163 $\pm$ 208 <sup>a,b</sup>	1159 $\pm$ 191 <sup>a</sup>	951 $\pm$ 156	1.52 $\pm$ 0.99	18.1 $\pm$ 2.7
0.9	13.9 $\pm$ 0.9	6.7 $\pm$ 0.3	1054 $\pm$ 101 <sup>a,b</sup>	1049 $\pm$ 98 <sup>a</sup>	898 $\pm$ 85	0.49 $\pm$ 0.25	14.8 $\pm$ 2.8
1.0	12.9 $\pm$ 0.7	6.7 $\pm$ 0.6	1123 $\pm$ 192 <sup>a,b</sup>	1104 $\pm$ 80 <sup>a</sup>	992 $\pm$ 165	1.57 $\pm$ 0.8	11.6 $\pm$ 1.6
Group	15.5 $\pm$ 2.1	6.5 $\pm$ 0.6	1151 $\pm$ 169 <sup>a,b</sup>	1148 $\pm$ 170 <sup>a</sup>	914 $\pm$ 145	1.31 $\pm$ 1.20	20.4 $\pm$ 7.6

<sup>a</sup>Significantly different ( $P < 0.01$ ) from un- $P_{\max}$ .<sup>b</sup>Not significantly different from  $\hat{P}_{\max}$ .Fig. 2. Significant linear regression ( $P < 0.01$ ) between actual ( $P_{\max}$ ) and calculated ( $\hat{P}_{\max}$ ) values of maximal power ( $n = 19$ ).

loads and subjects (Arsac et al., 1996; Hautier et al., 1996; Hintzy et al., 1999a, b; Lakomy, 1986; Morin et al., 2001). Underestimation of un- $P_{\max}$  was also comparable to that described in studies dealing with the importance of flywheel inertia (e.g. 35.8  $\pm$  9.3% for Lakomy (1986) and from 3% to 19% for Linossier et al. (1996) versus 20.4  $\pm$  7.6% in the present study), justifying the interest of the correction method presented in this study. It seems therefore relevant to be critical towards studies aiming to assess maximal power on cycle ergometer without considering flywheel inertia, (e.g. Williams et al., 1988; Cooke et al., 1995) that should be carefully considered.

Some limits characterize this model. First of all, inertia moment of the flywheel must be known. This is quite simple since the deceleration–load linear relationship leading to the inertia value require only a few free deceleration motions of the flywheel against different friction loads (Lakomy, 1986). Then, the basis postulate of deceleration linearity during the first phase of the sprint must be checked since further calculations depend on this point. The question of this linearity may arise for lower and higher friction loads, even if they are quite unusual in the literature. However, friction loads encountered in the present study are in line with those used for maximal power output measurements on Monark type friction-loaded cycle ergometers (Arsac et al., 1996; Bogdanis et al., 1998; Hautier et al., 1996; Jaskolska et al., 1999; Lakomy, 1986; Linossier et al., 1996; Seck et al., 1995).

In conclusion, the present study provides a valid equation for calculation of maximal power on friction

loaded cycle ergometer. This calculation, taking into account flywheel inertia, seems useful since maximal power values are significantly underestimated when this parameter is neglected.

## Appendix A

From the linear time–acceleration relationship obtained:

$$\hat{a}(t) = \hat{a}_0 \left( 1 - \frac{t}{t_{V_{\max}}} \right), \quad (\text{A.1})$$

the initial acceleration  $\hat{a}_0$  is calculated as follows:

$$\int_{t=0}^{t=t_{V_{\max}}} \hat{a}(t) dt = V_{\max} \quad (\text{A.2})$$

and with Eq. (A.1):

$$\hat{a}_0 t_{V_{\max}} - \frac{\hat{a}_0}{t_{V_{\max}}} \frac{t_{V_{\max}}^2}{2} = V_{\max} \quad (\text{A.3})$$

and

$$\hat{a}_0 = \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}}. \quad (\text{A.4})$$

Eqs. (A.1) and (A.4) give:

$$\hat{a}(t) = (2V_{\max}/t_{V_{\max}}) \left( 1 - (t/t_{V_{\max}}) \right). \quad (4)$$

Velocity is the time integral of acceleration:

$$\hat{V}(t) = \int \hat{a}(t) dt \quad (\text{A.5})$$

with Eq. (A.1):

$$\hat{V}(t) = \int (\hat{a}_0 - \hat{a}_0 \frac{t}{t_{V_{\max}}}) dt, \quad (\text{A.6})$$

$$\hat{V}(t) = \hat{a}_0 t - \hat{a}_0 \frac{t^2}{2t_{V_{\max}}} \quad (\text{A.7})$$

and with Eq. (A.4):

$$\hat{V}(t) = -\frac{V_{\max}}{t_{V_{\max}}^2} t^2 + \frac{2V_{\max}}{t_{V_{\max}}} t. \quad (5)$$

Power as a function of time calculated with the present method is based on Eqs. (1) and (2): since  $\hat{P}(t) = (Ieq\hat{a}(t) + Ff)\hat{V}(t)$  (6), and with Eqs. (4) and (5), power

is calculated as follows:

$$\hat{P}(t) = \left[ I_{eq} \left( \frac{2V_{max}}{t_{V_{max}}} - \frac{2V_{max}}{t_{V_{max}}} \frac{t}{t_{V_{max}}} \right) + F_f \right] \times \left[ \frac{2V_{max}}{t_{V_{max}}} t - \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}^2} t^2 \right], \quad (A.8)$$

$$\hat{P}(t) = \left( \frac{2I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right)^3 + \left( -\frac{6I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} - F_f V_{max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right)^2 + \left( \frac{4I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} + 2F_f V_{max} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right). \quad (7)$$

Since we can calculate  $\hat{P}(t)$ , maximal power obtained with the presented model is the power at which  $d\hat{P}(t)/dt$  is null. In Eq. (7),  $d\hat{P}(t)/dt = 0$  when:

$$\left( 6I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{V_{max}}^2} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right)^2 + \left( -12I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{V_{max}}^2} - 2F_f \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}} \right) \left( \frac{t}{t_{V_{max}}} \right) + \left( 4I_{eq} \frac{V_{max}^2}{t_{V_{max}}^2} + 2F_f \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}} \right) = 0 \quad (A.9)$$

with  $A = V_{max}/t_{V_{max}}$  and  $T = t/t_{V_{max}}$ , Eq. (A.9) becomes the following second degree polynomial:

$$(6I_{eq}A^2)T^2 + (-12I_{eq}A^2 - 2F_fA)T + (4I_{eq}A^2 + 2F_fA) = 0. \quad (A.10)$$

The solution of this second degree polynomial is:

$$T = 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2A^2 + F_f^2}}{6I_{eq}A} \quad (A.11)$$

( $T$  being the time normalized with regard to  $t_{V_{max}}$ ).

Hence, maximal power is attained for:

$$t = \left[ 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 \left( \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}} \right)^2 + F_f^2}}{6I_{eq} \frac{V_{max}}{t_{V_{max}}}} \right] t_{V_{max}}. \quad (A.12)$$

Then, the calculation of maximal power with the presented model is possible, using this final equation:

$$\hat{P}_{max} = \left( \frac{2I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} \right) T^3 + \left( -\frac{6I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} - F_f V_{max} \right) \times T^2 + \left( \frac{4I_{eq} V_{max}^2}{t_{V_{max}}} + 2F_f V_{max} \right) T$$

$$\text{with } T = 1 + \frac{F_f - \sqrt{12I_{eq}^2 (V_{max}/t_{V_{max}})^2 + F_f^2}}{6I_{eq} (V_{max}/t_{V_{max}})}. \quad (8)$$

## References

- Arsac, L.M., 1995. Mécanique musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'Homme. Thèse de Doctorat (Ph.D.), Université Jean Monnet, Saint-Etienne.
- 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.
- Bar-Or, O., Dotan, R., Inbar, I., Rothstein, A., Karlsson, J., Tesch, P., 1980. Anaerobic capacity and muscle type distribution in man. *International Journal of Sports Medicine* 1, 82–85.
- Bogdanis, C.G., Nevill, M.E., Lakomy, H.K.A., Boobis, L.H., 1998. Power output and muscle metabolism during and following recovery from 10 and 20 s of maximal sprint exercise in humans. *Acta Physiologica Scandinavica* 163, 261–272.
- Cooke, W.H., Grandjean, P.W., Barnes, W.S., 1995. Effect of oral creatine supplementation on power output and fatigue during bicycle ergometry. *Journal of Applied Physiology* 78 (2), 670–673.
- Hautier, C.A., Linossier, M.-T., Belli, A., Lacour, J.-R., Arsac, L.M., 1996. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fiber type composition. *European Journal of Applied Physiology* 74, 114–118.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., Rouillon, J.-D., 1999a. Effet de l'utilisation de pédales automatiques sur les caractéristiques mécaniques mesurées lors de sprints sur cycloergomètre non-isocinétique. *Science and Sports* 14, 137–144.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., Rouillon, J.-D., 1999b. Optimal pedaling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology* 79, 426–432.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., Skinner, J.S., 1999. Comparison of treadmill and cycle measurements of force-velocity relationships and power output. *International Journal of Sports Medicine* 20, 192–197.
- Lakomy, H.K.A., 1986. Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 29 (4), 509–517.
- Linossier, M.-T., Dormois, D., Fouquet, R., Geysant, A., Denis, C., 1996. Use of the force-velocity test to determine the optimal braking force for a sprint exercise on a friction-loaded cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology* 74, 420–427.
- Morin, J.-B., Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F., 2001. Maximal power of lower limbs and sprint running performance. In: *Proceedings of the Sixth Congress of the European College of Sport Science*, Cologne, Germany, July 24–28.
- Seck, D., Vandewalle, H., Decrops, N., Monod, H., 1995. Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *European Journal of Applied Physiology* 70, 161–168.
- Vandewalle, H., Pérès, G., Heller, J., Panel, J., Monod, H., 1987b. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology* 56, 650–656.
- Vandewalle, H., Pérès, G., Monod, H., 1987a. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Medicine* 4, 268–289.
- Williams, J.H., Barnes, W.S., Signorile, J.F., 1988. A constant-load ergometer for measuring peak power output and fatigue. *Journal of Applied Physiology* 65 (5), 2343–2348.

## *ANNEXE IV*

**Morin J.-B., Dalleau G., Kyröläinen H., Jeannin T., Belli A., (2005),**

A simple method for measuring stiffness during running.

*Journal of Applied Biomechanics*, 21(2): 167-170

# A Simple Method for Measuring Stiffness During Running

*Jean-Benoît Morin<sup>1</sup>, Georges Dalleau<sup>2</sup>, Heikki Kyröläinen<sup>3</sup>,  
Thibault Jeannin<sup>1</sup>, and Alain Belli<sup>1</sup>*

*<sup>1</sup>University of Saint-Etienne; <sup>2</sup>University of La Réunion  
<sup>3</sup>University of Jyväskylä*

The spring-mass model, representing a runner as a point mass supported by a single linear leg spring, has been a widely used concept in studies on running and bouncing mechanics. However, the measurement of leg and vertical stiffness has previously required force platforms and high-speed kinematic measurement systems that are costly and difficult to handle in field conditions. We propose a new “sine-wave” method for measuring stiffness during running. Based on the modeling of the force-time curve by a sine function, this method allows leg and vertical stiffness to be estimated from just a few simple mechanical parameters: body mass, forward velocity, leg length, flight time, and contact time. We compared this method to force-platform-derived stiffness measurements for treadmill dynamometer and overground running conditions, at velocities ranging from 3.33 m·s<sup>-1</sup> to maximal running velocity in both recreational and highly trained runners. Stiffness values calculated with the proposed method ranged from 0.67% to 6.93% less than the force platform method, and thus were judged to be acceptable. Furthermore, significant linear regressions ( $p < 0.01$ ) close to the identity line were obtained between force platform and sine-wave model values of stiffness. Given the limits inherent in the use of the spring-mass model, it was concluded that this sine-wave method allows leg and stiffness estimates in running on the basis of a few mechanical parameters, and could be useful in further field measurements.

*Key Words:* spring-mass, modeling, practical calculation

During running, the musculoskeletal structures of the legs alternately store and return elastic energy, so the legs can be described as springs loaded by the runner’s body mass, constituting the “spring-mass model” (Alexander, 1992; Blickhan, 1989; Cavagna, Heglund, & Taylor, 1977; Cavagna, Saibene, & Margaria,

---

<sup>1</sup>Physiology Laboratory, PPEH Res. Unit, Univ. of Saint-Etienne, CHU Bellevue, 42055 St-Etienne Cedex 02, France; <sup>2</sup>Sport Sciences Res. Center, Faculty of Science and Technology, Univ. of La Réunion, 117 General Ailleret St., 97430 Le Tampon, France; <sup>3</sup>Neuromuscular Res. Center, Univ. of Jyväskylä, PO Box 35, 40014 Jyväskylä, Finland.



1964; McMahon & Cheng, 1990). This model has been a widely used concept for describing and studying the storage and return of elastic energy in the lower limbs in humans and other animals during bouncing and running (Dalleau, Belli, Bourdin, & Lacour, 1998; Farley, Blickhan, Saito, & Taylor, 1991; Farley & Gonzalez, 1996; Ferris, Louie, & Farley, 1998; He, Kram, & McMahon, 1991; McMahon, Valiant, & Fredrick, 1987; McMahon & Cheng, 1990). The model consists of a point mass supported by a single massless linear “leg spring.”

The main mechanical parameter studied when using the spring-mass model is the stiffness of the leg spring, defined as the ratio of the maximal force in the spring to the maximum leg compression at the middle of the stance phase (Farley & Gonzalez, 1996). Moreover, although it does not correspond to any physical spring, the term vertical stiffness is used to describe the vertical motion of the center of mass (CM) during contact (Farley & Gonzalez, 1996; McMahon & Cheng, 1990), and is defined as the ratio of the maximal force to the vertical displacement of the CM as it reaches its lowest point, i.e., the middle of the stance phase. Maximal ground reaction force and CM displacement measurements during running are needed to measure these parameters requiring dynamometers such as overground or treadmill-mounted force platforms, or even video motion-analysis (e.g., Arampatzis, Brüggemann, & Metzler, 1999). Such equipment is costly and not practical for field measurements.

Considering the descriptive and predictive power of the spring-mass model in running mechanics and the serious technical issues mentioned, the aim of this study was to propose and validate a simple calculation method for assessing leg and vertical stiffness during running. The computations inherent in the proposed method are based on a few simple mechanical parameters: contact and flight times, forward running speed, leg length, and body mass. We validated the method by comparing leg and vertical stiffness values measured with a force platform to those obtained using the proposed method during treadmill and overground running.

## Methods

For practical reasons our study was divided into two different protocols, one aiming to validate the presented method during treadmill running, the other during overground running. However, in both cases the force platform and sine-wave method stiffness values were each calculated in the same way. All participants gave their informed consent to take part in those protocols.

**Treadmill running:** Eight young men (age  $24 \pm 2$  yrs, height  $1.78 \pm 0.07$  m, body mass  $76.0 \pm 7.0$  kg; mean  $\pm$  *SD*) volunteered to participate in this study. They were physical education students and experienced in treadmill running. After a 5-min warm-up at  $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , they performed 30-s running bouts at 3.33, 3.89, 4.44, 5, 5.56, 6.11, and  $6.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  at their preferred step frequency (separated by 2 min of rest) on a treadmill dynamometer (HEF Techmachine, Andrézieux-Bouthéon, France). Using the same calibration procedure as Belli, Bui, Berger, Geysant, and Lacour (2001), we determined the treadmill's static nonlinearity to be less than 0.5% and 1%, respectively, in the vertical and horizontal directions. Natural vibration frequency (treadmill hit with a hammer) were 147 Hz in the vertical direction and 135 Hz in the anterior-posterior and mediolateral directions. Vertical ground reaction forces, belt velocity, and flight and contact times were measured at a sampling frequency of 500 Hz. All values were averaged for 10 consecutive steps for each velocity.

*Overground running:* 10 young men (age  $23 \pm 3$  yrs, height  $1.80 \pm 0.05$  m, body mass  $66.4 \pm 5.3$  kg) who were elite middle-distance runners volunteered to run over a 10-m force platform (Kistler, Winterthur, Switzerland; natural frequency higher than 150 Hz, horizontal to vertical cross-talk lower than 2%) at 4, 5, 6, and  $7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  and at their maximal running velocity. Velocity was measured by two pairs of photocells placed at each end of the force platform. Vertical ground reaction forces and flight and contact times were measured for one step at each velocity at a sampling rate of 1.8 kHz.

*Reference method. Vertical stiffness:* The vertical stiffness  $k_{\text{vert}}$  (in  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as:

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y_c^{-1} \tag{1}$$

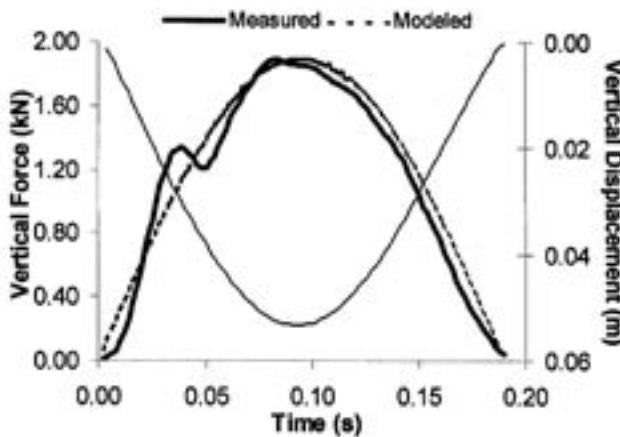
with  $F_{\text{max}}$  the maximal ground reaction force during contact (in kN) and  $\Delta y_c$  the vertical displacement of the CM when it reaches its lowest point (in m), determined by double integration of the vertical acceleration over time, as proposed by Cavagna (1975). Figure 1 shows a typical example of force and vertical displacement of the CM evolutions during contact.

*Leg stiffness:* The stiffness of the leg spring  $k_{\text{leg}}$  (in  $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ ) was calculated as follows:

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta L^{-1} \tag{2}$$

with  $\Delta L$  the peak displacement of the leg spring (in m) calculated from the initial leg length  $L$  (great trochanter to ground distance in a standing position), running velocity  $v$  (in  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), and the contact time  $t_c$  (in s), as per Farley and Gonzales (1996; Eq. 2 and 3):

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta y_c \tag{3}$$



**Figure 1** — Typical measured (thick line) and modeled (dotted line) vertical force over time during contact on treadmill running, and corresponding downward vertical CM displacement (thin line) (velocity of  $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , body mass of 68 kg).

*Sine-wave method. Model proposed:* This method is based on a model used by Dalleau et al. (2004) for vertical jumps, which considers the force as a function of time during contact to be a simple sine function (Alexander, 1989; Kram & Dawson, 1998):

$$F(t) = F_{\max} \sin\left(\frac{\pi}{t_c} t\right) \quad (4)$$

The validity of this postulate was checked by comparing areas under the measured and modeled  $F(t)$  curves for all steps analyzed (Figure 1). The mean absolute bias was calculated as  $|(Modeled - Force\ platform)/Force\ platform| \times 100$ .

