

THESE

présentée

devant l'UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON 1

pour l'obtention

du DIPLOME DE DOCTORAT

(arrêté du 7 août 2006)

Physiologie Musculaire et Performance

présentée et soutenue publiquement le **19 juin 2008**

par

Olivier RAMBAUD

**FACTEURS MUSCULAIRES ASSOCIÉS À LA
PERFORMANCE EN LANCER**
Exploration par l'analyse des relations Force-Vitesse et
Puissance-Vitesse

Directeur de thèse : Docteur Muriel BOURDIN (HDR)

Codirecteur de thèse : Docteur Abderrahmane RAHMANI

JURY :

Docteur Laurent ARSAC (rapporteur)

Docteur Muriel BOURDIN (directeur)

Professeur Thierry BUSSO (rapporteur)

Professeur Christian COLLET

Docteur Christophe HAUTIER

Professeur Jean-Pierre MARIOT (président du jury)

Docteur Abderrahmane RAHMANI (codirecteur)

UNIVERSITE CLAUDE BERNARD - LYON I

Président de l'Université

Vice-président du Conseil Scientifique

Vice-président du Conseil d'Administration

Vice-président du Conseil des Etudes et de la Vie Universitaire

Secrétaire Général

M. le Professeur L. COLLET

M. le Professeur J.F. MORNEX

M. le Professeur J. LIETO

M. le Professeur D. SIMON

M. G. GAY

SECTEUR SANTE

Composantes

UFR de Médecine Lyon R.T.H. Laënnec

UFR de Médecine Lyon Grange-Blanche

UFR de Médecine Lyon-Nord

UFR de Médecine Lyon-Sud

UFR d'Odontologie

Institut des Sciences Pharmaceutiques et Biologiques

Directeur : M. le Professeur P. COCHAT

Directeur : M. le Professeur X. MARTIN

Directeur : M. le Professeur J. ETIENNE

Directeur : M. le Professeur F.N. GILLY

Directeur : M. O. ROBIN

Directeur : M. le Professeur F. LOCHER

Institut Techniques de Réadaptation

Directeur : M. le Professeur MATILLON

Département de Formation et Centre de Recherche en Biologie Humaine

Directeur : M. le Professeur P. FARGE

SECTEUR SCIENCES

Composantes

UFR de Physique

UFR de Biologie

UFR de Mécanique

UFR de Génie Electrique et des Procédés

UFR Sciences de la Terre

UFR de Mathématiques

UFR d'Informatique

UFR de Chimie Biochimie

UFR STAPS

Observatoire de Lyon

Institut des Sciences et des Techniques de l'Ingénieur de Lyon

IUT A

IUT B

Institut de Science Financière et d'Assurances

Directeur : Mme. le Professeur S. FLECK

Directeur : M. le Professeur H. PINON

Directeur : M. le Professeur H. BEN HADID

Directeur : M. le Professeur G. CLERC

Directeur : M. le Professeur P. HANTZPERGUE

Directeur : M. le Professeur A. GOLDMAN

Directeur : M. le Professeur S. AKKOUCHE

Directeur : Mme. le Professeur H. PARROT

Directeur : M. C. COLLIGNON

Directeur : M. le Professeur R. BACON

Directeur : M. le Professeur J. LIETO

Directeur : M. le Professeur M. C. COULET

Directeur : M. le Professeur R. LAMARTINE

Directeur : M. le Professeur J.C. AUGROS

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Laboratoire de Biomécanique et Mécanique des Chocs (LBMC) de Lyon, sur le site de la faculté de Médecine Lyon-Sud sous la responsabilité du **Professeur Bernard Moyen**.

Suite à ce travail de thèse, je tiens à témoigner ici ma reconnaissance à toutes les personnes qui ont participé à ce travail, qui l'ont encadré, ceux qui ont accepté de le juger, ceux qui nous ont aidé à le réaliser, mais aussi ceux qui m'ont soutenu (supporté) tout au long de ces années.

A Muriel Bourdin, ingénieur de recherche habilité à diriger les recherches qui a dirigé ce travail. Ton intérêt, ta curiosité, ta rigueur, ta compétence ainsi que ta disponibilité ont été des éléments indispensables pour la réalisation de ce travail. Comme le dit Abdel tu as su porter ce travail. Je tiens ici à t'exprimer toute ma reconnaissance pour ces années de travail au sein du laboratoire, tu m'auras appris à essayer d'être plus rigoureux et plus curieux dans le travail. Je te suis également très reconnaissant pour le travail que tu as fourni pour maintenir en état la structure et ainsi nous permettre à nous les étudiants de continuer sans soucis leur travail. J'espère par la suite pouvoir continuer à avoir des contacts avec le laboratoire, et ainsi avoir des échanges sur l'entraînement, sur la physiologie et pourquoi pas sur la mécanique.

A Abdel Rahmani, Maître de conférences, codirecteur de cette thèse, ton implication et ton investissement malgré l'éloignement géographique m'ont permis de faire avancer ce travail. Ta confiance et ta compétence ont souvent permis de débloquent certaines situations, surtout lorsqu'on en venait à parler de mécanique qui n'est pas mon domaine d'origine. Ton entente avec Muriel a également été très importante dans le cadre de ce travail, cela a été une chance d'avoir deux encadrants qui communiquaient beaucoup. J'espère là encore par la suite pouvoir continuer à échanger avec toi sur différents sujets.

J'exprime mes sincères remerciements au **Professeur Thierry Busso** et au **Docteur Laurent Arsac**, rapporteurs de ce travail, qui après avoir déjà jugé mon travail de DEA ont accepté de juger ce travail ainsi que de siéger au jury.

Merci au **Docteur Christophe Hautier** d'avoir accepté de siéger à ce jury et pour les discussions enrichissantes que nous avons eu à plusieurs reprises sur le sujet de la thèse.

Merci au **Professeur Jean-Pierre Mariot** qui a accepté de siéger à ce jury et qui a essayé de m'ouvrir l'esprit sur la mécanique au cours de mes passages au Mans pour voir Abdel.

Merci au **Professeur Christian Collet** qui a accepté de siéger au jury et qui chaque fois que je l'ai croisé au cours de ces années s'est toujours montré intéressé par l'avancée de mes travaux.

Lorsque je suis arrivé au sein de la structure, elle se nommait Laboratoire de Physiologie de l'Exercice et était dirigée par le **Professeur Jean-René Lacour**, à qui je souhaite exprimer toute ma gratitude pour m'avoir accueilli, mais également pour l'enthousiasme qu'il met lorsque l'on discute avec lui des expérimentations ou des résultats. Après votre départ, chaque fois que je vous voyais ou que je vous avais au téléphone revenait de façon récurrente une phrase « Alors Olivier et vos petits Lanceurs ? ». Je vous remercie pour votre aide, et vos avis éclairés tout au long de ce travail.

A tous les anciens du labo merci beaucoup pour votre accueil et pour toutes les discussions que nous avons eu qui m'ont permis d'ouvrir mon esprit à d'autres parties de la physiologie de l'exercice. **Carine, Laurent et Sébastien**, vous avoir côtoyé m'a permis d'améliorer mes connaissances et de faire progresser mon travail.