*Calculations:* Complete calculations and assumptions are shown in the Appendix section of this paper.

The modeled vertical stiffness  $\hat{k}_{\text{vert}}$  was calculated as the ratio of the modeled maximal force  $\hat{F}_{\max}$  over the modeled vertical CM displacement  $\Delta\hat{y}_c$ :

$$\hat{k}_{\text{vert}} = \hat{F}_{\max} \cdot \Delta\hat{y}_c^{-1} \quad (5)$$

$$\text{with } \hat{F}_{\max} = mg \frac{\pi}{2} \left(\frac{t_f}{t_c} + 1\right) \quad (6)$$

$m$  being the participant's body mass (in kg), and  $t_f$  and  $t_c$ , respectively, being the flight and contact times (in s)

$$\text{and } \Delta\hat{y}_c = \frac{\hat{F}_{\max} t_c^2}{m \pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \quad (7)$$

The modeled leg stiffness  $\hat{k}_{\text{leg}}$  was calculated as follows:

$$\hat{k}_{\text{leg}} = \hat{F}_{\max} \cdot \Delta\hat{L}^{-1} \quad (8)$$

$$\text{with } \Delta\hat{L} = L - \sqrt{L^2 - \left(\frac{vt_c}{2}\right)^2} + \Delta\hat{y}_c \quad (9)$$

the modeled leg length variation (in m).

The participant's leg length was also modeled as:  $L_{\text{mod}} = 0.53h$  where  $h$  is the participant's height (in m), according to the anthropometric equations of Winter (1979), in order to check the validity of the presented stiffness calculation method using leg length values obtained from participant's height data.

In order to quantify the force platform-model values difference, we calculated an absolute mean error bias as follows:  $\text{Bias} = |(Modeled - Force\ platform)/Force\ platform| \times 100$ . The force platform-model relationships were further described by means of linear regressions and calculation of the determination coefficient  $R^2$ .

We then performed an ANOVA with the Scheffé post hoc test in order to check the eventual effect of velocity on the above-mentioned force platform-model bias. The statistically significant level was set at 0.05.

## Results

The bias between force platform and modeled  $F(t)$  areas was 5.33% (ranging from 11.7% at 3.33 m·s<sup>-1</sup> to 1.7% at 6.67 m·s<sup>-1</sup>) for treadmill running, 542 steps analyzed, and 2.93% (ranging from 3.17% at 4 m·s<sup>-1</sup> to 2.33% at 7 m·s<sup>-1</sup>) for overground running, 50 steps analyzed.

**Table 1 Main Mechanical Parameters Measured With Reference Method During Treadmill Running ( $M \pm SD$ )**

	Reference	Modeled	Bias (%)
$\Delta y_c$ (m)	$0.05 \pm 0.01$	$0.05 \pm 0.02$	$3.28 \pm 1.10$
$\Delta L$ (m)	$0.20 \pm 0.03$	$0.20 \pm 0.03$	$0.93 \pm 0.43$
$F_{\max}$ (kN)	$2.05 \pm 0.34$	$1.91 \pm 0.32$	$6.93 \pm 2.52$
$k_{\text{vert}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$37.70 \pm 8.84$	$37.74 \pm 8.87$	$0.12 \pm 0.53$
$k_{\text{leg}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$10.37 \pm 2.34$	$9.75 \pm 2.19$	$6.05 \pm 3.02$

*Note:* Measured with reference method, corresponding values calculated with proposed method and error bias values in between. Values presented are averaged for all participants and all velocities.

**Table 2 Main Mechanical Parameters Measured With Reference Method During Overground Running ( $M \pm SD$ )**

	Reference	Modeled	Bias (%)
$\Delta y_c$ (m)	$0.05 \pm 0.01$	$0.05 \pm 0.01$	$2.34 \pm 2.42$
$\Delta L$ (m)	$0.16 \pm 0.02$	$0.16 \pm 0.02$	$0.67 \pm 1.09$
$F_{\max}$ (kN)	$2.13 \pm 0.21$	$2.06 \pm 0.24$	$3.24 \pm 2.08$
$k_{\text{vert}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$51.39 \pm 21.46$	$50.21 \pm 20.40$	$2.30 \pm 1.63$
$k_{\text{leg}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	$13.28 \pm 1.85$	$12.95 \pm 2.13$	$2.54 \pm 1.16$

*Note:* Measured with reference method, corresponding values calculated with proposed method and error bias values in between. Values presented are averaged for all participants and all velocities.

The values of the different mechanical parameters measured and modeled and the reference-model bias are shown in Tables 1 and 2 for treadmill and overground running, respectively. For the vertical and leg stiffness, we obtained reference-model error biases of 0.12% (ranging from 1.53% at  $6.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to 0.07% at  $6.11 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) and of 6.05% (from 9.82% at  $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to 3.88% at  $6.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), respectively, during treadmill running. During overground running the bias was 2.30% (from 3.64% at  $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to 0.25% at  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) for the vertical stiffness, and 2.54% (from 3.71% at  $5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to 1.11% at maximal velocity) for leg stiffness.

Further, the reference-model linear regressions were significant ( $p < 0.01$ ;  $R^2 = 0.89$  to  $0.98$ ) for both vertical and leg stiffness either on the treadmill or during overground running (Figures 2 and 3, respectively).

The changes in reference and modeled values of stiffness with running velocities are reported in Figure 4 for treadmill and overground running. The ANOVA and the Scheffé post hoc test demonstrated for treadmill running a significant dif-

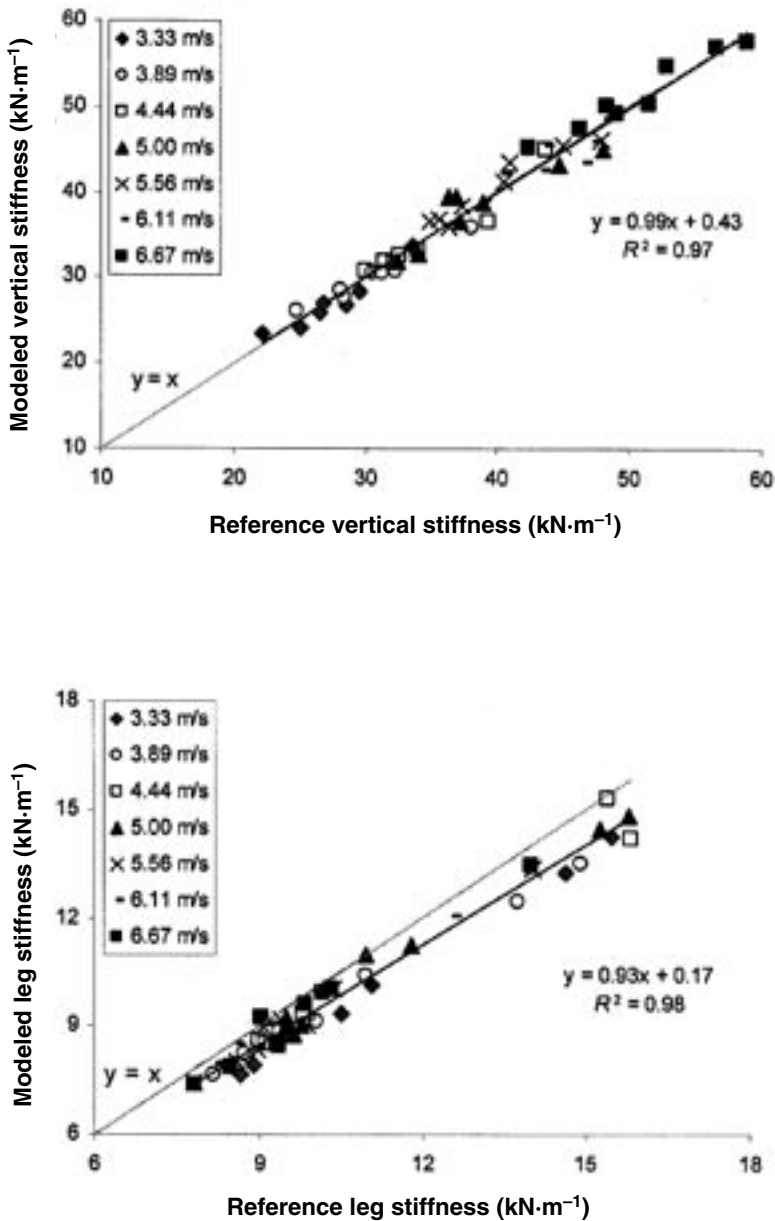


Figure 2 — Significant reference-model linear regressions ( $p < 0.01$ ) obtained during treadmill running for vertical stiffness (upper panel) and leg stiffness (lower panel) compared to the identity line. Each dot represents a mean value of stiffness for a participant at the corresponding velocity.

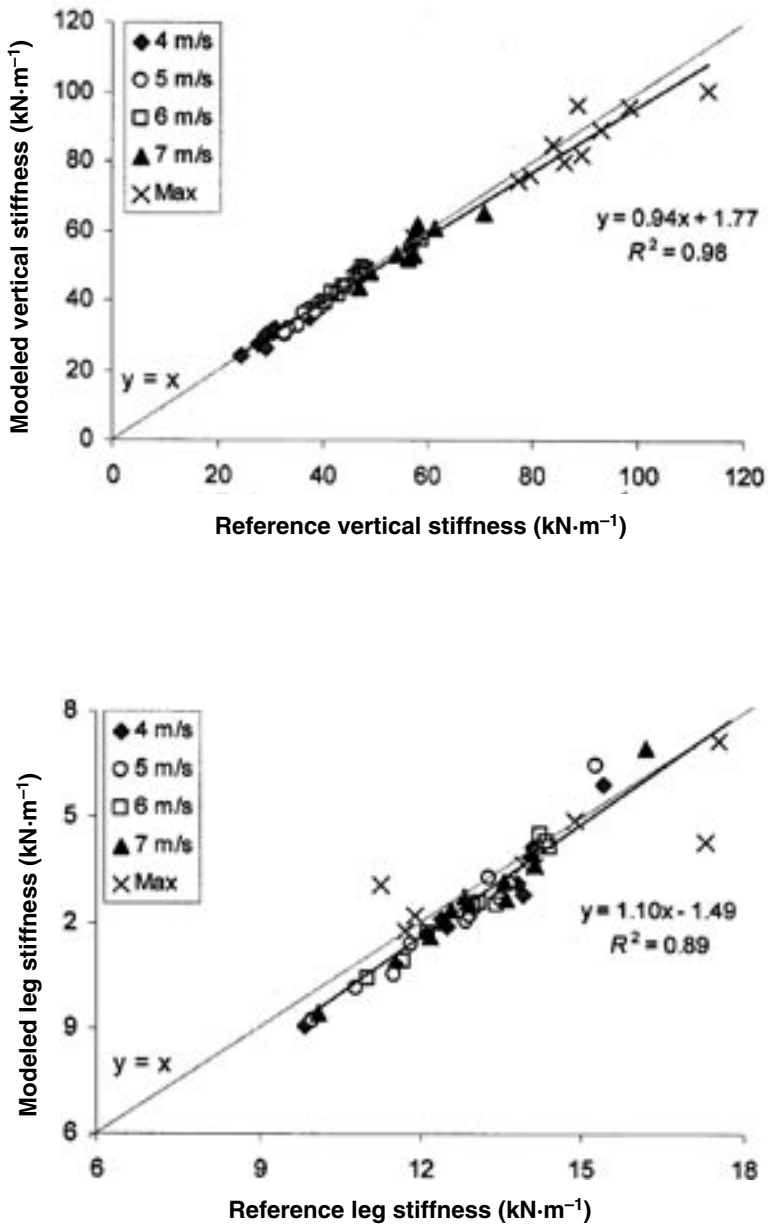


Figure 3 — Significant reference-model linear regressions ( $p < 0.01$ ) obtained during overground running for vertical stiffness (upper panel) and leg stiffness (lower panel) compared to the identity line. Each dot represents the value of stiffness of the step analyzed for each participant at the corresponding velocity.

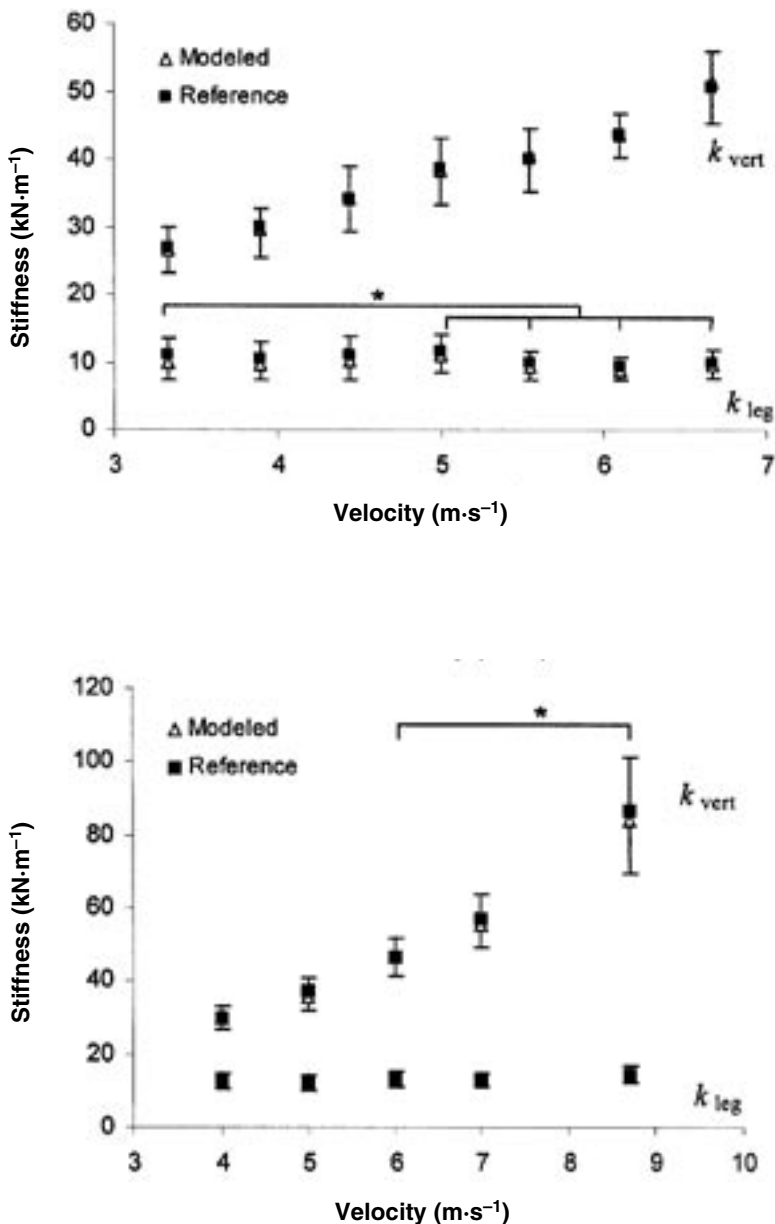


Figure 4 — Changes in the modeled and reference vertical and leg stiffness with running velocity during treadmill running (upper panel) and overground running (lower panel). \*Significant ( $p < 0.05$ ) difference in reference-model bias obtained by ANOVA and Scheffé post hoc test.

ference ( $p < 0.05$ ) between the bias in leg stiffness assessment at  $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  and that obtained at the four highest velocities. For overground running, a significant difference was observed on the vertical stiffness bias ( $p < 0.05$ ) obtained at  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  and at the maximal velocity (Figure 4).

The leg length calculation using Winter's equation led to a mean error bias of  $1.94 \pm 1.51\%$ , and the linear regression between the measured leg length and that obtained using Winter's model was significant ( $R^2 = 0.89$ ;  $p < 0.01$ ).

## Discussion

The values of the different mechanical parameters obtained in this study—vertical ground reaction forces, displacements, and stiffness—are in line with those of studies about the spring-mass model in running (Arampatzis et al., 1999; Blickhan, 1989; Farley & Gonzales, 1996; Ferris et al., 1998; He et al., 1991; McMahon et al., 1987; McMahon & Cheng, 1990). It should be noted that we obtained slight differences in displacements and vertical and leg stiffness between our two experimental protocols (treadmill and overground running), due to the different running abilities of the two populations in these two parts of the study.

Indeed, highly trained middle-distance runners who performed the force platform protocol showed lower CM displacement and leg length change and higher vertical and leg stiffness than the nonspecialists who volunteered to perform the treadmill protocol (e.g., leg stiffness:  $10.37 \pm 2.34 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  for the treadmill protocol group vs.  $13.28 \pm 1.85 \text{ kN}\cdot\text{m}^{-1}$  for overground runners). This is in line with the study of Mero and Komi (1986), who observed higher “apparent spring constants” of the support leg and lower CM displacement during running in highly trained sprinters compared to less-skilled ones (Luhtanen & Komi, 1980) or marathon runners (Ito, Komi, Sjödin, Bosco, & Karlsson, 1983).

The stiffness vs. velocity patterns (Figure 4), i.e., the increase in vertical stiffness and the constancy of leg stiffness with increasing velocity either on the treadmill or in overground conditions, has been previously noted in the literature (He et al., 1991; McMahon et al., 1987).

*Validity of the proposed sine-wave method:* The aim of this study was to provide a calculation method based on a few simple parameters allowing vertical and leg stiffness to be assessed during treadmill and overground running without a force platform. The low bias obtained between force platform and model values (from 0.12% to 6%), and the high determination coefficients (from 0.89 to 0.98,  $p < 0.01$ ), demonstrate the validity of this calculation method during both treadmill and overground running. Furthermore, the validity of this method was tested for a wide range of velocities (i.e., from  $3.33$  to  $6.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  on the treadmill and  $4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to maximal velocity on the force platform) with runners of different ability levels, from nonspecialists to highly trained middle-distance runners, all giving acceptable results (Figures 2 and 3). This may allow us to use the proposed method during submaximal to maximal velocity running, with either nonspecialists or elite athletes, in field conditions. It should be also noted that the mechanical parameter input to the model (maximal force, CM displacement, leg length change) also showed acceptable reference-model bias (0.67 to 6.93%, Tables 1 and 2).

*Basis postulate and assumptions:* The basis postulate of this study was that the  $F(t)$  curve can be fitted by means of a simple sine function. The validity of this sine modeling, recently used in a study aimed at validating a stiffness measuring



method during hopping (Dalleau, Belli, Viale, Lacour, & Bourdin, 2004), was checked by comparing areas under  $F(t)$  curves for all steps analyzed on the treadmill and on the force plate, and we obtained low error bias values (5.33% and 2.93%, respectively). On the treadmill the accuracy of this sine modeling was improved at faster velocities, the bias ranging from 11.7% at  $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  to only 1.7% at  $6.67 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . This was probably due to the alteration of the passive impact peak in the vertical ground reaction force at low velocity and to an  $F(t)$  curve more closely approximating a sine curve at faster velocities. This could explain the significant effect of velocity on reference-model bias in leg stiffness observed between that obtained at  $3.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  and that at the four highest velocities (Figure 4, upper panel), the accuracy of the basic sine-wave postulate increasing at faster velocities on the treadmill. To the contrary, this velocity effect on the bias was not observed during overground running.

The bias in  $F(t)$  curve fitting by the sine function was rather constant, and the previously mentioned velocity effect on reference-model bias was only significant ( $p = 0.043$ ) in vertical stiffness between that obtained at  $6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  and that at the maximal velocity (Figure 4, lower panel). This smaller effect of velocity may be explained by the fact that  $F(t)$  curves of elite level “forefoot striking” runners showed smaller or no passive impact peaks, whatever the velocity, with shorter contact times and  $F(t)$  plot shapes closer to a sine-wave (Nilsson & Thorstensson, 1989).

*Sensitivity analysis:* In order to further determine the influence of the different mechanical parameters constituting the presented model on the vertical and leg stiffness calculated, we performed a sensitivity analysis (Figure 5). It was then possible to observe the relative influence of each mechanical parameter on the calculated stiffness values. It should be noted that the most sensitive parameter, for both vertical and leg stiffness estimates, is the contact time. Its variation influences the stiffness in a proportion of about 1 to 2, i.e., for instance a 10% reduction in contact time leads, according to this model, to a 20% increase in vertical stiffness or even 25% in leg stiffness. All the other parameters have a 1 : 1 weight or even less, especially anthropometrical parameters of body mass and leg length.

Therefore, although the legs are not stiff either at landing or takeoff, resulting in a slight overestimation of leg length (Arampatzis et al., 1999), the influence of such a phenomenon on the accuracy of the stiffness calculations was not important. In addition, the results of the present study showed that the leg length value used in this sine-wave model can be obtained using anthropometric equations, on the basis of the individual's height, without significant changes in the stiffness values obtained. Furthermore, a recent study did not find any significant variation in the stiffness values obtained with the proposed method, using an estimated value of leg length from the participant's height according to Winter's model (Winter, 1979), showing that this parameter is not crucial for improving the accuracy of the sine-wave model (Jeannin, 2003).

This model also assumes a constant point-of-force application on the ground during the entire contact phase. However, the location of the point-of-force application was shown to move forward by about 0.16 m (Lee & Farley, 1998), and this constitutes another limitation of the simplest spring-mass model.

Finally, it is worth noting that the limits of the proposed sine-wave method are also those inherent in the use of any theoretical spring-mass model, i.e., the human lower limb is not a true linear spring in a physical sense. This point has been widely discussed elsewhere (Blickhan, 1989; Farley & Gonzales, 1996; Ferris, Louie, &

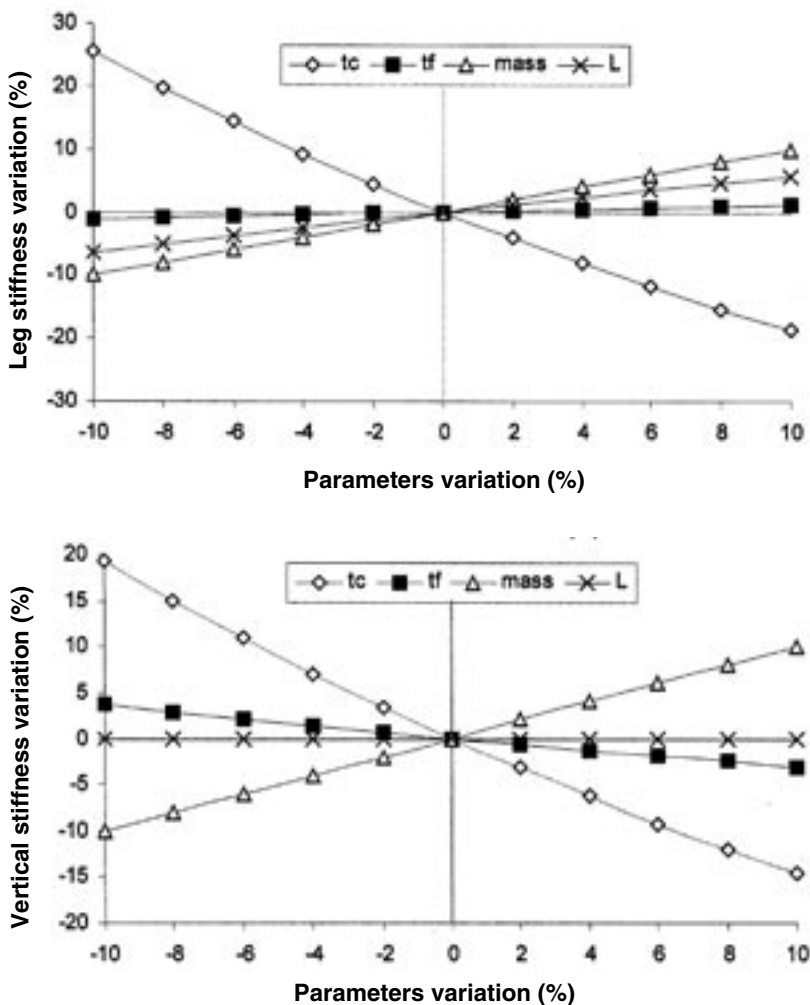


Figure 5 — Sensitivity analysis: Variations of the different mechanical parameters constituting the equation’s model plotted against the corresponding leg stiffness (upper panel) and vertical stiffness (lower panel) variations.

Farley, 1998; He et al., 1991; McMahon & Cheng, 1990). Even if one prefers the term “quasi-stiffness” (Latash & Zatsiorsky, 1993), the simplicity and predictive power of the spring-mass model in studies aimed at understanding and analyzing human running performance outweigh the limitations.

The equations based on a force-time curve sine modeling allow these calculations from simple mechanical parameters of flight and contact times, leg length, body mass, and running velocity. The reference-model biases on calculated stiffness were acceptable for a wide range of velocities, different levels of runners, and

either on a treadmill dynamometer or overground. To conclude, this new method may allow researchers to measure and to understand the influence of leg stiffness on performance in field running conditions and also to improve track & field coaching and training.

## References

- Alexander, R.M. (1989). On the synchronization of breathing with running in wallabies (*Macropus spp.*) and horses (*Equus caballus*). *Journal of Zoology (London)*, **218**, 69-85.
- Alexander, R.M. (1992). A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, **B338**, 189-198.
- Arampatzis, A., Brüggemann, G.-P., & Metzler, V. (1999). The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *Journal of Biomechanics*, **32**, 1349-1353.
- Belli, A., Bui P., Berger, A., Geysant, A., & Lacour, J.-R. (2001). A treadmill ergometer for three-dimensional ground reaction forces measurement during walking. *Journal of Biomechanics*, **34**, 105-112.
- Blickhan, R. (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics*, **22**, 1217-1227.
- Cavagna, G.A. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, **39**, 174-179.
- Cavagna, G.A., Heglund, N.C., & Taylor, C.R. (1977). Mechanical work in terrestrial locomotion: Two basic mechanisms for minimizing energy expenditure. *American Journal of Physiology*, **233**, R243-R261.
- Cavagna, G.A., Saibene, F.P., & Margaria, R. (1964). Mechanical work in running. *Journal of Applied Physiology*, **19**, 249-256.
- Dalleau, G., Belli, A., Bourdin, M., & Lacour, J.-R. (1998). The spring-mass model and the energy-cost of treadmill running. *European Journal of Applied Physiology*, **77**, 257-263.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2004). A simple method for field measurement of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine*, **25**, 170-176.
- Farley, C.T., Blickhan, R., Saito, J., & Taylor, C.R. (1991). Hopping frequency in humans: A test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *Journal of Applied Physiology*, **71**, 2127-2132.
- Farley, C.T., & Gonzalez, O. (1996). Leg stiffness and stride frequency in human running. *Journal of Biomechanics*, **29**, 181-186.
- Ferris, D., Louie, M., & Farley, C.T. (1998). Running in the real world: Adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proceedings of the Royal Society of London*, **265**, 898-994.
- He, J., Kram, R., & McMahon, T. (1991). Mechanics of running under simulated low gravity. *Journal of Applied Physiology*, **71**, 863-870.
- Ito, A., Komi, P.V., Sjödin, B., Bosco, C., & Karlsson, J. (1983). Mechanical efficiency of positive work in running at different speeds. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, **15**, 299-308.
- Jeannin, T. (2003). *Mesure des paramètres mécaniques de la course sur tapis roulant et sur le terrain* [Measurement of mechanical parameters during treadmill and overground running]. Saint-Etienne, France: University of Saint-Etienne.
- Kram, R., & Dawson, T.J. (1998). Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos (*Macropus rufus*). *Comparative Biochemistry and Physiology*, **120**, 41-49.
- Latash, M.L., & Zatsiorsky, V.M. (1993). Joint stiffness: Myth or reality? *Human Movement Studies*, **12**, 653-692.

- Lee, C., & Farley, C.T. (1998). Determinants of the center of mass trajectory in human walking and running. *Journal of Experimental Biology*, **201**, 2935-2944.
- Luhtanen, P., & Komi, P.V. (1980). Force-, power-, and elasticity-velocity relationships in walking, running and jumping. *European Journal of Applied Physiology*, **44**, 279-289.
- McMahon, T.A., & Cheng, G.C. (1990). The mechanics of running: How does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics*, **23**, 65-78.
- McMahon, T.A., Valiant, G., & Frederick, E.C. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, **62**, 2326-2337.
- Mero, A., & Komi, P.V. (1986). Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at sub-maximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *European Journal of Applied Physiology*, **55**, 553-561.
- Nilsson, J., & Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, **136**, 217-227.
- Winter, D.A. (1979). *Biomechanics of human movement*. New York: Wiley & Sons.

## APPENDIX

### Modeled vertical stiffness computations

The modeled vertical stiffness  $\hat{k}_{\text{vert}}$  was calculated as:

$$\hat{k}_{\text{vert}} = \hat{F}_{\text{max}} \cdot \Delta \hat{y}_c^{-1} \quad (5)$$

with  $\hat{F}_{\text{max}}$  the modeled maximal force and  $\Delta \hat{y}_c$  the modeled vertical peak displacement of the center of mass (CM) during contact.

### $\hat{F}_{\text{max}}$ computations

The pattern of vertical ground reaction force over time was modeled using the following equation:

$$F(t) = F_{\text{max}} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right) \quad (4)$$

with  $F_{\text{max}}$  the peak force value and  $t_c$  the contact time.

From this equation, the momentum change during contact is:

$$\int_0^{t_c} [F(t) - mg] \cdot dt = m\Delta u = mgt_f \quad (A10)$$

with  $m$  the participant's body mass,  $u$  the vertical velocity,  $g$  the gravity acceleration, and  $t_f$  the mean flight time (mean of flight times before and after contact). Substituting Eq. A4 in Eq. A10 gives:

$$\int_0^{t_c} \left[ F_{\text{max}} \cdot \sin\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right) - mg \right] \cdot dt = m\Delta u = mgt_f \quad (A11)$$

$$\left[ -F_{\text{max}} \frac{t_c}{\pi} \cos\left(\frac{\pi}{t_c} \cdot t\right) \right]_0^{t_c} - mgt_c = mgt_f \quad (A12)$$

$$2 F_{\text{max}} \frac{t_c}{\pi} mg (t_f + t_c) \quad (A13)$$

The modeled peak force during contact is then obtained as:

$$\hat{F}_{\text{max}} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right) \quad (6)$$

### $\Delta \hat{y}_c$ computations

Based on Eq. A4 and according to the fundamental law of dynamics, vertical velocity is obtained by integrating the vertical acceleration of the CM during contact:

$$u(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ \frac{F(t)}{m} - g \right] \cdot dt + u(t_0) \quad (\text{A14})$$

$u(t_0)$  being the downward vertical velocity at the beginning of contact.

$$u(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ \frac{\hat{F}_{\max}}{m} \sin \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) - g \right] \cdot dt + u(t_0) \quad (\text{A15})$$

$$u(t) = \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) \right]_{t_0}^{t_c} - gt + u(t_0) \quad (\text{A16})$$

Knowing that the vertical velocity is nil at the time of half-contact:

$$u\left(\frac{t_c}{2}\right) = \frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} - g \frac{t_c}{2} + u(t_0) = 0 \quad (\text{A17})$$

$$\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} + u(t_0) = g \frac{t_c}{2} \quad (\text{A18})$$

The final expression of vertical velocity during contact being:

$$u(t) = -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) - gt + g \frac{t_c}{2} \quad (\text{A19})$$

Integrating this vertical velocity over time, vertical displacement can be obtained:

$$y(t) = \int_{t_0}^{t_c} u(t) \cdot dt + y(t_0) \quad (\text{A20})$$

with  $y(t_0)$  the vertical position of the CM at the beginning of contact.

Assuming  $y(t_0) = 0$  and substituting Eq. A19 in Eq. A20:

$$y(t) = \int_{t_0}^{t_c} \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c}{\pi} \cos \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) - gt + g \frac{t_c}{2} \right] \cdot dt \quad (\text{A21})$$

$$y(t) = \left[ -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} \sin \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) - \frac{1}{2} gt^2 \right]_{t_0}^{t_c} + g \frac{t_c}{2} t \quad (\text{A22})$$

$$y(t) = -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} \sin \left( \frac{\pi}{t_c} \cdot t \right) - \frac{1}{2} gt^2 + g \frac{t_c}{2} t \quad (\text{A23})$$

The total CM displacement at the time of half contact, i.e., for  $t = t_c / 2$  is then:

$$\Delta \hat{y}_c = -\frac{\hat{F}_{\max}}{m} \frac{t_c^2}{\pi^2} + g \frac{t_c^2}{8} \quad (7)$$

### Modeled leg stiffness computations

The modeled leg stiffness  $\hat{k}_{\text{leg}}$  was calculated as:

$$\hat{k}_{\text{leg}} = \hat{F}_{\max} \cdot \Delta \hat{L}^{-1} \quad (8)$$

with  $\Delta \hat{L}$  the modeled leg peak displacement during contact.

### $\Delta \hat{L}$ computations

$\Delta \hat{L}$  was obtained on the basis of the spring-mass model's typical equations and assumptions (Farley & Gonzales, 1996; McMahon & Cheng, 1990):

$$\Delta \hat{L} = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{vt_c}{2} \right)^2} + \Delta \hat{y}_c \quad (9)$$

$L$  being the participant's leg length and  $v$  the constant horizontal velocity.

## *ANNEXE V*

**Morin J.-B., Jeannin T., Chevallier B., Belli A.,  
(sous presse 2005),**

Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue induced changes.

*International Journal of Sports Medicine*

J.-B. Morin  
T. Jeannin  
B. Chevallier  
A. Belli

## Spring-Mass Model Characteristics During Sprint Running: Correlation with Performance and Fatigue-Induced Changes

### Abstract

Spring-mass model properties of eight non-specialized male runners were measured during four straight 100-m sprints on an athletics track. A recently developed simple measurement method allowed to calculate leg and vertical stiffness, vertical displacement of the center of mass, and stride temporal characteristics. Changes in these mechanical parameters were studied and correlated with those of sprint performance. During the first 100 m, forward velocity showed significant variations (mean value of  $8.10 \pm 0.31 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  over the entire 100 m), while leg and vertical stiffnesses ( $19.5 \pm 4.3 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1}$  and  $93.9 \pm 12.4 \text{ kN} \cdot \text{m}^{-1}$ , respectively) remained constant. No significant link was found between mechanical and performance parameters over this first

sprint. During the following three sprints, vertical stiffness, step frequency, and contact time significantly decreased ( $20.6 \pm 7.9\%$ ,  $8.03 \pm 3.34\%$ , and  $14.7 \pm 7.2\%$  of the first 100-m value, respectively) with decreasing maximal and mean velocities ( $10.9 \pm 2.0\%$  and  $7.30 \pm 5.23\%$ , respectively), whereas leg stiffness and maximal force remained constant. Furthermore, changes between these mechanical and performance parameters were significantly related, showing the clear relationship between impairment in spring-mass model properties of the runners' lower limbs and the decrease in performance in fatigue conditions induced by the repetition of these all-out efforts.

### Key words

Spring-mass · modelling · field conditions · maximal velocity

### Introduction

Parameters influencing the decrease in sprint running performance in fatigue conditions have been widely studied from a metabolic point of view. For instance, it has been reported that sprint running performance was strongly related to high-energy phosphate stores depletion and glycolytic energy production abilities, and with post-exercise lactic acidosis [8,21]. From a mechanical point of view, running is a typical human movement involving a storage and restitution of elastic energy within lower limbs' musculo-tendinous structures, during the stretch-shortening cycle (SSC) [3,13,16,22,26,27]. During running, musculo-tendinous structures of the runner's legs alternately store and return elastic energy, so that legs can be described as springs loaded by the weight and inertia of the body mass, constituting the

"spring-mass model" (SMM) [1,3,7,26]. This paradigm has been used to describe and study the storage and return of elastic energy within lower limbs in human and animals during bouncing and running gaits [10,15,17–19,26,27]. The main mechanical parameter studied when using the spring-mass model is the stiffness of the leg spring, defined as the ratio of the maximal force to the maximum leg compression at the middle of the stance phase [17]. Moreover, although it does not correspond to any physical spring, the vertical stiffness is used to model the vertical motion of the center of mass (CM) during contact [17,26], and is defined as the ratio of the maximal force to the vertical downward maximal displacement of the CM as it reaches its lowest point, i.e. at the middle of the stance phase. Studies dealing with SSC and stiffness during running showed an increase in vertical stiffness with increasing velocity, leg stiff-

### Affiliation

Laboratoire de Physiologie – PPEH, Université de Saint-Etienne, France

### Correspondence

Jean-Benoît Morin · Médecine du Sport et Myologie · CHU Bellevue · 42055 Saint-Etienne Cedex 02 · France · E-mail: Jean.Benoit.Morin@univ-st-etienne.fr

Accepted after revision: November 25, 2004

### Bibliography

Int J Sports Med 2005; 26: 1–8 © Georg Thieme Verlag KG · Stuttgart · New York · DOI 10.1055/s-2005-837569 · ISSN 0172-4622

ness remaining constant [19,27]. This relationship between spring-mass characteristics and running performance has been established under sub-maximal conditions. For example, Dutto and Smith [14] recently showed significant changes in the main mechanical characteristics of the SMM, i.e. a decrease in stride rate and vertical stiffness was observed as running time increased during a constant sub-maximal speed run to exhaustion, at an intensity level corresponding to approximately 80% of the subjects' maximal aerobic capacity [14]. During maximal SSC conditions, most of the available data have been measured during repeated jumps, for instance on sledge apparatus, and showed significant effects of SSC fatigue on jumping performance or joint stiffness [4, 24, 33]. On the other hand, to the best of our knowledge, data reporting measurements of SMM mechanical characteristics during maximal sprint running and their correlation with performance, and changes with sprint repetition and fatigue, are quite rare in the literature. For instance, Nummela et al. [36] reported changes in stride characteristics (contact and swing times, stride rate and EMG activity) during all-out 400-m sprints. However, since stiffness measurements usually require dynamometers such as overground or treadmill-mounted force platforms and/or video motionanalysis, field data over an entire sprint exercise remained technically and/or financially unobtainable, maybe explaining the previously mentioned lack observed in the literature. Fortunately, a recently developed method [32] allows measurement of SMM characteristics in outdoor overground running conditions, on the basis of few simple mechanical parameters: leg length, forward velocity, body mass, flight and contact times. This model was used in the present study to measure the main SMM parameters of vertical and leg stiffness, stride frequency and downward maximal CM displacement during contact over entire 100-m sprints. The aims of this study were then: 1) to measure SMM characteristics during maximal sprint running in field conditions, 2) to investigate relationships between those mechanical parameters and sprint performance parameters, and 3) to quantify changes in these data due to fatigue induced by sprints repetition.