A Sylvain alias « Dorel » merci pour avoir été disponible pour faire progresser le matériel, même si certains de nos bricolages n'ont servi à rien. Merci également pour les discussions que l'on a eu sur les relations Force-Vitesse, certaines fois au cours de déplacement pour tes manips, elles m'ont permis de voir d'autres façons de faire ces mesures et ainsi de progresser dans ce domaine.

A Hugo alias « la rameuse », mon dernier compagnon de « bureau » ou de bibliothèque, le reviewer du labo, ta compagnie et ton soutien ont été appréciables tout au long de ce travail. Il me reste à te passer le témoin et à te souhaiter du courage pour la fin de ta rédaction et pour la suite.

Merci également à **Rodolphe et à Régis** pour toute l'aide technique qu'ils ont apporté pour la réalisation de ce travail. Régis toujours prêt à essayer de répondre à nos demandes d'amélioration technique, et à réparer nos bêtises. Rodolphe qui petit à petit permet au labo de rentrer dans l'aire moderne de l'informatique en développant des programmes d'acquisition s'adaptant à du matériel plus actuel et nous protégeant ainsi des problèmes éventuels.

Merci à **mes parents et à ma sœur**, votre soutien permanent, votre affection, votre confiance tout au long de ces années sont des piliers sur lesquels je me suis appuyé pour mener à bout ce travail. J'espère que ce document exprimera toute la reconnaissance et la fierté que j'éprouve pour vous. Je vous dédis cette thèse et vous remercie encore pour tout.

Merci également au reste de ma famille ainsi qu'à mon parrain et à sa famille, pour leur soutien tout au long de ces années.

Je tiens également ici à avoir une pensée pour **mon oncle** et pour **ma marraine** qui n'ont pu assister à l'aboutissement de ce travail, j'espère que vous êtes fier de moi comme moi je le suis de vous.

A **André Gimenez**, directeur technique national adjoint de la Fédération Française d'Athlétisme en charge du département administration, qui lorsqu'il était coordonateur des lancers à la Fédération m'a permis d'accéder à un stage national pour réaliser des mesures sur les lanceurs présents.

Aux différents entraîneurs référents des disciplines de lancer à l'époque et en particulier à **Thierry Cristel** responsable du disque, pour m'avoir accueilli sur ce stage.

Aux **Conseillers Techniques et Sportifs** de la ligue Rhône Alpes d'athlétisme en particulier **Jean-Jacques Behm** et **Luc Grenier** ainsi qu'aux **entraîneurs de l'équipe technique régionale** pour m'avoir également permis de faire des mesures dans le cadre d'un stage du suivi de la ligue sur le site de Boulouris.

Je souhaite remercier les différents entraîneurs qui ont accepté que leurs athlètes face partie du protocole expérimental pour toute l'aide qu'ils m'ont apporté. Je voudrais en particulier remercier mon entraîneur **Serge Debié** pour sa disponibilité et son enthousiasme.

A tous les « **Gros** » qui ont accepté de participer à ces expérimentations, je les remercie pour leur assistance et pour leur amitié. Vous êtes tous des gens extraordinaires avec un cœur gros comme ça. Le lanceur ou « gros » pour le commun des athlètes est un animal solitaire de grand gabarit qui aime se retrouver avec ces semblables pour des rencontres, encore nommées concours ou compétition, à base « de mines », « d'avoines » et de cris. Une

fois cette partie effectuée les lanceurs, et leurs cousins, les coureurs de javelots, aiment rester ensemble en horde, pas trop sauvage, pour refaire le monde et la compétition. Les représentants de ces disciplines étant plus rares dans les clubs que les autres lignées d'athlètes, sur le stade, on les met en cage pour que chacun puisse les admirer. Rappel utile : il est interdit de jeter des cacahouètes aux lanceurs surtout lorsqu'ils lancent.

Je tiens particulièrement à remercier ici, les lanceurs lyonnais de la **Debie's team** anciens comme actuels, merci dans le désordre à **Mel, Zaz, Max, Flav, le Petiot, Loïc, Erik, Jo, Dric, et Seb** d'avoir toujours été disponible pour faire des manips dans le cadre de ce travail.

Je remercie également les autres lanceurs de la région Rhône Alpes, en particulier les **Aixoïis et Mel**. Une pensée également pour les Salonais qui n'ont pas hésité à faire le trajet pour participer, merci **Manu, Yann et Jé**.

Table des matières

I. INTRODUCTION GENERALE	1
II. REVUE DE LA LITTERATURE	4
1. Les Lancers	5
1.1. La Technique	5
1.1.1. Principes généraux	5
1.1.2. Le poids	8
1.1.3. Le disque	9
1.1.4. Le marteau	11
1.2. Les ressources métaboliques et mécaniques	13
1.2.1. Les ressources métaboliques	13
1.2.2. Les ressources mécaniques	13
2. La production de puissance maximale	14
2.1. Au niveau du muscle squelettique	14
2.1.1. Les relations fondamentales	14
2.1.1.1. <i>Le modèle de Hill</i>	14
2.1.1.2. <i>La relation tension-longueur</i>	16
2.1.1.3. <i>La relations force-vitesse</i>	17
2.1.2. Interprétation physiologique	19
2.2. Production de puissance maximale lors des mouvements d'extension	21
2.2.1. Mesure de la puissance au cours des mouvements d'extension	21
2.2.2. Les relations Force- et Puissance-Vitesse lors des mouvements d'extension	24
2.2.3. Interprétation physiologique	26
2.2.3.1. <i>Interprétation mécanique et typologie</i>	26
2.2.3.2. <i>La raideur musculo-tendineuse</i>	29
3. Les buts de ce travail	30
 III. ETUDE 1	 31
Importance de la prise en compte de l'inertie des membres supérieurs	

dans le calcul de la force produite en développé couché

1. Introduction	32
2. Matériels et Méthodes	32
2.1. Sujets	32
2.2. Protocole	33
2.3. Systèmes de mesure	34
2.3.1. Plateforme de force	34
2.3.2. Capteur cinématique	35
2.4. Analyse des données	36
2.4.1. Relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse	36
2.4.2. Analyse statistique	38
3. Résultats	38
3.1. Reproductibilité des mesures	38
3.2. Influence de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force	38
3.3. Les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse	40
4. Discussion	41
4.1. Influence de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force	41
4.2. Les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse	42
4.3. Conclusions	44
 IV. ETUDE 2	 45
Facteurs musculaires des membres supérieurs et inférieurs associés à la performance en lancer	
1. Introduction	46
2. Matériels et Méthodes	46
2.1. Sujets	46
2.2. Protocole	47