## Materials and Methods

### Subjects and protocol

Eight male subjects, physical education students who were not sprint running specialists (age [mean  $\pm$  SD]: 23  $\pm$  4 years; height: 1.77  $\pm$  0.06 m; body mass: 72.7  $\pm$  6.7 kg and leg length: 0.94  $\pm$  0.05 m) gave their written informed consent to participate in this study. After a standardized warm-up, they performed four all-out 100-m sprints during which performance and spring-mass model parameters were measured. The four different sprints were separated by 2 min of passive rest.

### Sprint performance

Each maximal 100-m sprint was performed from a standing start on a standard synthetic track and field lane. Since none of the subjects was accustomed to those techniques, starting-blocks and spiked shoes were not used in this study. Instantaneous running velocity ( $v$  in  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) over time and distance was measured by means of a radar Stalker ATS System<sup>TM</sup> (Radar Sales, Minneapolis, MN, US) at a sampling frequency of 35 Hz. The radar device was placed on a tripod 10 m behind the subject at a height of 1 m

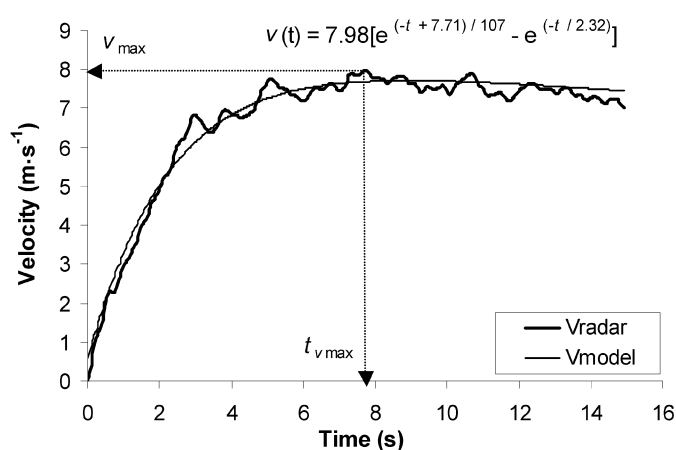


Fig. 1 Typical speed-time curve measured by the radar (bold line) and modeled by the biexponential equation (gray line). In this typical example,  $v_{\max} = 7.98 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ,  $t_{v\max} = 7.71 \text{ s}$ , and the time constants for acceleration and deceleration are respectively  $\tau_1 = 2.32 \text{ s}$  and  $\tau_2 = 107 \text{ s}$ .

corresponding approximately to the height of the subject's center of mass (CM). The reliability of this device was checked by comparing times every 10 m measured by the radar and photocells respectively during an entire 100-m for 12 subjects. The strong linear relationship between the two measurements ( $t_{\text{radar}} = 1.01 t_{\text{cells}} - 0.06$ ;  $r^2 = 0.99$ ;  $p < 0.01$ ) confirmed a previous validation measuring the velocity of moving objects [9]. From these measurements, maximal running velocity ( $v_{\max}$  in  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) and time to reach  $v_{\max}$  ( $t_{v\max}$  in s) were obtained for each trial (Fig. 1), as well as the 100-m time ( $t_{100}$  in s) and the corresponding mean 100-m velocity ( $v_{100}$  in  $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$ ). In order to better analyze the 100-m performance, and especially the acceleration and deceleration characteristics of each sprint, speed-time curves were then fitted by a biexponential function [20,37] (Fig. 1):

$$v(t) = v_{\max} [e^{(-(t+t_{v\max})/\tau_2)} - e^{(-t/\tau_1)}] \quad (1)$$

$\tau_1$  and  $\tau_2$  being respectively the time constant for acceleration and deceleration of this relationship. The decrease in velocity occurring in the final phase of the sprint was also quantified as the percentage of  $v_{\max}$  lost during the last 20 m part of the 100 m:  $v_{\text{loss}}$  (in % of  $v_{\max}$ ) was calculated as  $v_{\text{loss}} = 1 - (v_{80-100} \cdot v_{\max}^{-1}) \cdot 0.100$ ,  $v_{80-100}$  being the mean running velocity over the 80 to 100 m part of the sprint.

### Spring-mass model characteristics

In order to measure stride temporal characteristics, i.e. contact time ( $t_c$  in s), flight time ( $t_f$  in s), and step frequency ( $SF$  in Hz), two FSR pressure sensors (Interlink, UK) were taped under the insole of each shoe, facing the heel and the first metatarsal (big toe) regions. Each pair of sensors was connected in series allowing detection of the instants of heel-strike and toe-off and thus measurement of  $t_c$  and  $t_f$  for each step. Data were sampled at 400 Hz and recorded via a portable acquisition system (Minipod 116, Computer Instrumentation). Subjects wore a close-fitting sprint suit specially designed so that none of the acquisition system component (wires, connections) disturbed their running movement.



The main mechanical parameters of the SMM were calculated for each step according to a recently developed method based on a sine-wave modelling of the force-time curve during contact [1,23]. This new method allows leg and vertical stiffness to be estimated from just a few simple mechanical parameters: body mass, forward velocity, leg length, flight and contact times. In order to validate it, the authors compared stiffness values obtained with this method to force platform derived stiffness measurements for treadmill dynamometer and overground running conditions. This was done at velocities ranging from 3.33 m·s<sup>-1</sup> to maximal running velocity in recreational and highly trained runners populations. Stiffness values calculated with the proposed method ranged from 0.67% to 6.93% less than those obtained with the “classical” force plate method mentioned in introduction, and thus judged to be acceptable.

Furthermore, significant linear regressions ( $p < 0.01$ ), close to the identity line were obtained between force platform and sine-wave model values of stiffness. Given the limits inherent in the use of the spring-mass model, the authors concluded that this sine-wave method allowed leg and stiffness estimates in running on the basis of a few mechanical parameters, and could be useful in field conditions measurements [32]. Furthermore, this kind of sine-wave modelling has been recently validated to measure lower limb stiffness during hopping [11]. According to this method, from the basis modelling of  $F(t)$  curves by a simple sinus function, vertical stiffness ( $k_{\text{vert}}$  in kN·m<sup>-1</sup>) was calculated as the ratio of maximal force ( $F_{\text{max}}$  in kN) to the maximal downward displacement of the CM during contact ( $\Delta y_c$  in m):

$$k_{\text{vert}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta y_c^{-1} \quad (2)$$

with

$$F_{\text{max}} = m \cdot g \cdot \frac{\pi}{2} \cdot \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right) \quad (3)$$

$m$  being the subject's body mass (in kg), and

$$\Delta y_c = -\frac{F_{\text{max}}}{m} \cdot \frac{t_c^2}{\pi^2} + g \cdot \frac{t_c^2}{8} \quad (4)$$

Leg stiffness ( $k_{\text{leg}}$  in kN·m<sup>-1</sup>) was calculated as the ratio of  $F_{\text{max}}$  to the peak displacement of the leg spring  $\Delta L$  (in m) during contact:

$$k_{\text{leg}} = F_{\text{max}} \cdot \Delta L^{-1} \quad (5)$$

with

$$\Delta L = L - \sqrt{L^2 - \left( \frac{v_c \cdot t_c}{2} \right)^2} + \Delta y_c \quad (6)$$

assuming that the peak CM downward displacement occurs at the very moment  $F_{\text{max}}$  is reached, [17,26]. In this equation,  $L$  is the initial leg length (great trochanter to ground distance in a standing position),  $v_c$  is the mean forward running velocity (in

m·s<sup>-1</sup>) during contact, measured by averaging radar values of instantaneous velocity during the entire contact time.

### Data analysis

Descriptive statistics and ANOVA with Fisher's post-hoc test were used to determine changes in sprint performance parameters and spring-mass characteristics, and to check eventual differences within the different 20-m parts of the first 100 m. Thus, for each parameter, 20–40-, 40–60-, 60–80-, and 80–100-m data corresponded to averaged values for all steps made within these parts of the 100 m. Pearson's correlation test was then used to determine whether sprint running performance was linked with spring-mass model characteristics of the subjects. 0 to 20-m values were discarded since the model used for stiffness calculation does not consider the runner in an inclined position, as it was the case in this part of the sprint. In order to study the evolution of sprint performance and spring-mass model parameters with sprint repetition, ANOVA and Fisher's post-hoc test were used: for each parameter, values of all steps analyzed within each 100 m (from 32 to 41 depending on subjects and sprints) were averaged and considered as the mean value for the first, second, third and fourth sprints. Changes between parameters' values between the first and the fourth sprint were calculated and Pearson's correlation test used to find out whether those changes were linked. Statistical significant level was set at  $p < 0.05$ .

### Results

#### Spring-mass characteristics and sprint performance: the first 100 m

Concerning the first sprint, mechanical parameters of the SMM are reported in Table 1, only  $v_c$  showed significant changes over this sprint. Sprint performance parameters are reported in Table 2. The correlation test did not show any significant relationship between mechanical and sprint performance parameters. Only a nonsignificant trend ( $p = 0.12$ ) was found between  $v_c$  and  $k_{\text{vert}}$ .

#### Changes with sprints repetition

Changes in mechanical and performance parameters over the four sprints are presented in Table 3. The ANOVA and Fisher's post hoc test showed that  $t_c$ ,  $\Delta y_c$ , and  $v_{\text{loss}}$  increased with sprints repetition, whereas all the other parameters that did significantly change, i.e.  $v_c$ ,  $SF$ ,  $v_{100}$ ,  $v_{\text{max}}$ ,  $\tau_1$ ,  $\tau_2$ , and  $k_{\text{vert}}$  decreased from the first to the last sprint. On the contrary,  $F_{\text{max}}$  and  $k_{\text{leg}}$  did not change significantly between these sprints.

#### Relationships between spring-mass model and performance parameters

A significant positive linear relationship ( $p < 0.01$ ) was found between  $k_{\text{vert}}$  and both the mean 100-m velocity and the mean forward velocity for each step made (Fig. 2). No significant relationship with the global 100-m performance was found for  $k_{\text{leg}}$  or any other spring-mass model parameter. Concerning changes in parameters between the first and the fourth sprint, Fig. 3 shows the significant positive relationship between changes in  $k_{\text{vert}}$  and changes in sprint performance parameters of  $v_{100}$  and  $v_{\text{max}}$ . These two last sprint performance parameters changes were also significantly associated with changes in  $\Delta y_c$  (Fig. 4). Further,

Table 1 Mechanical parameters (mean [SD]) obtained during the different parts of the first 100-m and mean values for the entire sprint. ANOVA showed significant differences ( $p < 0.05$ ) only for  $v_c$ . Fisher's post hoc test results

Parameter	20–40 m	40–60 m	60–80 m	80–100 m	Entire 100 m	ANOVA
$t_c$ (ms)	111 (14)	108 (15)	110 (12)	113 (11)	110 (13)	ns
$t_v$ (ms)	137 (13)	141 (13)	142 (11)	146 (16)	141 (13)	ns
$v_c$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	7.93 (0.34)	8.33 (0.34) <sup>a</sup>	8.24 (0.24) <sup>a</sup>	7.89 (0.40) <sup>b, c</sup>	8.10 (0.31)	*
$k_{leg}$ ( $kN \cdot m^{-1}$ )	19.7 (4.8)	19.8 (5.2)	18.9 (3.5)	19.5 (4.3)	19.5 (4.3)	ns
$k_{vert}$ ( $kN \cdot m^{-1}$ )	93.9 (14.6)	98.3 (16.6)	93.8 (10.2)	89.6 (9.8)	93.9 (12.4)	ns
$F_{max}$ (kN)	2.54 (0.25)	2.63 (0.27)	2.60 (0.20)	2.60 (0.21)	2.60 (0.22)	ns
$\Delta y_c$ (cm)	2.79 (0.38)	2.75 (0.38)	2.84 (0.31)	2.98 (0.31)	2.84 (0.32)	ns
$\Delta L$ (cm)	13.8 (2.7)	14.2 (2.8)	14.5 (2.3)	14.2 (2.2)	14.2 (2.4)	ns
SF (Hz)	4.06 (0.26)	4.05 (0.25)	3.99 (0.20)	3.90 (0.21)	4.00 (0.21)	ns

<sup>a</sup> significantly different ( $p < 0.05$ ) from 20–40-m value; <sup>b</sup> significantly different ( $p < 0.05$ ) from 40–60-m value; <sup>c</sup> significantly different ( $p < 0.05$ ) from 60–80-m value

Table 2 Sprint performance parameters (mean [SD]) measured during the first 100 m

Parameter	Mean (SD)
$t_{100}$ (s)	14.21 (0.79)
$v_{100}$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	7.06 (0.38)
$v_{max}$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	8.74 (0.28)
$t_{vmax}$ (s)	8.79 (1.16)
$\tau_1$ (s)	2.84 (0.46)
$\tau_2$ (s)	128 (94)
$v_{loss}$ (% of $v_{max}$ )	10.5 (2.8)

changes in  $k_{vert}$  were significantly linked with changes in the other spring-mass model parameters studied:  $\Delta y_c$  and SF (Fig. 5).

## Discussion

### Spring-Mass Model characteristics during field sprint running

To our knowledge, this was the first time SMM properties of runners were measured over an entire 100-m sprint in field conditions. The simple calculation method [32] made it possible to measure the main mechanical parameters of the leg spring, during such an all-out effort, out the need of **author, please check sentence** dynamic measurements and the corresponding serious technical issues.

Table 3 Spring-mass model and performance parameters (mean [SD]) for the first, second, third, and fourth 100-m sprint, % change corresponds to the mean variation (as a percentage of the first 100-m value) of parameters between the first and the last sprint for the eight subjects

Parameter	1st 100 m	2nd 100 m	3rd 100 m	4th 100 m	ANOVA	% change
$t_c$ (ms)	110 (13)	120 (13)	123 (18)	129 (21) <sup>a</sup>	*	14.7 (7.2)
$t_v$ (ms)	141 (13)	143 (10)	146 (15)	148 (16)	ns	–
$v_c$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	8.10 (0.31)	7.75 (0.23) <sup>a</sup>	7.42 (0.35) <sup>a</sup>	7.10 (0.33) <sup>a, b</sup>	*	–11.6 (3.1)
$k_{leg}$ ( $kN \cdot m^{-1}$ )	19.5 (4.3)	17.1 (3.4)	17.9 (5.3)	18.3 (5.5)	ns	–
$k_{vert}$ ( $kN \cdot m^{-1}$ )	93.9 (12.4)	81.4 (10.0)	78.4 (13.5) <sup>a</sup>	74.9 (14.2) <sup>a</sup>	*	–20.6 (7.9)
$F_{max}$ (kN)	2.60 (0.22)	2.52 (0.26)	2.51 (0.31)	2.53 (0.27)	ns	–
$\Delta y_c$ (cm)	2.84 (0.32)	3.15 (0.26)	3.30 (0.39) <sup>a</sup>	3.51 (0.41) <sup>a</sup>	*	21.2 (9.4)
$\Delta L$ (cm)	14.2 (2.4)	15.5 (2.25)	15.2 (2.77)	15.3 (3.57)	ns	–
SF (Hz)	4.00 (0.21)	3.89 (0.13)	3.74 (0.17) <sup>a</sup>	3.64 (0.16) <sup>a</sup>	*	–8.03 (3.34)
$v_{100}$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	7.06 (0.38)	6.96 (0.21)	6.68 (0.3) <sup>a</sup>	6.45 (0.27) <sup>a, b</sup>	*	–7.30 (5.23)
$v_{max}$ ( $m \cdot s^{-1}$ )	8.74 (0.28)	8.36 (0.32) <sup>a</sup>	8.08 (0.34) <sup>a</sup>	7.73 (0.28) <sup>a, b, c</sup>	*	–10.9 (2.0)
$\tau_1$ (s)	2.84 (0.46)	2.31 (0.52) <sup>a</sup>	2.16 (0.62) <sup>a</sup>	2.13 (0.27) <sup>a</sup>	*	–25.2 (18.9)
$\tau_2$ (s)	128 (94)	77.6 (26.1)	82.8 (29.9)	58.8 (11.4) <sup>a</sup>	*	–38.6 (30.5)
$v_{loss}$ (%)	10.5 (2.8)	11.6 (2.7)	14.5 (4.7) <sup>a</sup>	14.8 (2.6) <sup>a</sup>	*	41.5 (16.3)

\* significant difference ( $p < 0.05$ ) showed by the ANOVA; Results of the Fisher's post hoc test: <sup>a</sup> significantly different from the 1st sprint; <sup>b</sup> significantly different from the 2nd sprint; <sup>c</sup> significantly different from the 3rd sprint; <sup>d</sup> significantly different from the 4th sprint

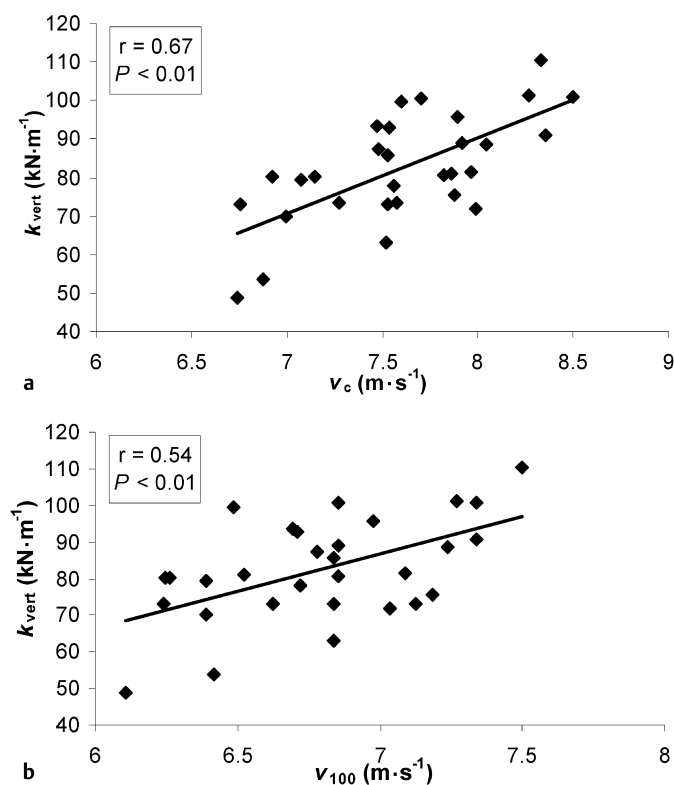


Fig. 2 **a** and **b** Significant linear relationship between vertical stiffness and both the mean forward velocity during contact (**a**) and the mean velocity over the entire 100 m (**b**).

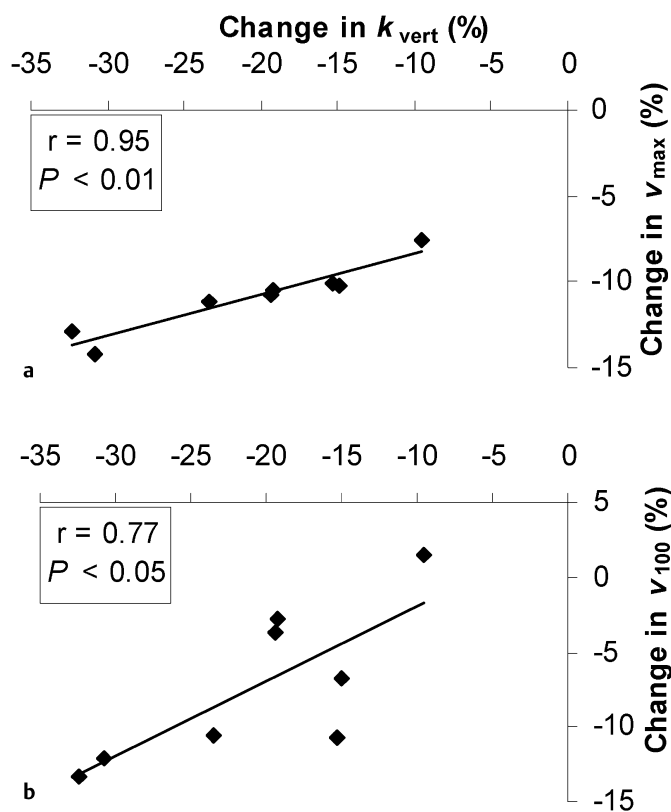


Fig. 3 **a** and **b** Significant positive linear relationship between changes in vertical stiffness and both the change in maximal running velocity (**a**) and that in mean 100-m velocity (**b**).

Values obtained during this first sprint performed in maximal non-fatigued conditions were in line with those previously described in the literature during maximal sprint running: contact and flight times, and step frequency were comparable with those measured using either foot switches under insoles [35,36] or dynamic and kinematic tools [5,25,29–31,34], though contact times were much shorter than those observed in sub-maximal running conditions, for instance contact times of 0.11 s in the present study vs. circa 0.3 s [17,19,29], and step frequencies much higher [14]. Concerning leg spring properties, leg length variation and downward displacement of the CM during contact are in line with those measured using the same calculation method [32], and those encountered at lower velocities, though slightly smaller [6,17]. Vertical stiffness values were similar to those obtained with the same calculation method [32] and slightly higher to values measured at lower velocities, e.g. 93.9 kN·m<sup>-1</sup> in this study for an average velocity of 7.06 m·s<sup>-1</sup> over the 100 m vs. circa 45 kN·m<sup>-1</sup> at 6 m·s<sup>-1</sup> for He et al. [19]. This result was expected since it has been shown that vertical stiffness increases with increasing velocity in animals and humans [2,16,19,26,27]. Therefore, the highest values of vertical stiffness would be expected to be reached during maximal sprint running conditions, as it was the case in the present study. Leg stiffness values were in the same range than those encountered in the previously mentioned studies [2,3,18,26,27,32]. Our values for maximal sprint running were slightly higher, due to smaller leg length changes.

### Relationships with performance during the first 100 m

Sprint performance measured during this first 100 m were in the range of those usually performed [30,37], though somewhat lower, due to the population of non-specialists studied: subjects reached maximal velocity of 8.74 vs. 9 to 12 m·s<sup>-1</sup> in highly trained athletes [30,37]. Only the forward velocity during contact showed significant variations within the different parts of the 100 m, increasing from the 20–40-m part to the 40–60-m one and then decreasing in the two last parts of the sprint ( $p < 0.05$ ). This is in accordance with speed-distance curves showing typical acceleration-deceleration patterns during a 100-m, for all athletic levels [12,30,37]. Since vertical stiffness has been shown to change with running velocity [2,16,19,26,27], changes in vertical stiffness were expected to parallel changes in running velocity. However, vertical stiffness increased and then decreased as velocity did, but in a non significant manner. The rather small range of velocity variation over the 100 m (7.89 to 8.33 m·s<sup>-1</sup>) may explain this non significant change in vertical stiffness. On the contrary, leg stiffness remained constant over the sprint, whatever the velocity, according to the constancy described during running at different velocities [19,27,32]. No significant correlation was found between mechanical parameters of the SMM and any of the performance parameters during these 100 m. Thus, mechanical factors explaining sprint performance, and especially the deceleration phase performance remain unclear. Indeed, performance in the early phase of a sprint has been linked to either maximal force and power production parameters [28,30], whereas factors influencing deceleration remain rather obscure from a mechanical point of view.

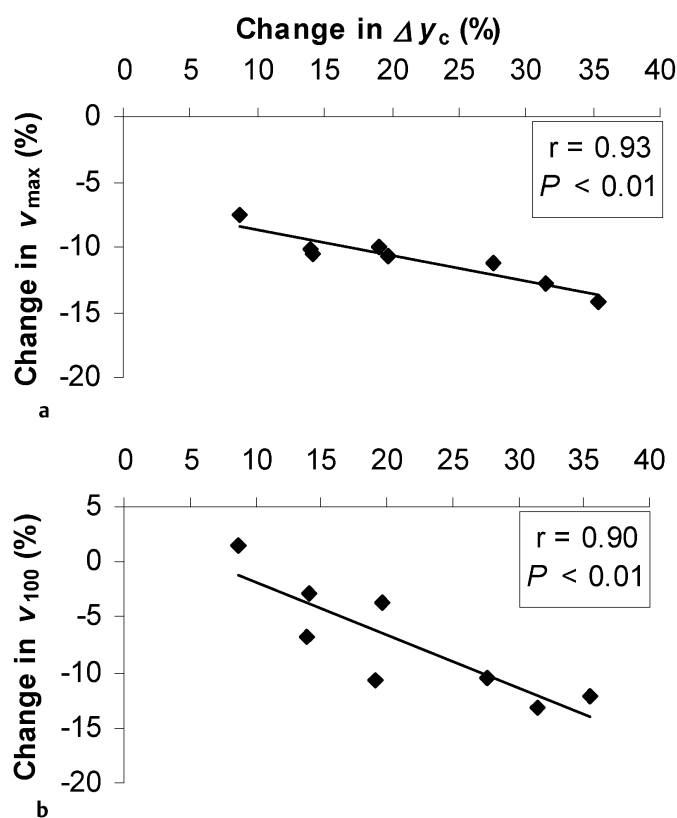


Fig. 4a and b Significant positive linear relationship between changes in the maximal downward displacement of the CM during contact and both the change in maximal running velocity (a) and that in mean 100-m velocity (b).

### Changes with fatigue and sprints repetition

In this study, fatigue was induced by repeated maximal efforts, leading to a decrease in performance over the four 100-m performed, i.e. maximal and mean velocities significantly decreased ( $p < 0.05$ ): values during the last 100 m corresponded respectively to  $89.1 \pm 2\%$  and  $92.7 \pm 5.23\%$  of the first 100-m ones. The velocity decrease in the last phase of the sprint was also larger, subjects decreased velocity by  $41.5 \pm 16.3\%$  more in the fourth 100-m than they did during the first one.

The main SMM properties showed significant variation over the four sprints ( $p < 0.05$ ). Contact time increased significantly by  $14.7 \pm 7.2\%$  from the first to the last 100 m. Mean velocity during contact and step frequency decreased between these two sprints (by  $11.6 \pm 3.1\%$  and  $8.03 \pm 3.34\%$ , respectively). From the second sprint, the mean velocity during contact was significantly lower than that of the first sprint, this was also the case for the maximal velocity reached. These variations in stride characteristics have been also reported during all-out 400-m sprints [34–36] in which fatigue and performance reduction were also induced. With decreasing velocity over the sprints, we observed a decrease in vertical stiffness ( $20.6 \pm 7.9\%$  between the first and the last 100 m), confirming the previously mentioned changes in this parameter, increasing with increasing velocities, and in reverse, as in these fatigue conditions, decreasing with decreasing running velocity.

Several studies actually report significant increase in maximal vertical forces with increasing running velocities and *vice versa*

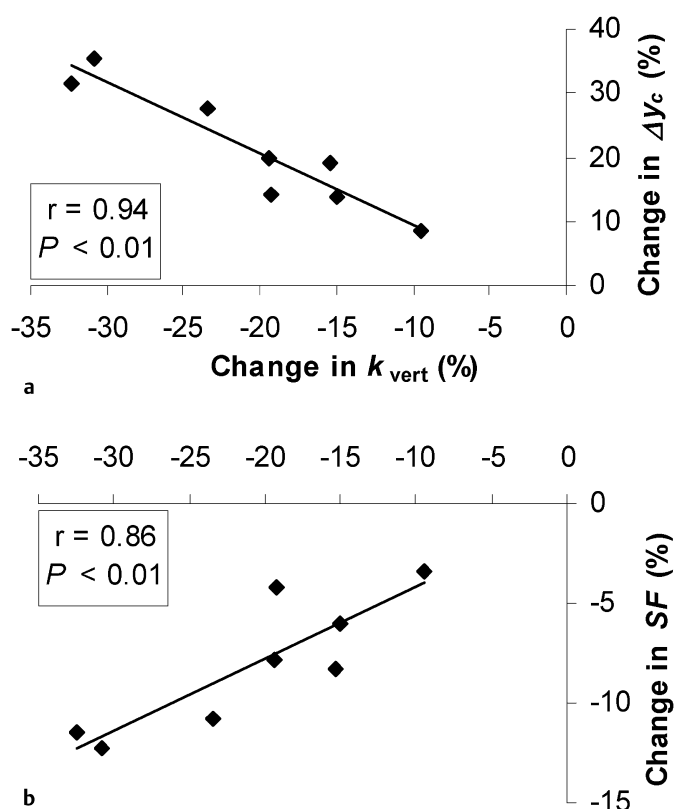


Fig. 5a and b Significant linear relationship between changes in vertical stiffness and both the change in vertical displacement of the CM (a) and that in stride frequency (b).

[2,3,26]. Weyand et al. [38] also report a significant increase in “effective force” with increasing velocity (from about  $2 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$  to maximal top speeds:  $6.2$  to  $11.1 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ ) in 33 subjects with different sprinting abilities. They also observed that support forces applied to the running surface at highest running speeds were higher for faster runners, increasing 1.26 times across a 1.8-fold range of top speeds [38]. Therefore, a significant decrease in maximal vertical force could have been expected to correspond to the significant decrease in velocity with fatigue induced in our study. However, despite the significant changes in mean and maximal velocities (changes of  $7.30 \pm 5.23$  and  $10.9 \pm 2.0\%$ , respectively) between the first and the fourth 100 m, we observed a decrease in  $F_{max}$  ( $2.60 \pm 0.22 \text{ kN}$  for the first 100-m to  $2.53 \pm 0.27 \text{ kN}$  for the last one) that was not significant. Our main explanation for this discrepancy is the difference in ranges of maximal velocities observed. Previously mentioned studies showing maximal vertical force variations are dealing with large ranges of running velocity. The study of Weyand et al. [38] reports a 180% range of maximal velocities, and also a significant variation in maximal force. On the contrary, we do think that the range of maximal or mean velocity we observed between the first and the last 100 m (10.9% at the most) was not large enough to correspond to significant decrease in maximal vertical force applied on the ground.

The link between decrease in running velocity and vertical stiffness with fatigue was confirmed by the significant linear relationship ( $p < 0.01$ ) obtained between vertical stiffness and both the mean forward velocity during contact and the mean 100-m



velocity considering the four sprints data together (Fig. 2). On the other hand, leg stiffness remained constant whatever the running velocity reached by the subjects [19,27,32]. Therefore the present results add to the existing data that the variation of vertical stiffness and the constancy of leg stiffness with velocity are also observed for maximal running velocities one can perform. These evolutions with fatigue are in accordance with those observed by Dutto and Smith [14] during treadmill running to exhaustion. The authors observed changes in SMM properties with fatigue during a long lasting run ( $57 \pm 19$  min) at a constant velocity corresponding to 80% of the subjects' peak oxygen consumption. In the Dutto and Smith study, most of the subjects showed a significant decrease in vertical and leg stiffnesses (though only in the first quarter of the run for leg stiffness, remaining constant afterwards). Further, stride rate decreased, and contact time increased. These changes have also been observed during stretchshortening cycle fatigue induced by long lasting jump exercises, decrease in performance [4,24], and joint stiffness, being usually observed [24].

### Relationships between changes in mechanical and performance parameters

Changes in maximal and mean velocities over the 100 m were significantly linked ( $p < 0.05$ ) with changes in three mechanical parameters of the SMM: vertical stiffness, step frequency, and downward displacement of the CM during contact. Vertical stiffness changes between the first and the last 100 m were significantly related to changes in maximal and mean velocity (Fig. 3), i.e. the more vertical stiffness decreased with sprint repetition, the more mean and maximal velocities did. The inverse linear relationship observed between the downward CM displacement changes and changes in both mean and maximal velocities (Fig. 4) showed that subjects who could limit their increase in CM downward displacement during contact correlatively maintained high velocities throughout the four 100-m. Finally, changes in these three main parameters of the SMM were also significantly correlated (Fig. 5), just as during sub-maximal long-term running [14]. In conclusion, these results demonstrate that though spring properties of the leg could not explain the performance in a single maximal sprint such as the 100-m, their impairment was significantly linked with fatigue effects on performance during field maximal sprint running.

### Acknowledgements

Part of the present results (measurements during the first 100 m) was presented during the 9th Annual Congress of the European College of Sport Science (Poster Presentation, 3–6 July 2004, Clermont-Ferrand, France).

### References

- 1 Alexander RM. A model of bipedal locomotion on compliant legs. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 1992; 338: 189–198
- 2 Arampatzis A, Brüggemann GP, Metzler V. The effect of speed on leg stiffness and joint kinetics in human running. *J Biomech* 1999; 32: 1349–1353
- 3 Blickhan R. The spring-mass model for running and hopping. *J Biomech* 1989; 22: 1217–1217

- 4 Bosco C, Tihanyi J, Latteri F, Fekete G, Apor P, Rusko H. The effect of fatigue on store and re-use of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 1986; 128: 109–117
- 5 Brüggemann GP, Koszewski D, Müller HE. Biomechanical Research Projects Athens 1997. Final Report. Oxford, UK: MMSU, 1999
- 6 Cavagna GA, Komarek L, Mazzoleni S. The mechanics of sprint running. *J Physiol* 1971; 217: 709–721
- 7 Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R. Mechanical work in running. *J Appl Physiol* 1964; 19: 249–256
- 8 Cheatham ME, Boobis LH, Brooks S, Williams C. Human muscle metabolism during sprint running. *J Appl Physiol* 1986; 61: 54–60
- 9 Chelly SM, Denis C. Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 326–333
- 10 Dalleau G, Belli A, Bourdin M, Lacour JR. The spring-mass model and the energy cost of treadmill running. *Eur J Appl Physiol* 1998; 77: 257–263
- 11 Dalleau G, Belli A, Viale F, Lacour JR, Bourdin M. A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *Int J Sports Med* 2004; 25: 170–176
- 12 Delecluse C, Van Coppenolle H, Willems E, Diels R, Goris M, Van Leemputte M, Vuylsteke M. Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill. *J Hum Movement Stud* 1995; 28: 87–101
- 13 Dickinson MH, Farley CT, Full RJ, Koehl MAR, Kram R, Lehman S. How animals move: an integrative view. *Science* 2000; 288: 100–106
- 14 Dutto DJ, Smith GA. Changes in spring-mass characteristics during treadmill running to exhaustion. *Med Sci Sports Exerc* 2002; 34: 1324–1331
- 15 Farley CT, Blickhan R, Saito J, Taylor CR. Hopping frequency in humans: a test of how springs set stride frequency in bouncing gaits. *J Appl Physiol* 1991; 71: 2127–2132
- 16 Farley CT, Glasheen J, McMahon TA. Running springs: speed and animal size. *J Exp Biol* 1993; 185: 71–86
- 17 Farley CT, Gonzalez O. Leg stiffness and stride frequency in human running. *J Biomech* 1996; 29: 181–186
- 18 Ferris DP, Louie M, Farley CT. Running in the real world: adjusting leg stiffness for different surfaces. *Proc R Soc Lond B Biol Sci* 1998; 265: 989–994
- 19 He JP, Kram R, McMahon TA. Mechanics of running under simulated low gravity. *J Appl Physiol* 1991; 71: 863–870
- 20 Henry FM. Time-velocity equations and oxygen requirements of "all-out" and "steadypace" running. *Res Q Exerc Sport* 1954; 25: 164–177
- 21 Hirvonen J, Rehunens J, Rusko H, Harkonen M. Breakdown of high-energy phosphate compounds and lactate accumulation during short supramaximal exercise. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56: 253–259
- 22 Komi PV. Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exerc Sport Sci Rev* 1984; 12: 81
- 23 Kram R, Dawson TJ. Energetics and biomechanics of locomotion by red kangaroos. *Comp Biochem Physiol* 1998; 120: 41–49
- 24 Kuitunen S, Avela J, Kyrolainen H, Nicol C, Komi PV. Acute and prolonged reduction in joint stiffness in humans after exhausting stretch-shortening cycle exercise. *Eur J Appl Physiol* 2002; 88: 107–116
- 25 Kunz H, Kaufmann DA. Biomechanical analysis of sprinting: decathletes versus champions. *Br J Sports Med* 1981; 15: 177–181
- 26 McMahon TA, Cheng GC. The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *J Biomech* 1990; 23 Suppl 1: 65–78
- 27 McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol* 1987; 62: 2326
- 28 Mero A. Force-time characteristics and running velocity of male sprinters during the acceleration phase of sprinting. *Res Q Exerc Sport* 1988; 59: 94–98
- 29 Mero A, Komi PV. Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1986; 55: 553–561
- 30 Mero A, Komi PV, Gregor RJ. Biomechanics of sprint running. A review. *Sports Med* 1992; 13: 376–392
- 31 Moravec P, Ruzicka J, Susanka P, Dostal E, Kodejs M, Nosek M. The 1987 International Amateur Athletic Federation/IAAF Scientific Project Report: time analysis of the 100 meters events at the II World Championships in Athletics. *New Studies in Athletics* 1988; 3: 61–96

- <sup>32</sup> Morin JB, Dalleau G, Kyröläinen H, Jeannin T, Belli A. A simple method for measuring stiffness during running. *J Appl Biomech* 2005; ■in press
- <sup>33</sup> Nicol C, Kuitunen S, Kyrolainen H, Avela J, Komi PV. Effects of long- and short-term fatiguing stretch-shortening cycle exercises on reflex EMG and force of the tendon-muscle complex. *Eur J Appl Physiol* 2003; 90: 470–479
- <sup>34</sup> Nummela A, Rusko H, Mero A. EMG activities and ground reaction forces during fatigued and nonfatigued sprinting. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26: 605–609
- <sup>35</sup> Nummela A, Stray-Gundersen J, Rusko H. Effect of fatigue on stride characteristics during a short-term maximal run. *J Appl Biomech* 1996; 12: 151–160
- <sup>36</sup> Nummela A, Vuorimaa T, Rusko H. Changes in force production, blood lactate and EMG activity in the 400-m sprint. *J Sports Sci* 1992; 10: 217–228
- <sup>37</sup> Volkov NI, Lapin VI. Analysis of the velocity curve in sprint running. *Med Sci Sports* 1979; 11: 332–337
- <sup>38</sup> Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S. Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol* 2000; 89: 1991–1999

## *ANNEXE VI*

**Morin J.-B., (2003),**

Etude des paramètres mécaniques de la performance en sprint sur 100-m chez des athlètes entraînés

*Revue de l'AEFA, Chronique médicale* : 27-30, Juillet 2003



> >

> >

> >

Laboratoire de Physiologie-PPEH - Faculté de Médecine,  
Université de Saint-Etienne.  
Jean.Benoit.Morin@univ-st-etienne.fr

|| Lors d'épreuves de sprint, des vitesses instantanées de plus de 12 m.s<sup>-1</sup> (43 km.h<sup>-1</sup>) ont été mesurées, elles représentent les plus grandes vitesses de locomotion sans médiation matérielle chez l'Homme. Une analyse de la vitesse de course au cours du 100 m plat permet de distinguer 3 grandes phases caractéristiques (et ce chez tout coureur) (Delecluse et coll. 1995 ; Volkov et Lapin, 1979) : une phase d'accélération initiale (1) de 0 à 30 à 60 m selon les sujets ; une phase de course à vitesse maximale approximativement constante (2) qui se prolonge de 40 à 70m selon les sujets et enfin une phase de décélération (3) jusqu'à la ligne d'arrivée (Fig.1).

||

# Etude des paramètres mécaniques de la performance en sprint sur 100 m chez des athlètes entraînés

> >

Au plan physiologique, l'énergie utilisée provient des stocks intra-musculaires d'ATP et de créatine-phosphate, puis progressivement de la dégradation anaérobie du glycogène, avec production de lactate.