2.2.1. Demi-squat	48
2.2.2. Développé couché	49
2.2.3. Mesure de la raideur lors d'un exercice de rebonds	49
2.3. Systèmes de mesure et analyse des données	49
2.3.1. Capteur cinématique et barre guidée	49
2.3.2. Mesure de la raideur	51
2.3.3. Analyse statistique	51
3. Résultats	52
3.1. Qualités de puissance, force, vitesse et raideur	52
3.2. Relations entre les qualités musculaires et la performance en lancer	54
3.2.1. Dans le groupe entier	54
3.2.2. Analyse par discipline	56
4. Discussion	56
4.1. Méthodes	56
4.2. Comparaison des disciplines	57
4.3. Qualités musculaires et performance	57
4.3.1. Qualités des membres inférieurs	58
4.3.2. Qualités des membres supérieurs	61
4.4. Conclusions	63
 V. ETUDE 3	 64
Applications dans le cadre de l'évaluation et de l'entraînement des lanceurs	
1. Introduction	65
2. Matériel et Méthodes	66
2.1. Protocole	66
2.2 La bicyclette ergométrique	67
2.3 Analyse statistique	68
3. Résultats	68
3.1. Relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse sur bicyclette	68

ergométrie	
3.2. Comparaison des mesures obtenues sur ergocycle et sous barre guidée	70
3.3. $P_{\max}E$, $F_{\text{opt}}E$, $V_{\text{opt}}E$ et performance en lancer	70
4. Discussion	71
4.1. Comparaison des mesures obtenues sur bicyclette ergométrique et sous barre guidée	71
4.2. Protocole d'évaluation des lanceurs	73
 VI. CONCLUSION GENERALE	 76
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	79
ANNEXES	92

Liste des abréviations

1-RM : Une Répétition Maximale

CC : Composante Contractile

CES : Composante Elastique en Série

CEP : Composante Elastique en Parallèle

V_0 : Vitesse maximale théorique

F_0 : Force maximale isométrique théorique

ATP : Adénosine Tri Phosphate

$P_{\max}$: Puissance Maximale

F_{opt} : Force optimale

MMR : Modèle Masse Ressort

F_{picp} : Valeur pic de la force mesurée sur la plateforme de force

F_{picb} : Valeur pic de la force calculée avec le capteur cinématique sans prendre en compte la masse des membres supérieurs

F_{pict} : Valeur pic de la force calculée avec le capteur cinématique en prenant en compte la masse des membres supérieurs

P_{picb} : Valeur pic de la puissance calculée avec le capteur cinématique sans prendre en compte la masse des membres supérieurs

P_{pict} : Valeur pic de la puissance calculée avec le capteur cinématique en prenant en compte la masse des membres supérieurs

$V_{F\text{pic}}$: Valeur de vitesse correspondante à l'atteinte de la valeur pic de force calculée avec le capteur cinématique

$V_{P\text{pic}}$: Valeur de vitesse correspondante à l'atteinte de la valeur pic de puissance calculée avec le capteur cinématique

F_{picb} : Valeur pic de la force calculée avec le capteur cinématique sans prendre en compte la masse des membres supérieurs

F_{0b} : Force maximale isométrique théorique lorsque la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte dans le calcul.

F_{0t} : Force maximale isométrique théorique lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte dans le calcul.

V_{0b} : Vitesse maximale de contraction lorsque la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte dans le calcul.

V_{0t} : Vitesse maximale de contraction lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte dans le calcul

P_{maxb} : Puissance maximale lorsque la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte dans le calcul.

P_{maxt} : Puissance maximale lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte dans le calcul.

V_{optb} : Vitesse optimale lorsque la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte dans le calcul.

V_{optt} : Vitesse optimale lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte dans le calcul.

ICC : Coefficient Intra-classe de Corrélation

R : Raideur musculo tendineuse

LD : groupe des lanceurs de disque

LM : groupe des lanceurs de marteau

LP : groupe des lanceurs de poids

MP : Meilleure performance de la saison

RM : Record du Monde

$P_{\max S}$: Puissance maximale déterminée en squat

$F_{\text{opt}S}$: Force optimale déterminée en squat

$V_{\text{opt}S}$: Vitesse optimale déterminée en squat

$P_{\max DC}$: Puissance maximale déterminée en développé couché

$F_{\text{opt}DC}$: Force optimale déterminée en développé couché

$V_{\text{opt}DC}$: Vitesse optimale déterminée en développé couché

$\dot{V}O_{2 \max}$: Débit maximal d'oxygène consommé

$P_{\max E}$: Puissance maximale déterminée sur Ergocycle

$F_{\text{opt}E}$: Force optimale déterminée sur Ergocycle

$V_{\text{opt}E}$: Vitesse optimale déterminée sur Ergocycle

I. INTRODUCTION GENERALE

En athlétisme, les lancers se subdivisent en quatre disciplines : le poids, le disque, le javelot et le marteau. L'objectif commun de ces différentes disciplines est de lancer l'engin le plus loin possible dans un secteur de chute délimité. Dans cette perspective, il faut transmettre à l'engin une vitesse d'envol maximale. La réalisation de cet objectif nécessite des qualités de force et de puissance des membres inférieurs et supérieurs. Peu d'études se sont intéressées aux caractéristiques musculaires liées à la performance en lancer. A notre connaissance, une seule étude a mis en évidence un lien entre les qualités musculaires des membres inférieurs et supérieurs et la performance en javelot (Bouhlef et coll. 2007). Cette analyse présente des applications tant au niveau de la mise en place d'un entraînement adapté que de l'évaluation des qualités physiologiques des lanceurs.

Les qualités de force et de puissance musculaire sont généralement évaluées par l'analyse de la relation entre la force et la vitesse. Initialement déterminée sur du muscle isolé (Hill 1922, Fenn et Marsh 1935, Hill 1938), la relation entre la force et la vitesse a été largement décrite lors de différents types de mouvements :

- Mouvement de flexion du coude (de Koning et coll. 1985, Moss et coll. 1997) ou d'extension du genou (Thorstensson et coll. 1976, Tihanyi et coll. 1982, Rahmani et coll. 1999).
- Mouvement cyclique de pédalage pour les membres inférieurs et supérieurs (Sargeant et coll. 1981, Vandewalle et coll. 1987, Vandewalle et coll. 1989, Arsac et coll. 1996, Driss et coll. 1998).
- Mouvement d'extension pluri-articulaires sous barre guidée en demi-squat pour les membres inférieurs (Bosco et coll. 1995, Rahmani et coll. 2001, Izquierdo et coll. 2002, Rahmani et coll. 2004) et en développé couché pour les membres supérieurs (Izquierdo et coll. 2002, Cronin et coll. 2003).

D'un point de vue méthodologique, quel que soit le mouvement utilisé pour déterminer la relation force-vitesse, la masse totale du système en mouvement doit être prise en compte. Sous barre guidée, la masse totale du système est représentée par la charge appliquée et la masse des segments impliqués dans le mouvement. Lorsque la force est déterminée à l'aide d'une plateforme de force, la mesure prend en compte l'ensemble du système déplacé (masse des charges et des segments). Le système cinématique proposé par Bosco et coll. (1995) permet de calculer la force à partir du déplacement de la charge sur tout appareil utilisant un système de guidage pour la charge. Il a été démontré que cette méthode de mesure ne montre aucune différence significative entre la force calculée d'après les données du capteur cinématique et la force mesurée par la plateforme de force dans un mouvement de demi-squat lorsque la masse totale déplacée (masse du sujet plus charge) est prise en compte dans le calcul (Rahmani et coll. 2000). En développé couché, pour un niveau de pratique et d'entraînement comparable, la force calculée à partir des données cinématiques est systématiquement inférieure à celle mesurée sur plateforme de force. Une hypothèse serait que les études utilisant les données cinématiques ne prennent pas en compte la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force.

Objectifs :

L'objectif de notre travail a été, dans une première étude, de démontrer l'importance de la prise en compte de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force lorsque l'on utilise un capteur cinématique. La deuxième étude aborde les facteurs musculaires des membres inférieurs et supérieurs associés à la performance de haut niveau en lancer. Enfin dans une troisième étude, nous explorerons les applications de cette analyse des différentes disciplines de lancer dans le cadre de l'évaluation et de l'entraînement.

II. REVUE DE LA LITTERATURE

1. Les Lancers

1.1. La Technique

1.1.1. Principes généraux

L'action de lancer peut être définie comme le fait de projeter quelque chose à travers l'air ou l'espace, grâce à l'application d'une force, depuis la main ou le bras. De manière générale, le but est de lancer des projectiles de formes et de masses différentes en leur transmettant, par des actions musculaires coordonnées, une vitesse d'envol maximale. Il existe quatre disciplines de lancer athlétique : le disque, le poids, le marteau et le javelot. Le lancer peut se diviser en deux phases : la phase de lancement et la phase de vol.

La phase de lancement des quatre disciplines de lancer est caractérisée par la succession de trois actions distinctes :

- (i) la mise en mouvement du système mécanique constitué par le lanceur et son engin,
- (ii) l'accélération du lanceur et de l'engin dans l'aire de lancer,
- (iii) l'éjection finale de l'engin.

Le but de la phase de lancement est d'atteindre les conditions optimales d'envol pour l'engin. La distance parcourue par l'engin dépendra des paramètres décrits sur la figure 1 :

- (i) la hauteur d'envol par rapport au sol,
- (ii) l'angle d'envol de l'engin par rapport au sol,
- (iii) la vitesse d'envol de l'engin.

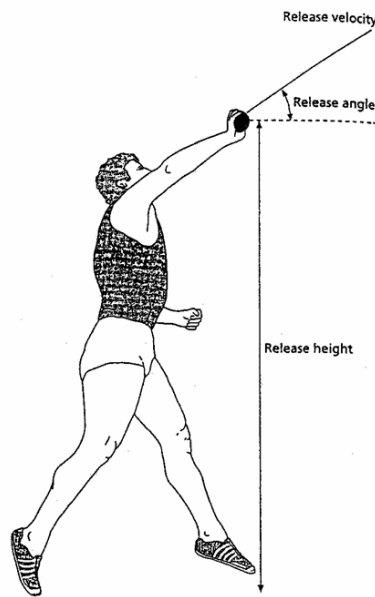


Figure 1 : Les paramètres d'éjection influençant la performance en lancer décrit par Bartonietz (tirée de Bartlett 2000).

Après l'éjection, la trajectoire de l'engin répond aux lois de la balistique. Pendant, la phase de vol, l'engin sera soumis aux forces gravitationnelles et aérodynamiques.

La hauteur d'envol par rapport au sol est principalement déterminée par la morphologie du lanceur mais également par son niveau technique. Les lanceurs présentent en général des dimensions corporelles exceptionnelles (Sidhu et coll. 1975, Morrow et coll. 1982).

L'angle d'envol de l'engin est fortement influencé par la technique. Les valeurs optimales moyennes d'angles sont de 42 degrés pour le poids, de 35 degrés pour le disque, de 34 degrés pour le javelot et de 44 degrés pour le marteau (Bartonietz 1993).

Quelle que soit la discipline de lancer, l'objectif est d'imprimer à l'engin la plus grande vitesse possible sur une durée de mouvement brève. Dans cet objectif, la trajectoire de l'engin durant le déplacement dans l'aire de lancer, devra être la plus grande possible (Bartonietz 1993). La vitesse à laquelle l'engin est éjecté est influencée d'une part, par les qualités musculaires du lanceur, et d'autre part, par l'aspect technique. D'un point de vue

général, ce dernier dépend de la coordination et de la synchronisation du recrutement des différents groupes musculaires impliqués dans le mouvement. La vitesse finale à laquelle l'engin est lâché est le principal facteur déterminant la performance en lancer car la distance parcourue par l'engin est proportionnelle à la vitesse au carré comme le montre la formule suivante :

$$L = \frac{V_0^2}{g} \cos \alpha_0 \left(\sin \alpha_0 + \sqrt{\sin^2 \alpha_0 + \frac{2gh_0}{V_0^2}} \right)$$

où L est la distance horizontale en m atteinte par l'engin de lancer, g est l'accélération de la gravité soit $9,81\text{m.s}^{-2}$, V_0 est la vitesse d'éjection de l'engin exprimée en m.s^{-1} , h_0 est la hauteur d'envol de l'engin exprimée en m, et α_0 est l'angle d'envol de l'engin exprimé en degrés.

Enfin la trajectoire de l'engin, pendant le vol (*i.e.* la performance), sera fortement influencée par les conditions climatiques.

Suite à l'éjection de l'engin, le lanceur doit se stabiliser pour rester dans les limites de l'aire de lancer qu'il ne doit pas quitter avant que l'engin ait touché le sol. La distance parcourue par l'engin sera mesurée de la limite de l'aire de lancer au point de chute de l'engin. En règle générale lors d'une compétition six essais au maximum sont réalisés, le meilleur d'entre eux est alors retenu.

L'analyse des paramètres biomécaniques dans les différentes disciplines de lancer a fait l'objet de plusieurs études (Zatsiorsky et coll. 1981, Bartlett 1992, Hinz 1993a, 1993b, Hinz et Hofmann 1993, Schotte 1993, Bartlett 2000, Bartonietz 2000a, 2000b, Lanka 2000). Dans le cadre de notre projet, le javelot n'ayant pas été étudié, les caractéristiques de cette discipline ne seront pas présentées dans ce mémoire.

1.1.2. Le poids

Originellement issu de l'Antiquité, le lancer mesuré à Olympie avec la pierre de Bybon n'a que très peu de rapport avec sa pratique contemporaine. A partir du XII^{ème} siècle, à l'instar du marteau, le lancer de poids fait son apparition dans l'éducation des jeunes princes britanniques. C'est au XIX^{ème} siècle que le poids prend la forme sphérique et sa masse officialisée à 7,260 kg pour les hommes, en référence au poids du boulet de canon utilisé dans l'artillerie à cette époque. Pour les hommes, ces dimensions ont été conservées jusqu'à nos jours. Pour les femmes, le poids a une masse de 4 kg.