D'un point de vue mécanique (envisagé dans cette étude), la performance en sprint correspond à l'expression de qualités musculaires des membres inférieurs principalement. Les études antérieures ont ainsi montré que les qualités déterminantes de la performances en sprint étaient la faculté à produire une force importante par les membres inférieurs (Mero et coll. 1992) où encore la raideur musculo-tendineuse (faculté à "rebondir" et restituer l'énergie élastique) (Cavagna et coll. 1971 ;

Chelly et Denis, 2001). Ces relations ont pris la forme de corrélations entre les qualités musculaires évaluées et les performances globales sur 30, 60 ou 100m, évaluées par cellules photo-électriques ou synchronisation vidéo.

Les études pré-citées ont ainsi étudié ces facteurs de performance de façon globale, et chez des sujets de tous niveaux, or l'existence de trois phases caractéristiques peut nous amener à formuler l'hypothèse d'une correspondance entre qualités musculaires spécifiques et performance pour chaque zone de course.

Notre but lors de cette étude a donc été d'explorer ces relations pour chaque zone spécifique, chez des sujets spécialistes et en évaluant leur performance en course

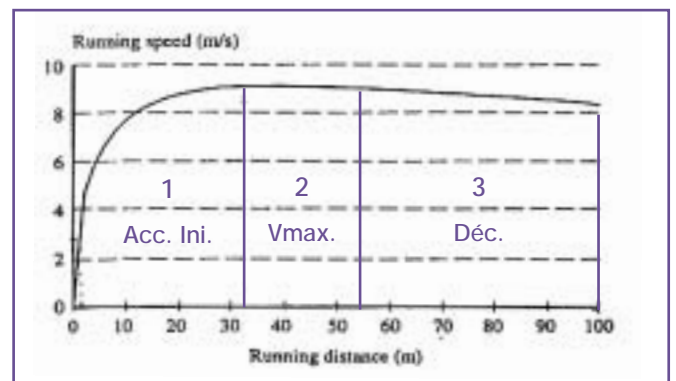


Figure 1 : Evolution typique de la vitesse de course en fonction du temps lors d'une course de 100 m et ses trois phases caractéristiques (Delecluse et coll. 1995)



de façon très précise grâce à un outil d'évaluation de la vitesse instantanées de course.

Cette étude a été réalisée dans le cadre d'un mémoire de recherche de Diplôme d'Etudes Approfondies en Motricité Humaine à l'Université Jean Monnet de Saint-Etienne, en partenariat avec la Ligue d'Athlétisme du Lyonnais.

## METHODOLOGIE

### > Sujets

10 sujets masculins espoirs de niveau interrégional et national en sprint (100m à 400m haies) des clubs de Lyon et Saint-Etienne ont participé volontairement à cette étude. Cette population de spécialistes (au moins 4 ans de pratique en compétition) était homogène au vu du record personnel sur 100 m, et aucun des athlètes n'a déclaré présenter de contre-indication médicale à la pratique du sprint en compétition au jour de l'expérimentation.

Ce protocole a consisté en deux sessions de tests espacées de 7 jours : une session d'évaluation des qualités physiques et une évaluation de performance en sprint sur 100m.

### > Evaluation des qualités physiques

#### • Sprint sur bicyclette ergométrique :

Cette épreuve a consisté après échauffement à réaliser deux sprints de 12s (avec 6min de récupération) départ arrêté sur une bicyclette ergométrique. Cet outil développé par L. Arzac (1996) (Fig.2) permet à partir d'une "bicyclette d'appartement" de mesurer divers paramètres mécaniques. En effet, une courroie frotte sur le volant d'inertie déplacé lors

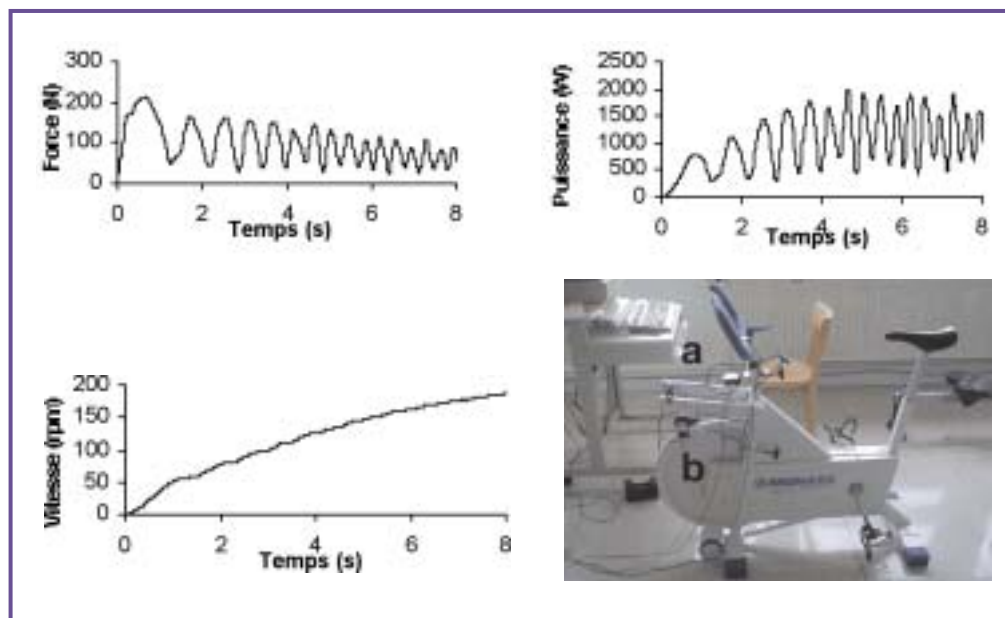


Figure 2 : Evolution typique de force, vitesse et puissance instantanée (8 premières secondes) et vue de profil de la bicyclette munie d'une jauge de contrainte (a) et d'un codeur incremental (b) (Arsac, 1996)

du pédalage, et un capteur de contrainte mesure la tension de cette courroie (réglable) et donc la force appliquée par le sujet lors du sprint ( $F$  en Newtons). Un capteur optique est en contact avec ce même volant et mesure le déplacement de ce volant et donc sa vitesse de rotation, permettant d'obtenir la vitesse de pédalage en rotations par minute, convertie en mètres par seconde de déplacement linéaire ( $V$  en  $m.s^{-1}$ ).

La puissance des sujets est quant à elle le produit de la force par la vitesse produites à chaque instant, elle est ramenée à la masse des sujets ( $P$  en  $W.kg^{-1}$ ).

#### • Sauts verticaux :

Après échauffement et habitude, les sujets ont réalisé un test de sauts verticaux sur un tapis Ergojump® qui permet, à partir des temps de contact et de vol de déterminer la hauteur de sauts lors de saut sans élan

( $h_{Sj}$  en cm), la puissance de saut développée lors d'une épreuve de 15s de sauts répétés (rebonds jambes tendues en cherchant à être le plus dynamique à l'impact) ( $P_{RJ}$  en  $W.kg^{-1}$ ), ainsi que la raideur musculo-tendineuse des membres inférieurs lors de ces mêmes sauts répétés ( $K$  en  $N.m^{-1}.kg^{-1}$ ).

### > Evaluation des performances sur 100 m

Cette évaluation a été réalisée sous forme d'une course de 100m en pointes et sur piste en Tartan®, avec départ en starting-blocks et signal sonore. La vitesse de course a été mesurée par un système radar (ATS Stalker System, Radar Sales, Mineapolis), placé derrière l'athlète et qui fournissait une valeur de vitesse 30 à 35 fois par seconde, avec une précision de 0,2  $km.h^{-1}$  (données constructeur). Cet outil a été validé

en comparant les temps délivrés par le radar et ceux donnés par des cellules et en obtenant une relation parfaite entre ces deux mesures pour les 10 sujets, confirmant la validité du radar. A partir des courbes vitesse-temps obtenues (Fig.3), la vitesse maximale ( $V_{Cmax}$  en  $m.s^{-1}$ ), son temps d'atteinte ( $T_{VCmax}$  en s) ainsi que les vitesses moyennes tous les 20 m ont été calculées.

### > Analyses statistiques

Des analyses de corrélations ont été réalisées entre les paramètres mécaniques musculaires et les paramètres de performance mesurés lors des différents tests. Le seuil de significativité des résultats a été fixé à 0,05 (les corrélations significatives obtenues étant dues à 95% aux hypothèses initiales de lien entre les facteurs) et le coefficient de corrélation était ici noté «  $r$  ».

## RESULTATS ET DISCUSSION

Le tableau ci-dessous montre les valeurs des principaux paramètres mesurés lors des tests. Pour des raisons de commodité et de concision de notre propos, les relations significatives obtenues entre les paramètres mécaniques et de performance en sprint seront exposées et discutées en trois parties, correspondant aux trois phases du 100 m précédemment décrites.

### > Phase initiale de course, accélération et atteinte de vitesse maximale

Cette phase s'étend de 39 à 67m et dure de 5,2 à 8,6s environ.

Cette étendue est importante, renvoyant aux différentes tactiques de courses évoquées par Van Ingen Schenau et coll. (1994). L'accélération produite par les athlètes lors de cette phase est le résultat d'une application importante de force sur les blocks puis sur le sol (des valeurs de plus de 1500N sont relevées dans la revue de littérature de Mero et coll. 1992). Notre étude montre cette relation significative entre la force maximale  $F_{max}$  mesurée sur bicyclette ergométrique et les vitesses moyennes à 20 et 60m ( $r = 0,67$  et  $0,63$ ) et confirme l'hypothèse de l'importance de la force maximale lors de l'accélération en sprint. La relation significative entre la détente verticale et les vitesses moyennes à 20, 40 et

60m ( $0,66 < r < 0,69$ ), renforce cette prévalence.

Par ailleurs la relation entre  $V_{max}$  et les vitesses moyennes à 20 et 60m (respectivement  $r = 0,67$  et  $0,63$ ) souligne l'importance de cette qualité musculaire lors de l'atteinte de la vitesse maximale de course en sprint.  $V_{max}$  est ici mesurée lors de sprints où le mouvement de pédalage se déroule à une fréquence similaire à celle atteinte en sprint en course à pied (3Hz en pédalage à 18 m.s<sup>-1</sup> contre 3 à 5Hz en sprint en course à pied à vitesse maximale (Mero et coll. 1992).

Les deux qualités musculaires de force et de vitesse sont les composantes de la puissance mécanique musculaire. Les résultats de notre étude montrent le lien significatif entre  $P_{max}$  et  $T_{VCmax}$  ( $r = - 0,69$ ). La puissance mesurée lors de sprints sur bicyclette ergométrique semble donc jouer un rôle important dans l'atteinte de la vitesse maximale en sprint en course à pied. En effet, les sujets présentant la plus grande puissance mesurée sur bicyclette ergométrique ont aussi le plus court délai d'atteinte de vitesse maximale sur 100m et donc la plus grande explosivité.

### > Phase de course à vitesse maximale

Les paramètres de la performance caractérisant cette phase sont les temps dans les intervalles de 40 à 60 ou 80m, ainsi que la vitesse maximale de course atteinte par les sujets. Aucun des paramètres mécaniques évalués lors de cette étude n'a montré de relation significative avec les paramètres de performance dans cette zone du sprint. Une relation entre la raideur musculo-tendineuse des membres

inférieurs et la vitesse maximale de course était attendue au vu des études de Chelly et Denis 2001 ou de Mero et coll. 1986 montrant pour les premiers une relation entre la raideur des membres inférieurs mesurée lors de sauts verticaux et la vitesse maximale de course chez de jeunes joueurs de handball, et pour les seconds une augmentation de la constante de raideur des membres inférieurs avec une augmentation de la vitesse de course chez des sprinters. Cette qualité de raideur des structures musculo-tendineuses des membres inférieurs permet une ré-utilisation améliorée en phase concentrique de l'énergie stockée lors de la phase excentrique de la foulée. Cette absence de lien significatif peut être due à l'homogénéité de cette population, la raideur pouvant être un facteur déterminant de la performance à vitesse maximale en sprint pour des populations hétérogènes ou non spécialistes de sprint comme pour les études précitées sans présenter le même pouvoir de discrimination au sein d'une population de sprinters de niveau homogène.

### > Phase de décélération

Comme une relation significative a été établie entre l'accélération et la production de force, vitesse et puissance des sujets, une relation aurait pu être attendue à l'inverse entre la perte de force, de vitesse et de puissance sur bicyclette ergométrique ou lors des sauts et la décélération sur 100m. Or aucun facteur n'était lié avec cette décélération. Ce manque de corrélation pose le problème de la mise en évidence d'un facteur explicatif de la perte

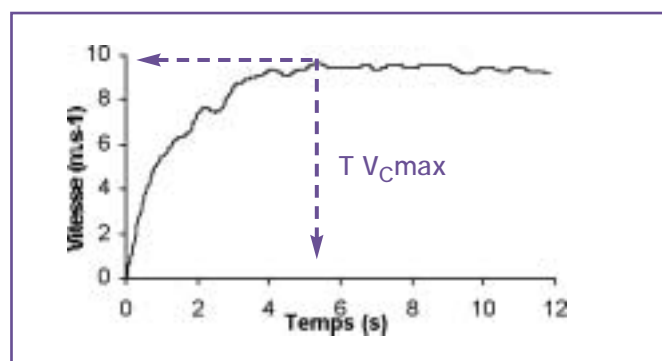


Figure 3 : Evolution typique de la vitesse de course en fonction du temps lors d'un 100 m permettant d'obtenir  $V_{Cmax}$  et  $T_{V_{Cmax}}$ .

Sprint sur bicyclette ergométrique		Sauts Verticaux	
$V_{max}$ (m.s <sup>-1</sup> )	19,4 ± 1,8	$h_{sj}$ (cm)	45,5 ± 3,9
$F_{max}$ (N)	180,6 ± 23,4	$P_{RJ}$ (W.kg <sup>-1</sup> )	53,4 ± 2,6
$P_{max}$ (W.kg <sup>-1</sup> )	14,2 ± 1,4	K (N.m <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> )	499,7 ± 101,5
Sprint en course à pied			
$V_{20}$ (m.s <sup>-1</sup> )	5,93 ± 0,18	$V_{Cmax}$ (m.s <sup>-1</sup> )	9,81 ± 0,36
$V_{60}$ (m.s <sup>-1</sup> )	7,91 ± 0,23	$T_{V_{Cmax}}$ (s)	6,5 ± 1,22
$V_{100}$ (m.s <sup>-1</sup> )	8,47 ± 0,26		



de vitesse en fin de 100m . En effet la fatigue sur 100m et la perte de puissance, force ou vitesse lors de sprints sur bicyclette ergométrique n'étaient pas liées pour cette population. De plus, les études s'attachant à explorer l'influence de la production de lactate sur la diminution de vitesse en fin de 100 m chez des sprinters ont pour la plupart montré l'absence de lien entre ces deux phénomènes (Hirvonen et coll. 1986 ; Hautier et coll. 1994) même si récemment des résultats semblent contredire ce fait (Bret et coll. 2001). Si l'hypothèse d'une fatigue métabolique ne peut être étayée, il peut être mis en avant une explication faisant intervenir le principal phénomène spécifique de la course à pied à vitesse maximale, et absent de la motricité de pédalage à vitesse maximale, le cycle étirement-détente. En effet, la perte de vitesse en fin de 100m peut être due à une diminution de l'efficacité de ce cycle, ceci est illustré dans la présente étude par la tendance (non significative) liant le pourcentage de puissance maximale maintenu en fin de test de 15s de sauts répétés et la perte de vitesse en fin de 100m. Ainsi le lien entre cette perte et la décélération de fin de course en sprint sur 100 m permet de formuler l'hypothèse d'une décélération en fin de 100m contemporaine d'une diminution de l'efficacité du cycle étirement-détente chez les sprinters.



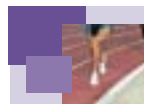
## CONCLUSION

Cette étude a permis de mettre en avant les conclusions suivantes :

I - La puissance mécanique développée lors de sauts verticaux ou de sprints sur bicyclette ergométrique et ses composantes de force et de vitesse sont des facteurs clés de la mise en action dans la phase d'accélération en sprint.

II - Aucune variable mécanique mesurée n'est liée significativement à la performance dans la phase de course à vitesse maximale.

III - La performance dans la phase de décélération n'est pas liée à la perte de force, vitesse, puissance ou raideur musculo-tendineuse de ces sujets spécialistes, seule une tendance la lie à la perte de puissance lors des sauts répétés.



## Références :

Arsac L M, Belli A and Lacour J-R. : *Muscle function during brief maximal exercise : accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer.* Eur J Appl Physiol 1996 ; 74 : 100-6.

Bret C, Rahmani A, Messonnier L, Bourdin M, Bedu E, Lacou J-R. : *Relation entre la concentration sanguine de lactate mesurée en fin de compétition et la performance sur 100m.* Science et motricité 2001 ; 42 : 24-28.

Cavagna G A, Komarek L, Mazzoleni S. : *The mechanics of sprint running.* J Physiol 1971 ; 217 : 709-21.

Chelly S M and Denis C. : *Leg power and hopping stiffness : relationship with sprint running performance.* Med Sci Sports Exerc 2001 ; 33(2) : 326-33.

Delecluse C, Van Coppenolle H, Willems E, Diels R, Goris M, Van Leemputte M, Vuylsteke M. : *Analysis of 100 meter sprint performance as a multidimensional skill.* J Hum Movement Stud 1995 ; 28 : 87-101.