Le lanceur se place de dos à l'intérieur d'un cercle de 2,135 m de diamètre. Le poids est lancé d'une seule main, et doit rester en contact avec le cou tout au long du déplacement. L'aire de réception du poids (et également du disque et du marteau) est représentée par un secteur de 34,92° par rapport au centre du cercle. Il existe différentes techniques de lancer de poids : le sursaut rasant (technique O'Brien en translation) et la technique giratoire (technique Barichnikov en rotation). Les performances réalisées avec l'une ou l'autre technique sont, jusqu'à ce jour, sensiblement équivalentes. Au niveau mondial chez les hommes, les deux techniques sont utilisées dans des proportions quasiment identiques. En France, la technique en translation est actuellement utilisée par la majorité des lanceurs. Pourtant le lancer en rotation semble plus avantageux car il permet un déplacement plus grand de l'engin et à priori une phase d'accélération plus importante. Néanmoins le niveau technique élevé requis pour un lancer en rotation semble un facteur limitant son utilisation. Les lanceurs de poids de notre étude utilisent en majorité la technique de translation. Nous détaillerons cette technique dans ce paragraphe. La technique en rotation très proche de celle utilisée pour le lancer de disque qui est décrite dans le paragraphe suivant. La figure 2, décrit l'évolution de la distance de déplacement et de la vitesse du poids lors d'un jet en translation.

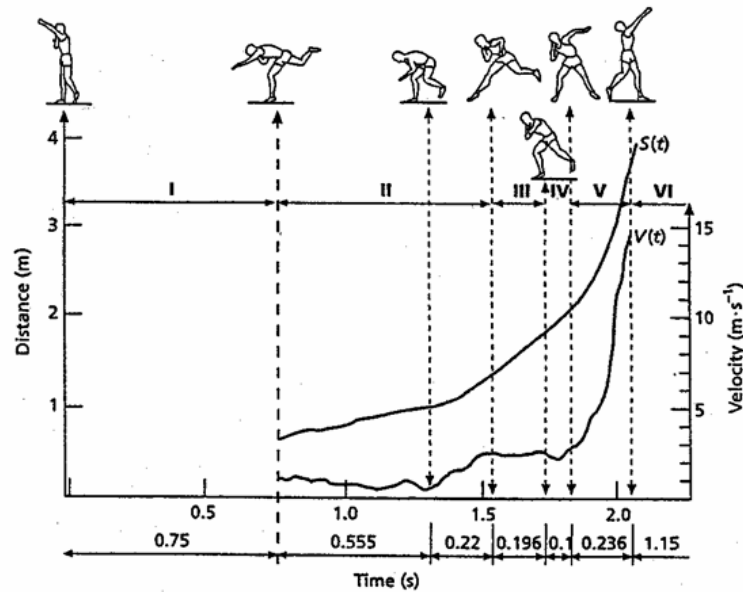


Figure 2 : Evolution du déplacement et de la vitesse de l'engin pour un lancer de poids en translation (adapté de Susanka 1974 ; tiré de Lanka 2000).

I : phase préparatoire, II : phase de départ, III : phase de vol, IV : phase de transition, V : phase d'éjection, VI : phase terminale.

Le lancer de poids se décompose en 6 phases. Les phases I et II correspondent à la mise en mouvement du système lanceur-engin. Pendant cette phase, l'engin atteint une vitesse de $2,5 \text{ m.s}^{-1}$. La phase III correspond à la phase du sursaut rasant. Durant cette phase, la vitesse de l'engin ne varie pas de façon significative. Durant la phase IV, on observe une rotation du tronc qui précède la phase V correspondant à une extension du membre inférieur d'appui, une rotation du tronc et à l'extension du membre supérieur. L'engin est éjecté à la fin de cette phase. Pendant la phase V, la vitesse de l'engin passe de $2,5$ à 15 m.s^{-1} . La phase VI correspond à la phase de stabilisation du lanceur dans l'aire de lancer. La durée totale du mouvement jusqu'à l'éjection de l'engin est comprise entre 2 et $2,5 \text{ s}$.

1.1.3. Le disque

Le lancer de disque, en pierre à l'origine, est pratiqué depuis la plus haute Antiquité puisque Homère célèbre dans l'odyssée les exploits d'Ulysse dans cette discipline. Aujourd'hui,

l'engin est en bois ou en métal et entouré d'une jante en métal. Sa masse est de 2 kg pour les hommes, son diamètre doit être compris entre 21,9 et 22,1 cm. Pour les femmes, le diamètre et la masse sont inférieurs (respectivement 18 à 18,2 cm et 1 kg). L'aire de lancer est une zone circulaire de 2,5 m de diamètre.

La figure 3 montre l'évolution de la vitesse du disque en fonction des différentes phases de lancer du disque.

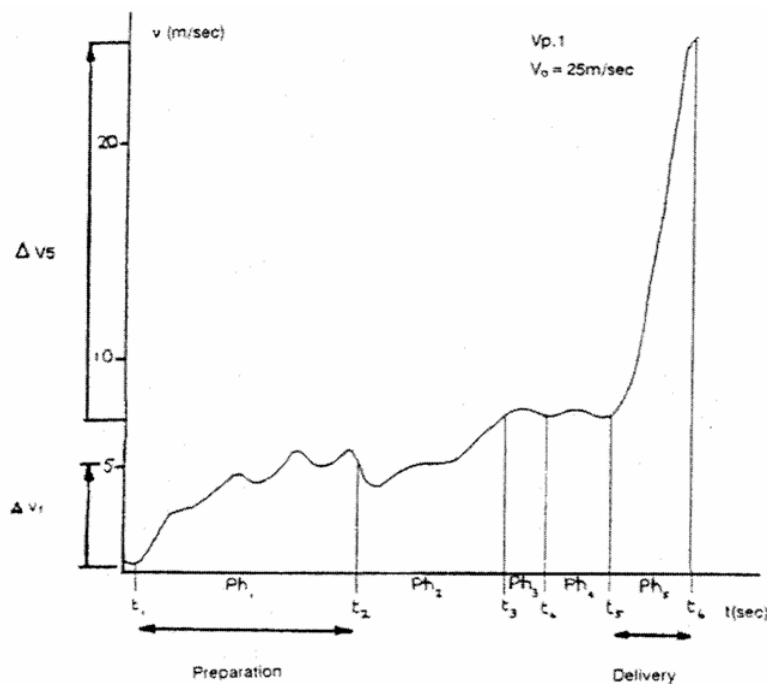


Figure 3 : Evolution de la vitesse du disque en fonction du temps (adapté de Schlüter et Nixdorf 1984 ; tiré de Bartlett 1992).