Hautier C A, Wouassi D, Arzac L M, Bitanga E, Thiriet P and Lacour J-R. : *Relationships between postcompetition blood lactate concentration and average running velocity over 100-m and 200-m races.* Eur J Appl Physiol 1994 ; 68 : 508-13.

Hirvonen J, Rehnunen S, Rusko H, Härkönen M. : *Breakdown of high-energy phosphate compounds and lactate accumulation during short supramaximal exercise.* Eur J Appl Physiol 1987 ; 56 : 253-9.

Mero A and Komi P V. : *Force-, EMG-, and elasticity-velocity relationships at submaximal, maximal and supramaximal running speeds in sprinters.* Eur J Appl Physiol 1986 ; 55 : 553-61.

Mero A, Komi P V, Gregor R J. : *Biomechanics of sprint running.* Sports Med 1992 ; 13 (6) : 376-92.

Van Ingen Schenau G J, De Koning J J, De Groot G. : *Optimisation of sprinting performance in running, cycling and speed skating.* Sports Med 1994 ; 17 (4) : 259-75.

Volkov N I and Lapin V I. : *Analysis of the force-velocity curve in sprint running.* Med Sci Sports 1979 ; 11(4) : 332-7.

***ANNEXE VII***

**Morin J.-B., Hintzy F., Belli A., Grappe F., (2001),**

Mechanical power of lower limbs and sprint running performance,

*VI° Congress of the European College of Sport Science, Cologne*

Communication affichée

# MAXIMAL POWER OF LOWER LIMBS AND SPRINT RUNNING PERFORMANCE

J.B. Morin<sup>1</sup>, F. Hintzy<sup>1</sup>, A. Belli<sup>1</sup>, F. Grappe<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Physiologie, G.I.P. Exercice, C.H.U St-Jean-Bonnefonds, Saint-Etienne, France;

<sup>2</sup> Laboratoire des Sciences du Sport, Place St-Jacques, Bâtiment Bichat, Besançon, France

Sprint start is a determinant phase of running events such as 100 m (Mero et al. 1992) where athletes produce successively maximal force, power and velocity with their lower limbs extensor muscles. These mechanical characteristics of lower limbs could be evaluated during maximal sprint cycling performed on a cycle ergometer (Arsac et al. 1996). The aim of this study was to examine the possible relationships between mechanical parameters evaluated during sprint cycling and the performance of sprint runners during successive phases of a 30 m sprint start.

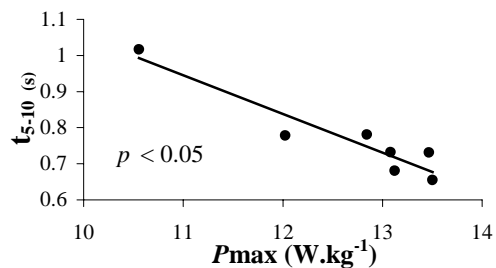
Seven male sprinters (national level, age (mean  $\pm$  SD)  $22 \pm 1$  years, height  $182.3 \pm 4.9$  cm and body mass  $78.8 \pm 2.1$  kg) volunteered to perform, on a cycle ergometer (Monark 818E), three 6-s maximal sprint bouts against 0.4, 0.6 and to  $0.8 \text{ N.kg}^{-1}$  friction loads, separated by 5 min of passive rest. The cycle ergometer was modified so that the force, velocity and power produced at each pedal downstroke could be accurately computed (Arsac et al. 1996). From all downstroke values of the three sprints it was possible to establish individual force-velocity and power-velocity relationships and to compute maximal force ( $F_{\text{max}}$  in N), velocity ( $V_{\text{max}}$  in  $\text{m.s}^{-1}$ ) and power ( $P_{\text{max}}$  in  $\text{W.kg}^{-1}$ ) produced. Subjects also performed a sprint running test consisting in 3 all-out 30 m sprint starts using starting-blocks, separated by 5 min of rest. Duration of 0-5m ( $t_{0-5}$ ), 5-10m ( $t_{5-10}$ ) and 10-30m ( $t_{10-30}$ ) phases were calculated with an accuracy of 0.001 s by three photo cells located on both sides of the lane. Correlation matrix was established between mechanical parameters obtained on cycle ergometer and sprint running performances. Correlation were tested with a Spearman test and with a significant level of  $p = 0.05$ .

The correlation matrix between parameters is shown in figure 1. The only significant relationship, showed in fig 2, was obtained between  $P_{\text{max}}$  and  $t_{5-10}$  ( $p < 0.05$ ).

This significant correlations between  $P_{\text{max}}$  and  $t_{5-10}$  is consistent with the fact that maximal power production is produced for optimal velocities corresponding to about half of the maximal velocity (Arsac et al. 1996, Mero et al. 1992) in both activities. The lack of correlation between  $F_{\text{max}}$  and  $t_{0-5}$  is probably due to the different type of actions produced during the early phase of sprint running (both legs pushing on starting blocks) and cycling (one leg pushing on pedals). Lack of correlation between  $V_{\text{max}}$  and  $t_{10-30}$  could also be explained by different type of muscle contraction, involving stretch shortening cycle at high running velocities (Bosco and Rusko. 1983) but not in cycling.

		$t_{0-5}$ (s)	$t_{5-10}$ (s)	$t_{10-30}$ (s)
	<b>Mean</b>	$1.417 \pm$	$0.768 \pm$	$2.292 \pm$
	<b><math>\pm</math> SD</b>	0.030	0.119	0.144
<b><math>F_{\text{max}}</math> (N)</b>	$92.7 \pm$ 5.7	ns	ns	ns
<b><math>V_{\text{max}}</math> (<math>\text{m.s}^{-1}</math>)</b>	$16.5 \pm$ 2.1	ns	ns	ns
<b><math>P_{\text{max}}</math> (<math>\text{W.kg}^{-1}</math>)</b>	$12.7 \pm$ 1.1	ns	$p < 0.05$	ns

**Figure 1.** Correlation matrix. ns : non significant



**Figure 2.** Significant relationship ( $p < 0.05$ ) between  $P_{\text{max}}$  and  $t_{5-10}$ .

## REFERENCES

- Arsac L.M., Belli A., Lacour J.-R., Eur J Appl Physiol, 74 : 100-106, 1996.  
 Bosco C., Rusko H., Acta Physiol Scand, 119 : 219-224, 1983.  
 Mero A., Komi P.V., Gregor R.J., Sports Med, 13 : 376-392, 1992.



# MECHANICAL POWER OF LOWER LIMBS AND SPRINT RUNNING PERFORMANCE

**J.B. Morin<sup>1</sup>, F. Hintzy<sup>1</sup>, A. Belli<sup>1</sup>, F. Grappe<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Laboratoire de Physiologie, G.I.P. Exercice, C.H.U St-Jean-Bonnefonds, Saint-Etienne, France;

<sup>2</sup> Laboratoire des Sciences du Sport, Place St-Jacques, Bâtiment Bichat, Besançon, France

## INTRODUCTION

Sprint start is a determinant phase of a 100 m during which athletes produce maximal force, power and velocity with their lower limbs extensor muscles (Mero et al. 1992). Such parameters could be evaluated during maximal sprint on a cycle ergometer more easily than with field running sprint tests (Arsac et al. 1996). The aim of this study was to examine possible relationships between these mechanical parameters and the performance of sprint runners during successive phases of a 30 m sprint start.

## METHODS

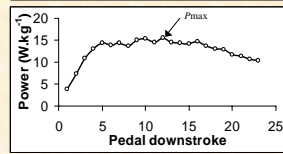
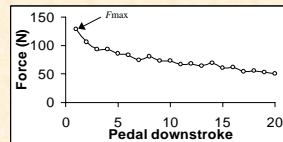
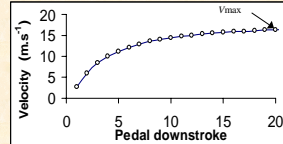
### SUBJECTS

- 7 male sprinters

	Mean	SD
Age (years)	22	1
Height (cm)	182.3	4.9
Body mass (kg)	78.8	2.1
100m record (s)	11.44	0.32

### Cycle ergometer test

- 3 maximal 6 s sprints against 0.4, 0.6 and 0.8 N.kg<sup>-1</sup> friction loads
- Power (W.kg<sup>-1</sup>), Force (N) and Velocity (rpm) values obtained for each pedal downstroke (Arsac et al. 1996)
- Evolution of force, power and velocity during a 6 s sprint and Vmax, Fmax and Pmax assessment :



### Sprint running test

- 3 all-out 30 m sprints
- Use of starting-blocks
- No start signal
- 5, 10 and 30m times
- Photo cells 1/1000 s



### Statistics

Correlations between mechanical parameters and performance (significant  $p \leq 0.05$ )



## RESULTS

	Mean ± SD	t <sub>0-5</sub> (s)	t <sub>5-10</sub> (s)	t <sub>10-30</sub> (s)
F max (N)	92.7 ± 5.7	ns	ns	ns
V max (m.s <sup>-1</sup> )	16.5 ± 2.1	ns	ns	ns
P max (W.kg <sup>-1</sup> )	12.7 ± 1.1	ns	$p < 0.05$	ns

Figure 1. Correlation matrix. ns : non significant

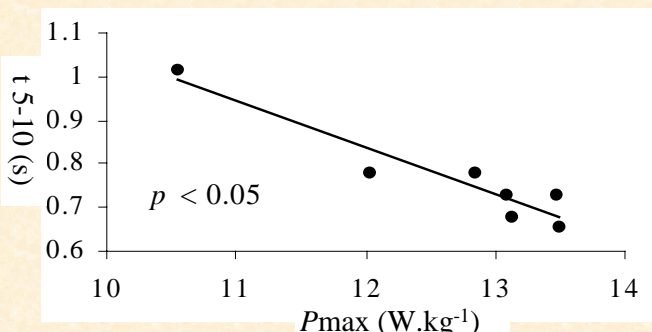


Figure 2. Significant relationship between Pmax and t<sub>5-10</sub> ( $p < 0.05$ )

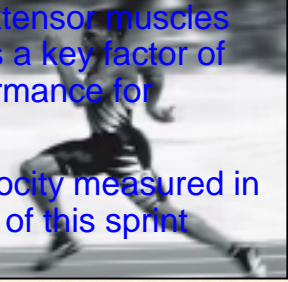
## DISCUSSION

- **Significant correlation** : between Pmax and t<sub>5-10</sub> : maximal power production occurs at optimal velocities in both sprint activities.
- **Lack of correlation** :
  - between Fmax and t<sub>0-5</sub> : modality of maximal force evaluation and difference of muscle action (one-leg vs two-legs push-off).
  - Between Vmax and t<sub>10-30</sub> : stretch-shortening cycle at high running velocities (Bosco & Rusko, 1983) and not during cycling.

## CONCLUSION

Maximal power of lower limbs extensor muscles measured on cycle ergometer is a key factor of the 5 to 10 m sprint phase performance for sprinters.

However, maximal force and velocity measured in sprint cycling are not key factors of this sprint phase.



## REFERENCES

Arsac L.M., Belli A., Lacour J.-R., Eur J Appl Physiol, 74 : 100-106, 1996  
 Mero A., Komi P.V., Gregor R.J., Sports Med, 13 : 376-392, 1992  
 Bosco C., Rusko H., Acta Physiol Scand, 119 : 219-224, 1983

## *ANNEXE VIII*

**Morin J.-B., Belli A., (2002)**

Mechanical muscular parameters influencing 100-m performances in trained athletes,

*VII° Congress of the European College of Sport Science, Athènes*

Communication orale

# MECHANICAL MUSCULAR PARAMETERS INFLUENCING 100m PERFORMANCES IN TRAINED ATHLETES

Jean-Benoit Morin and Alain Belli

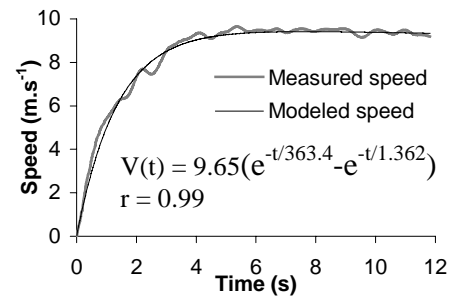
Laboratoire de Physiologie GIP Exercice, Université de Saint-Etienne, France

Mechanical parameters related to sprint running performance such as maximal force or power, or musculo-tendinous stiffness of the lower limbs have been mainly described in heterogeneous populations or over short distances (up to 60 m) (Mero et al. 1992, Chelly and Denis 2001). The aim of this study was to examine specifically in trained athletes the possible relationships between mechanical parameters and performance in the different parts of a 100 m race.

10 male sprinters (national level, age (mean  $\pm$  SD)  $21 \pm 3$  years, height  $177 \pm 6$  cm and body mass  $72 \pm 7$  kg) volunteered to perform two 12 s sprint bouts against 0.4 and 0.6 N.kg<sup>-1</sup> friction loads on a cycle ergometer (Monark 818E) so that maximal downstroke force ( $F_{max}$  in N), velocity ( $V_{max}$  in m.s<sup>-1</sup>) and power averaged by pedal downstroke ( $P_{max}$  in W.kg<sup>-1</sup>) could be determined (Arsac et al. 1996). They also performed rebounds jumps tests on an Ergojump<sup>TM</sup>, allowing to calculate their leg power and stiffness (K in N.m.kg<sup>-1</sup>) (Dalleau et al. 1998). In a second test session, 7 days later, they accomplished a 100 m maximal run. Instantaneous and mean running velocities every 20 m were measured by means of a radar (Stalker ATS System<sup>TM</sup>). Speed-time curves were modeled with a double exponential equation characterizing running velocity as a function of time (Fig. 1) :  $V_{run}(t) = V_{runmax} [(e^{-t/\tau_2}) - (e^{-t/\tau_1})]$  where  $V_{runmax}$  (in m.s<sup>-1</sup>),  $\tau_1$  and  $\tau_2$  (in s) were respectively the maximal running velocity and the time constants of acceleration and deceleration. The initial acceleration  $A_{ini}$  (in m.s<sup>-2</sup>) was calculated as  $A_{ini} = V_{runmax} \cdot \tau_1^{-1}$ . Correlation analysis were tested between mechanical and sprint performance parameters with a significance level of  $p = 0.05$ .

	Mean $\pm$ SD	$V_{20}$ (m.s <sup>-1</sup> ) 5.93 $\pm$ 0.18	$V_{60}$ (m.s <sup>-1</sup> ) 7.90 $\pm$ 0.23	$V_{runmax}$ (m.s <sup>-1</sup> ) 9.84 $\pm$ 0.35	$A_{ini}$ (m.s <sup>-2</sup> ) 6.47 $\pm$ 0.6	$\tau_1$ (s) 1.53 $\pm$ 0.14
$F_{max}$ (N)	180.6 $\pm$ 24.3	<b>0.66*</b>	<b>0.64*</b>	0.52	0.37	- 0.21
$V_{max}$ (m.s <sup>-1</sup> )	19.4 $\pm$ 18.0	<b>0.67*</b>	<b>0.62*</b>	0.39	0.20	- 0.08
$P_{max}$ (W.kg <sup>-1</sup> )	15.4 $\pm$ 1.3	0.54	0.34	- 0.12	<b>0.64*</b>	<b>-0.76*</b>
K (N.m <sup>-1</sup> .kg <sup>-1</sup> )	499.3 $\pm$ 87.9	- 0.31	- 0.13	0.31	- 0.43	0.60

**Table 1** : Correlation matrix between mechanical and performance parameters : \* :  $p \leq 0.05$



**Figure 1** : Typical measured and modeled speed-time curves

The results (Table 1) of this study show that maximal force, velocity and power of lower limbs (measured on cycle ergometer) are significantly related to sprint performances in the acceleration phase of the 100 m in trained athletes ( $V_{20}$ ,  $V_{60}$ ,  $A_{ini}$  and  $\tau_1$ ,  $p \leq 0.05$ ), confirming data of Mero et al. 1992. Performances in the maximal speed and final phases of the 100 m were not related to mechanical parameters. Although expected (Chelly and Denis 2001), only a tendency ( $p = 0.08$ ) was found between K and performances in maximal running and final phase of the 100m. This could be explained by the fact that K may be a discriminant factor in heterogeneous population, but not in an homogenous population of specialists, as in the present study. Other factors such as muscular activation to move the legs forward and backward (Van Ingen Schenau et al. 1994) or internal work should be investigated to find key factors of the sprint performance in high level athletes.

## REFERENCES

- Arsac et al. (1996). *Eur J Appl Physiol* 74: 100-106  
 Chelly and Denis (2001). *Med Sci Sports Exer* 33(2): 326-333  
 Dalleau (1998), *PhD Thesis*, Lyon  
 Mero et al. (1992). *Sports med* 13(6): 376-392  
 Van Ingen Schenau et al. (1994). *Sports Med* 17(4): 259-275



## *ANNEXE IX*

**Morin J.-B., Jeannin T., Belli A., (2003)**

A simple method for field assessment of stiffness during running,  
*VIII° Congress of the European College of Sport Science*, Salzburg  
Communication orale

3<sup>ème</sup> prix Young Investigator Awards

# A simple method for field assessment of stiffness during running

Morin Jean-Benoît, Jeannin Thibault, Belli Alain

Physiology Laboratory, University of Saint-Etienne, France

## Introduction

The spring-mass model has been widely used to describe the behaviour of the leg musculo-tendinous complex during running in humans (Blickhan, 1989; Farley and Gonzalez, 1996). These models define leg stiffness as the ratio of force over displacement of the "leg spring". However, those methods require force platform and/or kinematic measurements that are costly and few practical for field measurements. The aim of this study was to present a simple method for stiffness assessment during running, based on flight and contact time measurements.

## Methods

4 male subjects (age [mean  $\pm$  SD] :  $24 \pm 3$  years; height :  $177 \pm 5$  cm; body mass :  $77.2 \pm 6.2$  kg) ran at 10, 12, 14 and 16 km.h<sup>-1</sup> on an a treadmill dynamometer allowing for each step the measurement of vertical ground reaction force and flight ( $t_f$ ) and contact ( $t_c$ ) times at 500 Hz (Belli *et al*, 2001). All further calculations were made on a sample of 10 consecutive steps at each speed.

### Reference values

The reference vertical stiffness  $K_{vert}$  was the slope of the vertical force-displacement relationship during contact (Farley and Gonzalez, 1996), the displacement being obtained by double integration of the force signal over time.

The reference leg stiffness was calculated as :  $K_{leg} = F_{max} \cdot \Delta l^{-1}$ ,  $\Delta l$  being the leg length change during contact :

$$\Delta l = l - \sqrt{l^2 - \left(\frac{x_c}{2}\right)^2} + \Delta y_c$$

with  $l$  the leg length (great trochanter-ground distance measured on each subject),  $\Delta y_c$

the vertical displacement of the centre of mass (CM), and  $x_c$  the horizontal displacement of the CM during contact (assumed at constant velocity as the product of horizontal velocity by contact time).

### Calculated values

The vertical stiffness calculated with the presented method was :  $\hat{K}_{vert} = m \pi (t_f + t_c) \left[ t_c^2 \left( \frac{t_f + t_c}{\pi} - \frac{t_c}{4} \right) \right]^{-1}$  with  $m$  the

subject's body mass. This method, first developed for stiffness evaluation during hopping (Dalleau, 1998) is based on the modelisation of the ground reaction force during the contact phase by a sinus function.