Ph_1 : phase de préparation, Ph_2 : phase d'entrée, Ph_3 : phase de vol, Ph_4 : phase de transition, Ph_5 : phase d'éjection

Le lanceur est dos à l'aire de réception, le disque posé dans la main droite pour un droitier et repose sur la dernière phalange. La phase de préparation débute lorsque le bras tendu dans l'axe des épaules se met en mouvement. A la fin de cette phase, la vitesse du disque est d'environ 5 m.s^{-1} . S'ensuit une rotation d'un tour et demi, correspondant à une volte, (Ph_2 à Ph_4). Pendant la volte, la vitesse du disque augmente d'environ 2 m.s^{-1} pour atteindre 7 m.s^{-1} avant la phase d'éjection. Pendant la phase d'éjection l'action coordonnée des membres

inférieurs, du tronc et du membre supérieur droit permet d'augmenter la vitesse du disque de 18 m.s^{-1} et d'éjecter l'engin avec une vitesse de 25 m.s^{-1} . La durée totale du mouvement est inférieure à 1,5 s.

1.1.4. Le marteau

C'est au Moyen Age en Irlande que le lancer de marteau est apparu pour répondre aux exigences de l'éducation des princes. L'instrument était alors constitué d'un simple marteau de forgeron, ce que l'on retrouve encore de nos jours au cours des jeux traditionnels dans les pays celtes. Actuellement, le marteau comporte une tête métallique, un câble et une poignée. L'ensemble a une masse de 7,260 kg pour les hommes et 4 kg pour les femmes. Sa longueur doit être comprise entre 1,160 et 1,215 m.

Le lancer de marteau diffère des lancers de poids et de disque décrits précédemment en ce sens 1) qu'il est réalisé avec les deux membres supérieurs tendus, 2) la phase d'éjection n'implique pas une extension des membres supérieurs (*i.e.* la puissance est essentiellement produite par les membres inférieurs), 3) que le déplacement au sein de l'aire de lancer est plus important, 4) une part non négligeable de la force produite par les membres supérieurs permet de résister à la force centrifuge exercée sur le lanceur par le marteau.

La vitesse horizontale du marteau est égale au produit du rayon de giration et de sa vitesse angulaire. Comme l'illustre la figure 4, la variation de la vitesse horizontale du marteau est influencée par les variations du rayon de giration et/ou de la vitesse angulaire.

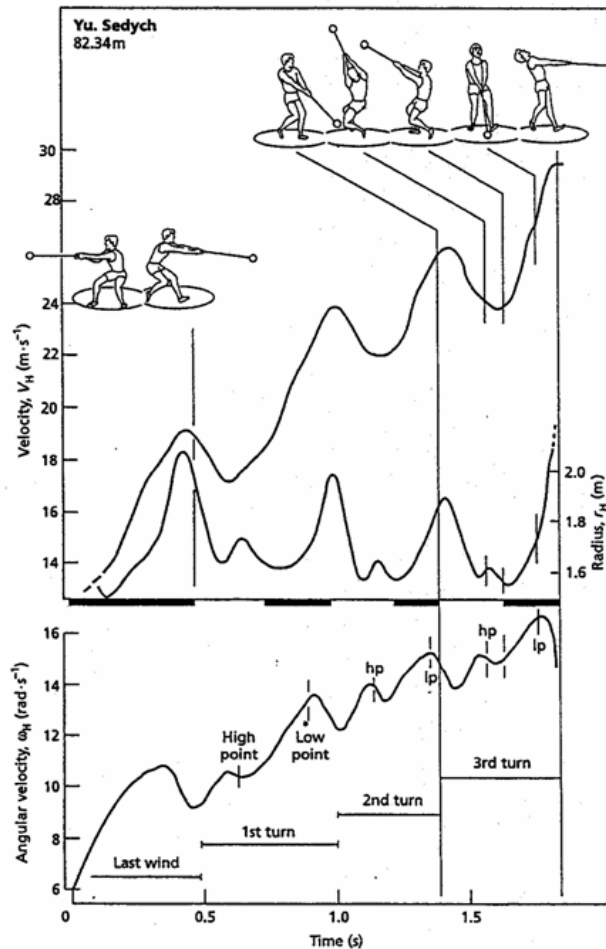


Figure 4 : Variation de la vitesse du marteau, du rayon et de l'angle et de la vitesse angulaire en fonction du temps sur un jet de Yuri Sedych mesuré à 82,34 m (adapté de Bartonietz 1990 ; tiré de Bartonietz 2000a)

Au départ le lanceur fait tourner le marteau autour de lui sans se déplacer pour lui donner de la vitesse. Lorsque le marteau a suffisamment d'élan, l'athlète débute le mouvement. La figure 4 montre l'évolution de la vitesse à partir du début du premier tour. C'est pour cette raison que la vitesse initiale du marteau est d'environ 13 m.s^{-1} . Trois ou quatre tours sont réalisés avant l'éjection de l'engin. En général, les lanceurs plus grands éjectent le marteau au bout de trois tours. En effet, la longueur des membres supérieurs influence le rayon de giration et donc la vitesse horizontale du marteau. On peut émettre l'hypothèse que les lanceurs de marteau de taille élevée sont capables d'imprimer au marteau une vitesse

horizontale maximale en trois tours grâce à leurs dimensions morphologiques. Ils sont de plus limités dans leurs déplacements par la taille de l'aire de lancer et par leur morphologie. Toutefois, à l'heure actuelle au niveau national et mondial la majorité des lanceurs utilisent une technique de lancer sur quatre tours qui permet d'avoir un plus grand déplacement de l'engin avant l'éjection.

A chaque tour la vitesse du marteau est augmentée de façon significative grâce à l'action synchronisée des membres inférieurs, du tronc et des membres supérieurs. La vitesse du marteau avant l'éjection finale est d'environ 29 m.s^{-1} pour le cas étudié sur la figure 4.

En raison du déplacement plus important dans l'aire de lancer, pour une masse d'engin équivalente, la vitesse d'éjection du marteau est presque deux fois supérieure à celle observée pour le poids. La durée totale du mouvement à partir du début du premier tour est comprise entre 2 et 2,5 s.

1.2. Les ressources métaboliques et mécaniques

1.2.1. Les ressources métaboliques

Quelle que soit la discipline de lancer considérée dans ce travail, le temps de performance est inférieur à 3 secondes. Les lancers correspondent à un exercice d'intensité maximale et de durée brève, c'est-à-dire un exercice de type explosif. Lors de ce type d'exercice c'est principalement la voie des phosphagènes qui est sollicitée. Dans la mesure où en compétition, chaque essai est entrecoupé de plusieurs minutes de repos, on peut conclure que le métabolisme ne sera pas un facteur limitant la performance en lancer.

1.2.2. Les ressources mécaniques

Pour imprimer à l'engin une vitesse d'envol maximale il faut produire un niveau de force élevé sur un temps très court car le déplacement du système lanceur-engin est limité par la taille de l'aire de lancer. Cette analyse nous renvoie au concept de puissance. La performance

en lancer dépendra principalement de l'aptitude des muscles impliqués à développer des niveaux de puissance élevés.

A notre connaissance, peu d'études ont été consacrées à l'exploration des liens existant entre les qualités musculaires et la performance en lancer.

Dans une étude récente, Terzis et coll. (2007) ont démontré une corrélation significative entre la performance en lancer et la force musculaire des membres inférieurs et supérieurs (appréciée par la détermination du 1-RM en demi-squat et en développé couché) dans un groupe de lanceurs confirmés. Ces mêmes auteurs avaient trouvé une relation significative entre 1-RM en développé couché (mesuré sur barre guidée) et la performance en lancer mais chez des lanceurs débutants (Terzis et coll. 2003).

Dernièrement une étude de Bouhlef et coll. (2007) démontre une relation significative entre la puissance maximale des membres inférieurs et supérieurs (déterminée sur ergocycle) et la performance en javelot.

Un objectif de ce travail (étude 2) sera d'explorer le lien entre la performance en lancer et les qualités musculaires des membres inférieurs et supérieurs (force, vitesse, puissance et raideur neuromusculaire) lors de mouvements d'extension sous barre guidée dans un groupe de lanceurs très entraînés, de différentes disciplines (marteau, disque, poids).

2. La production de puissance maximale

2.1. Au niveau du muscle squelettique

2.1.1. Les relations fondamentales

2.1.1.1. Le modèle de Hill

La force développée par le muscle est influencée d'une part par la longueur du muscle, et d'autre part par la vitesse de raccourcissement. Notre compréhension de la façon dont les protéines musculaires génèrent la force et le mouvement repose sur la structure et la disposition des filaments d'actine et de myosine dans les sarcomères. L'association en ponts

d'union par glissement des filaments protéiques d'actine et de myosine les uns par rapport aux autres provoquent le raccourcissement des fibres (Huxley 1957).

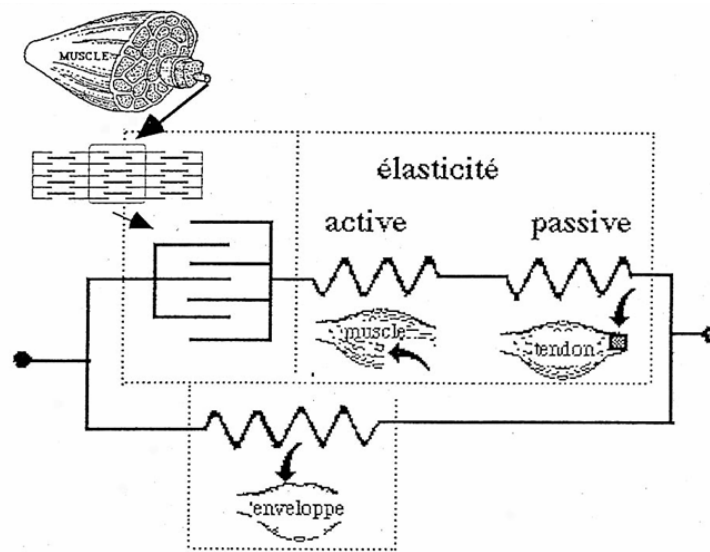


Figure 5 : Le schéma de Hill (modifié par Shorten 1987)

Les premières études concernant les propriétés anatomiques et fonctionnelles du muscle squelettique isolé se sont appuyées sur un modèle mécanique à deux composantes. Ce modèle décrit sur la figure 5 présente une composante contractile (CC) et une composante élastique placées en série (CES) (Hill 1922, Hill 1938, Goubel et Lensel-Corbeil 2003). CC représente les ponts d'union entre l'actine et la myosine qui permettent la transformation d'énergie chimique en énergie mécanique. CC est le générateur de force active du muscle. CES comprend une fraction active concernant les ponts d'union entre l'actine et la myosine et une fraction passive correspondant aux structures tendineuses du muscle. CES transmet la force produite par la CC aux leviers articulaires. Dans la suite de ces travaux, Hill (1951) agençait une composante élastique parallèle (CEP) à l'ensemble du complexe « CC + CES ». Cette nouvelle composante CEP représente les tissus de soutien et les enveloppes du muscle.

2.1.1.2. La relation tension-longueur

Quelle que soit la stimulation considérée, la force produite par le muscle dépend de la longueur à laquelle le muscle se trouve au moment de son activation. Edman et Reggiani (1987) ont montré que la force maximale est atteinte pour une longueur de sarcomère d'environ $2,0\ \mu\text{m}$ et que cette force diminue progressivement lorsque le sarcomère s'écarte de cette longueur jusqu'à devenir nulle lorsque le sarcomère est étiré au-delà de $3,5\ \mu\text{m}$.

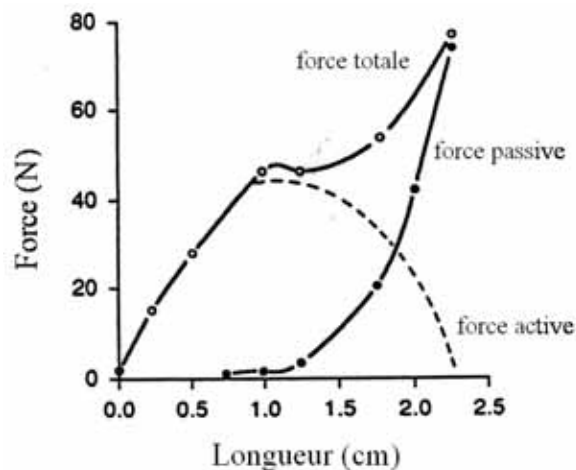


Figure 6 : Diagramme force-longueur (D'après Ralston et coll. 1947).

A une longueur de sarcomère de $2,0\ \mu\text{m}$ correspond un maximum de ponts d'union entre l'actine et la myosine. Pour des longueurs de sarcomères supérieurs et inférieurs, la quantité de ponts d'union diminue. Toutefois la force produite par le muscle ne dépend pas que du processus actif du cycle de ponts d'union, mais également des éléments passifs qui possèdent des propriétés élastiques. Quand ces structures sont étirées, elles exercent une tension passive qui s'ajoute à la force produite par composante contractile. La figure 6 décrit la force totale (addition des courbes de tension active et passive) en fonction de la longueur initiale du muscle. Pour des longueurs inférieures à la longueur optimale, la force produite est essentiellement due à la composante active du muscle, alors que pour des longueurs supérieures elle est fortement influencée par la composante passive.

2.1.1.3. La relation force-vitesse

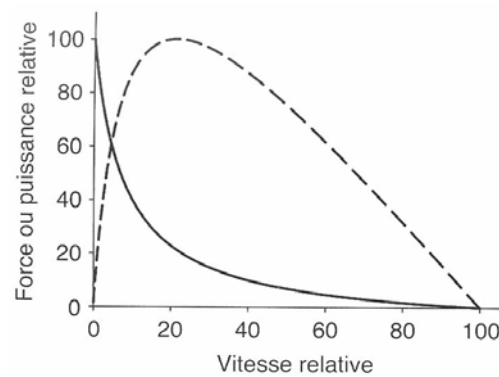


Figure 7 : Exemple de relations force-vitesse (trait plein) et puissance-vitesse (pointillé) obtenues sur du muscle isolé (d'après Jones et coll. 2005)

La force produite par un muscle varie également en fonction de la vitesse à laquelle il se raccourcit. Comme le montre la figure 7, la force développée par le muscle diminue quand sa vitesse de raccourcissement augmente.