The calculated leg stiffness was  $\hat{K}_{leg} = \hat{F}_{max} \cdot \Delta \hat{l}^{-1}$  with  $\hat{F}_{max} = mg \frac{\pi}{2} \left( \frac{t_f}{t_c} + 1 \right)$  the modeled maximal force and

$$\Delta \hat{l} = l - \sqrt{l^2 - \left(\frac{x_c}{2}\right)^2} + \Delta \hat{y}_c$$

the modeled leg length change during contact,  $\Delta \hat{y}_c = -\frac{\hat{F}_{max} t_c^2}{m \pi^2} + g \frac{t_c^2}{8}$  being the

modeled vertical displacement of the CM.

Pearson's correlation test was used to assess the relationships between reference and modeled values for all the parameters.

The absolute bias was calculated for each parameter value as : Bias = |(modeled-reference).reference<sup>-1</sup>| .100.

## Results

Methods	Vertical Stiffness (kN.m <sup>-1</sup> )	Leg Stiffness (kN.m <sup>-1</sup> )	Maximal Force (kN)	Vertical CM Displacement (m)	Leg Length Change (m)
Reference	28.18 (4.97)	11.09 (2.53)	2.00 (3.67)	0.065 (0.011)	0.180
Calculated	27.45 (4.41)	9.87 (2.27)	1.75 (3.25)	0.064 (0.009)	0.183
Bias (%)	2.6	10.9	12.4	1.5	1.6
r	0.97*	0.99*	0.99*	0.91*	0.97*

Table 1: Mean (SD) values for the reference and presented methods, bias and correlations (\* :  $P < 0.01$ )

## Discussion/Conclusion

Values of stiffness, maximal force and displacements measured and calculated in the present study are in line with those mentioned in the literature (Farley and Gonzalez, 1996). The bias (respectively 2.6 and 10.9 %) and the significant correlations ( $P < 0.01$ ) between modeled and measured parameters of vertical and leg stiffness allow the validation of the presented method. Further, we obtained significant correlations between measured and modeled parameters of maximal force, vertical displacement of the CM and leg length change, that are the main components of the presented models. In conclusion, this study proposed and validated a simple model based on flight and contact times for stiffness assessment during running, that could be useful in future field measurements.

## References

- Farley C, Gonzalez O (1996). *J Biomechanics* 29, Vol 2: 181-186  
Dalleau G (1998). *PhD Thesis, University of Lyon I, Lyon, France*  
Blickhan R (1989). *JBiomechanics* 22: 1217-1227  
Belli A *et al* (2001). *JBiomechanics* 34: 105-112



ECSS



The European College of Sport Science is proud to present the 2003 Young Investigators Award at the 8<sup>th</sup> Annual Congress in Salzburg between 9 – 12 July 2003, sponsored by Masterfoods.

The third prize (€ 3.000) in the oral presentation competition is awarded to:

**Mr. Jean Benoit Morin**

For her presentation titled:

*“A simple method for field assessment of stiffness during running”*

On behalf of the ECSS Executive Board

Prof. Dr. Paolo Parisi  
*President*

Salzburg, 12 July 2003

## *ANNEXE X*

**Morin J.-B., Belli A., (2004)**

Lower limb stiffness measurement during a 100-m sprint,

*IX° Congress of the European College of Sport Science, Clermont-Ferrand*

Communication affichée

# Evolution of lower limb stiffness during sprint running : field performance measurements during a 100m race

Morin Jean-Benoît and Belli Alain

Laboratoire de Physiologie, Unité PPEH, Université de Saint-Etienne, France

## Introduction

The spring-mass model and the concept of stiffness have been widely used to describe and understand running biomechanics (Alexander, 1992; McMahon & Cheng, 1990). Leg and vertical stiffnesses, respectively maximal force ( $F_{max}$ ) over leg length change ( $\Delta L$ ) and maximal force over vertical downward displacement of the center of mass during contact ( $\Delta y$ ) have been measured during high velocities running either in laboratory conditions using treadmill dynamometers or overground using force platforms for measurements of a limited number of steps (Farley & Gonzales, 1996; He & al., 1991). Recently developed method (Morin & al., 2003) allows field measurements of stiffness for many consecutive steps. Our aim in this study was to use this new method in order to describe the evolution of leg and vertical stiffnesses during a complete 100m performance in field conditions.

## Methods

10 male subjects, physical education students non specialized in sprint running (age (mean  $\pm$  SD) :  $23 \pm 4$  years; height :  $1.78 \pm 0.06$  m; body mass :  $74.8 \pm 9.0$  kg) volunteered to perform a maximal 100m sprint on a synthetic track and field lane. Maximal vertical force, leg length change, vertical downward displacement of the center of mass during contact, leg and vertical stiffnesses were calculated according to a recently developed method (Morin & al., 2003), based on a sine-wave modeling of force-time curves (Alexander, 1992) and on the measurement of few mechanical parameters : contact and flight times, leg length, body mass and running velocity. Flight and contact times were measured by means of foot switches (FSR, Interlink, LU) fixed under the insoles in both right and left shoes, at a sampling rate of 400 Hz and recorded using a PC carried by an assistant following runners on a motorbike. Instantaneous velocity was measured using a radar (ATS Stalker, Radar Sales, Mineapolis, US), and sampled at 35 Hz. All kinematic and stiffness values were measured for each step of the 100m and averaged every 20 meters. 0 to 20m values were discarded since the subjects couldn't take a standard sprint start, and since the model used for stiffness calculation does not consider the runner in an inclined position.

Standard descriptive statistics and ANOVA with Fischer's post-hoc test were used to describe the evolution of mechanical parameters over the different 20m parts and to check eventual significant differences within these parameters with a significant level of  $P < 0.05$ .

## Results

Part of the 100m	Velocity (m.s <sup>-1</sup> )	Leg stiffness (kN.m <sup>-1</sup> )	Vertical stiffness (kN.m <sup>-1</sup> )
20 – 40 m	7.93 (0.34)	19.67 (4.76)	93.88 (14.61)
40 – 60 m	8.33 (0.34)	19.77 (5.25)	98.34 (16.56)
60 – 80 m	8.24 (0.24)	18.92 (3.53)	93.76 (10.24)
80 – 100 m	7.89 (0.40)	19.47 (4.30)	89.63 (9.81)

Table 1 : Mean (SD) values of velocity, leg and vertical stiffness measured during the 100m

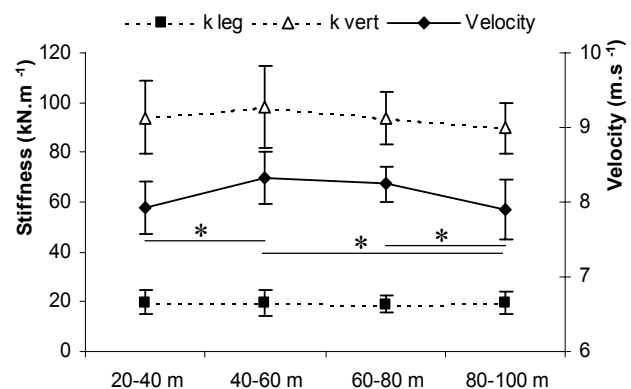


Figure 1 : Evolution of velocity, leg and vertical stiffnesses over the different parts of the 100m

\* : Significant difference in velocities ( $P < 0.05$ ), ANOVA with Fischer's post hoc test

## Discussion/Conclusion

To our knowledge it was the first time that stiffness measurements could be performed during sprint running over the entire 100m in field conditions. Stiffness values were higher than those encountered in the previous papers (He & al., 1991; Farley & al., 1993), probably because of higher maximal forces and lower CM vertical displacements encountered during the real, maximal velocity, running bouts conditions of the present study. In line with previous studies on running in humans or animals (He & al., 1991; Farley & al., 1993) leg stiffness remained constant whatever the significant velocity evolutions. Vertical stiffness increased in the first part of the race and then decreased. Although vertical stiffness changes were not significant, it seems then that the evolutions velocities are related to vertical stiffness. Further, this method may allow a better understanding of the role of stiffness during sprint running, and to find out whether it could explain for instance the loss of velocity during the last phase of the race.

## References

- Alexander R. *Phil Trans R Soc Lond; B338: 189-196; 1992.*
- Farley C.T. and Gonzales O. *J Biomech; 29 (2): 71-86; 1996.*
- Farley C.T., Glasheen J. and McMahon TA. *J Expl Biol; 185: 181-186; 1993.*
- He J., Kram R. and McMahon TA. *J Appl Physiol; 71 (3): 863-870; 1991.*
- McMahon TA. and Cheng GC. *J Appl Physiol; 62: 2326-2337; 1990.*
- Morin J.-B., Jeannin T. and Belli A. *Proceedings of the 8<sup>th</sup> Congress of the ECSS; O102I-3: p. 48; 2003.*

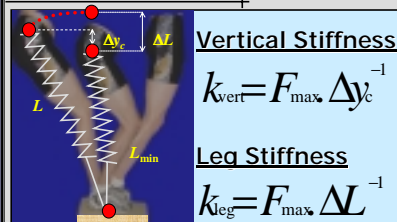
# LOWER LIMB STIFFNESS MEASUREMENT DURING A 100-m SPRINT

Jean-Benoît MORIN<sup>1,2</sup> and Alain BELLI<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratoire de Physiologie – PPEH, Université de Saint-Etienne, France; @: Jean.Benoit.Morin@univ-st-etienne.fr

<sup>2</sup> DSTB, Department of Biomedical Science and Technologies, University of Udine, Italy

## INTRODUCTION



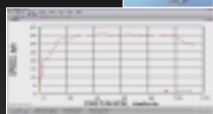
- Spring-mass model (SMM) has been a widely used concept to describe running mechanics (Alexander, 1992; McMahon & Cheng, 1990)
- The main mechanical parameters of the SMM are the vertical and leg stiffness ( $k_{\text{vert}}$  and  $k_{\text{leg}}$  respectively) (Farley & Gonzalez, 1996)
- Because of serious technical measurements requiring dynamometers, stiffness has never been measured during sprint running (excepted for a small number of steps)
- **The AIM of this study** was to use a recently developed method (Morin & al., 2003; 2004) to measure stiffness values for each step and their evolution over an entire 100-m sprint

## MATERIAL & METHODS

10 male non specialized in sprint running (23±4 years; 1.78±0.06 m; 74.8±9.0 kg)

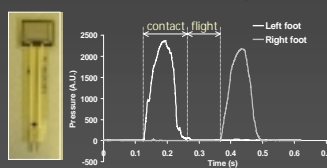
Instantaneous velocity during the 100-m measured by RADAR at 35Hz and averaged for each 20m part of the sprint

Stalker, Radar Sales, Mineapolis, US



$k_{\text{vert}}$  and  $k_{\text{leg}}$  measured for each step from flight and contact times ( $t_f$  and  $t_c$  in s), forward running velocity ( $v$  in  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), leg length ( $L$  in m) and body mass ( $m$  in kg) according to Morin & al. 2003; 2004

Calculation based on a sine-wave modeling of force-time curves (Alexander, 1992)



Stride Temporal characteristics measured by two pairs of footswitches under right and left insoles

ANOVA with Fisher's post hoc test to describe parameters evolutions over the entire 100-m and within the 20 m parts (significance for  $P < 0.05$ ).

0 – to 20m values were discarded

## RESULTS

Mechanical parameters (mean (SD)) obtained during the different parts and for the entire 100-m

ANOVA only showed significant differences (\* :  $P < 0.05$ ) for  $v$

Parameter	20-40 m	40-60 m	60-80 m	80-100 m	Entire 100m	ANOVA
$t_c$ (s)	0.11 (0.01)	0.11 (0.02)	0.11 (0.01)	0.11 (0.01)	0.11 (0.01)	ns
$t_f$ (s)	0.14 (0.01)	0.14 (0.01)	0.14 (0.01)	0.15 (0.02)	0.14 (0.01)	ns
$v$ ( $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ )	7.93 (0.34)	8.33 (0.34) <sup>a</sup>	8.24 (0.24) <sup>a</sup>	7.89 (0.40) <sup>bc</sup>	8.10 (0.31)	*
$k_{\text{leg}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	19.7 (4.8)	19.8 (5.2)	18.9 (3.5)	19.5 (4.3)	19.5 (4.3)	ns
$k_{\text{vert}}$ ( $\text{kN}\cdot\text{m}^{-1}$ )	93.9 (14.6)	98.3 (16.6)	93.8 (10.2)	89.6 (9.8)	93.9 (12.4)	ns

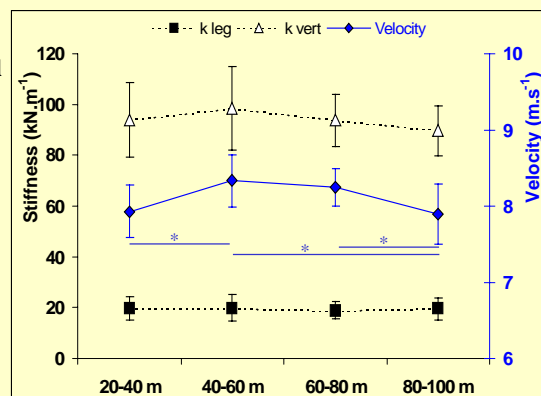
Fisher's post hoc test results : <sup>a</sup> : significantly different from 20-40 m value;

<sup>b</sup> : significantly different from 40-60 m value; <sup>c</sup> : significantly different from 60-80 m value

Evolution of leg stiffness, vertical stiffness and forward running velocity over the different 20-m parts of the 100-m

\* : significant differences in velocity ( $P < 0.05$ )

No other parameter did evaluate significantly during the 100-m



## DISCUSSION & CONCLUSION

For the first time, SMM characteristics were measured during a 100-m in field conditions

- Either leg and vertical stiffness values in line with the literature, though slightly higher (Farley & al., 1993; He & al., 1991)
- Evolution of vertical stiffness and constancy of leg stiffness with evolution of velocity is in accordance with previous observations (Farley & al., 1993; He & al., 1991; Morin & al., 2003; 2004) even if the small range of velocity variation within a typical 100-m did only cause non-significant variations in vertical stiffness in this study
- No mechanical parameter was linked with 100-m performance in this study, new measurements could be done to check whether SMM parameters influence loss of performance in fatigue conditions during sprint running

## REFERENCES :

Alexander R., *Phil Trans R Soc Lond*; B338: 189-196; 1992  
 Farley C.T. and Gonzalez O., *J Biomech*; 29(2): 71-86; 1996  
 He J. et al., *J Appl Physiol*; 71(3): 863-870; 1991

McMahon T.A. and Cheng G.C., *J Appl Physiol*; 62: 2326-2337; 1990  
 Morin J.-B. et al., 8<sup>th</sup> Congress of the ECSS, Salzburg, 2003  
 Morin J.-B. et al., *J Appl Biomech*, in press, 2004

## FACTEURS MECANIQUES DE LA PERFORMANCE EN SPRINT APPREHENDES PAR DE NOUVELLES METHODES DE MESURE

Nous avons étudié lors de ce travail les paramètres mécaniques de puissance et raideur musculo-tendineuse des membres inférieurs et leurs liens avec la performance en sprint en course à pied sur 100-m, notamment par l'utilisation de nouvelles méthodes de mesure.

**Dans la première partie**, nous avons proposé et validé une méthode de correction *a posteriori* de la puissance maximale mesurée lors de sprints sur bicyclette ergométrique à courroie de friction. Cette méthode, basée sur une décélération linéaire au cours du temps, permet de recalculer la valeur de puissance maximale en intégrant l'inertie du volant. Par ailleurs, nous avons montré, conformément aux données de la littérature, que le fait de ne pas tenir compte de l'inertie du volant menait à une sous-estimation significative de la puissance maximale. Cette nouvelle méthode pourra permettre de ré-examiner le cas échéant, des résultats expérimentaux obtenus lors de l'évaluation de puissance maximale des membres inférieurs ne prenant pas en compte l'inertie.

**Dans la deuxième partie** de ce travail, nous avons évalué les qualités de force-vitesse et puissance de sprinters afin de les corrélérer avec leurs performances dans les trois parties de la course de 100-m. Nos résultats ont confirmé le lien significatif mis en avant dans la littérature entre puissance mécanique et performance dans la phase d'accélération du sprint. En revanche, aucun paramètre mécanique de force, vitesse ou puissance tels que nous les avons évalués lors de sprints sur bicyclette ergométrique n'était lié avec les paramètres de performance dans les phases à vitesse quasi-maximale et de décélération lors du 100-m. Nous avons donc formulé l'hypothèse de l'intervention d'un facteur mécanique inhérent à la course à pied et non mesuré lors du pédalage : le cycle étirement-détente représenté par la raideur musculo-tendineuse du membre inférieur.

**Dans la troisième partie**, nous avons proposé et validé une nouvelle méthode de calcul de la raideur verticale et du membre inférieur lors de la course. En effet, mesurer la raideur du membre inférieur requiert des outils d'analyse dynamométrique (tapis de course ou plate-forme de force), rendant impossible l'évaluation de la raideur pendant la course en conditions de terrain, *a fortiori* aux allures maximales. Cette méthode, basée sur une modélisation des courbes  $F(t)$  par une fonction sinus, permet les calculs de raideur à partir de paramètres mécaniques simples : les temps de contact et de vol, la vitesse de déplacement, la masse et la longueur du membre inférieur des sujets, sur tapis roulant comme sur plate-forme de force, chez des sujets non spécialistes et coureurs d'élite, y compris à vitesse maximale.

**Dans la dernière partie de ce travail**, nous avons utilisé la méthode préalablement validée lors d'expérimentations de terrain pour étudier les liens raideur-performance lors du 100-m et lors de la répétition de trois autres 100-m induisant une fatigue importante, chez des sujets non spécialistes. Les résultats ont montré une absence de lien raideur-performance lors du premier 100-m, mais une corrélation significative entre la diminution de performance et la « détérioration » des paramètres du modèle masse-ressort : augmentation du déplacement vertical du centre de masse pendant le contact, perte de raideur verticale avec la fatigue induite par la répétition des sprints. Cette étude a permis de réfuter l'hypothèse d'un lien raideur-performance dans les phases de course à vitesse maximale et de décélération lors d'un 100-m. La performance dans ces parties de la course reste donc obscure d'un point de vue biomécanique. En revanche, nous avons pu montrer le lien significatif entre diminution de raideur verticale et de performance lors de sprints répétés.

**En conclusion**, cette étude montre, à travers l'utilisation de nouvelles méthodes de mesure, que la puissance mécanique des membres inférieurs est liée avec la performance dans la phase d'accélération du sprint sur 100-m. En revanche, la raideur du membre inférieur n'a pas de lien avec la performance dans les différentes parties d'un 100-m, mais sa diminution avec la répétition de sprints est liée avec la diminution de performance.

**Présentée par :** Jean-Benoît Morin

**Directeur :** Pr Alain Belli (*PU*, Université Jean Monnet Saint-Etienne)

**Co-Directeur :** Pr. Pietro E. di Prampero (*Professore Ordinario*, Università Degli Studi di Udine)

**Mots clés :** Biomécanique, sprint, course à pied, raideur, puissance, nouvelles méthodes de mesure