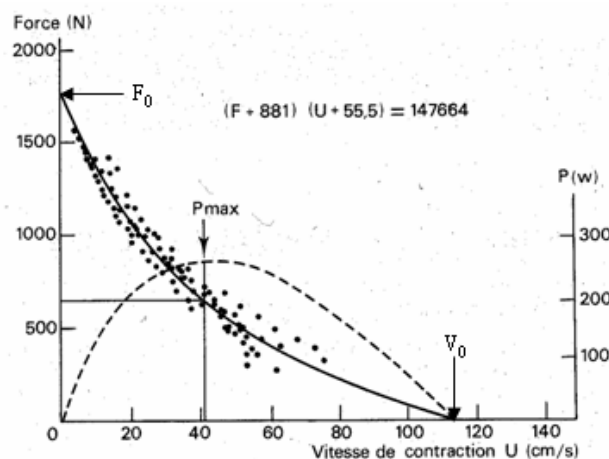


Figure 8 : Relation Force-Vitesse instantanée hyperbolique. Contractions maximales du Biceps Brachialis réalisées contre 6 charges différentes. Détermination des valeurs de F_0 et de V_0 , et P_{max} (Monod et Flandrois 2003).

Par extrapolation, il est possible de déterminer deux paramètres caractéristiques (figure 8), d'une part la vitesse pour laquelle aucune force ne peut être produite : c'est la vitesse maximale de raccourcissement (V_0), d'autre part, la force obtenue pour une charge ne permettant aucun déplacement (ie vitesse nulle) : c'est la force maximale isométrique (F_0). Fenn et Marsh (1935)

sont les premiers à décrire mathématiquement cette relation par une forme exponentielle. Néanmoins, c'est la forme hyperbolique de Hill (1938) qui reste la plus utilisée pour modéliser la relation Force-Vitesse :

$$(F + a).(V + b) = b.(F_0 + a) = a.(V_0 + b)$$

avec F la force produite (en N), V la vitesse de contraction (en m.s^{-1}), a est une constante ayant la dimension d'une force, et b est une constante ayant la dimension d'une vitesse. Le coefficient a/F_0 reflète la courbure de la relation Force-Vitesse et bF_0/a donne la vitesse de raccourcissement sous charge nulle. Les constantes a et b dépendent du type de fibres constituant le muscle (Close 1964, Wells 1965).

Quand le muscle se raccourcit, il réalise un travail positif et produit de la puissance. D'une manière générale, la production de puissance est limitée par le débit d'énergie (c'est-à-dire la production d'ATP) fourni pendant la contraction musculaire. En d'autres termes, la production de puissance est limitée par l'intensité avec laquelle les filaments musculaires peuvent transformer l'énergie chimique en énergie mécanique (Weis-Fogh et Alexander 1977, Fitts et coll. 1991). La relation que l'on peut tracer entre la puissance et la vitesse est une conséquence directe de la relation entre la force et la vitesse (Figure 7). Cette relation s'annule pour les deux points caractéristiques de la relation force vitesse, F_0 et V_0 . Entre ces deux points, le produit de la force et de la vitesse détermine une fonction polynomiale de la puissance en fonction de la vitesse. Cette relation est caractérisée par une valeur de puissance maximale ($P_{\max}$) à laquelle correspond une vitesse optimale (V_{opt}). $P_{\max}$ correspond au produit d'une vitesse optimale des fibres musculaires et d'une force optimale égale respectivement à environ 30 à 45% de V_0 et F_0 (Hill 1938).

2.1.2. Interprétation physiologique

La relation Force-Vitesse est un paramètre important de l'étude de la fonction musculaire. Elle reflète la qualité du mécanisme de formation de ponts d'union entre l'actine et la myosine lors de la contraction musculaire (Huxley 1957).

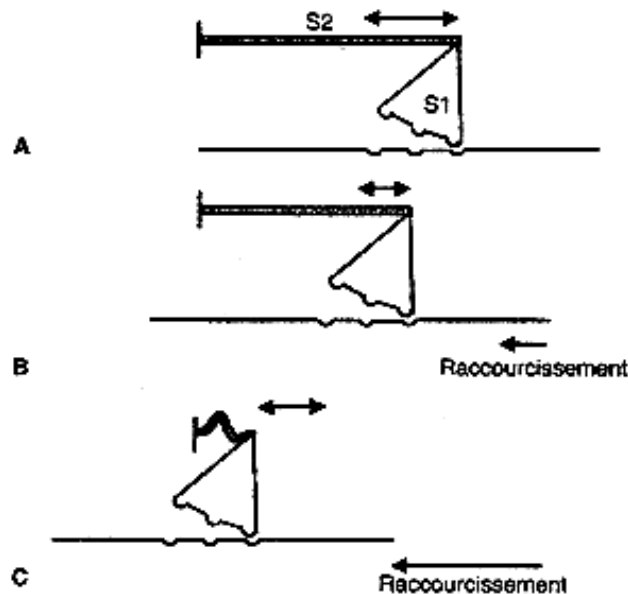


Figure 9 : Formation des ponts lors du raccourcissement. **A.** Condition isométrique, S2 est totalement étiré. **B.** Raccourcissement lent, le filament d'actine se déplaçant de droite à gauche ; l'extension de S2 est moindre qu'en A. **C.** Raccourcissement rapide avec la portion de S2 en compression. Les doubles flèches indiquent l'ampleur de l'étirement ou de la compression de S2. (D'après Jones et coll. 2005)

Pendant les contractions avec raccourcissement, la force développée est inférieure à la force isométrique F_0 pour trois raisons (Jones et coll. 2005). Premièrement, plus le mouvement est rapide, plus le nombre de ponts entre l'actine et la myosine sera faible. En effet, le temps durant lequel la tête de la myosine se trouve à proximité d'un site de liaison à l'actine est réduit ce qui limite la possibilité de formation de ponts d'union. Deuxièmement, les ponts qui sont attachés vont être moins étirés et donc produire moins de force. Troisièmement une partie des ponts se retrouve dans une position où ils s'opposent au mouvement et donc vont réduire la force totale

(Figure 9). Si la vitesse de raccourcissement augmente, les forces s'annulent alors entre elles, c'est la vitesse maximale de raccourcissement à charge nulle ou V_0 .

Les caractéristiques contractiles des fibres musculaires sont liées à l'activité ATPasique du filament de myosine qui dépend de l'expression des gènes de différentes isoformes des chaînes lourdes de myosine (Bottinelli et coll. 1996, Harridge et coll. 1996). Le taux maximal de renouvellement des ponts de liaison est environ deux fois plus élevé au niveau des fibres rapides qu'au niveau des fibres lentes (Edman et coll. 1988).

La forme hyperbolique entre la force et la vitesse reste identique d'un muscle à l'autre quel que soit le type de fibres constituant le muscle : fibres lentes (I), fibres intermédiaires (IIa) ou fibres rapides (IIb). Ce sont les valeurs des coefficients et surtout de F_0 , V_0 et *a fortiori* $P_{\max}$, qui varient (Barany 1967, Goldspink 1978, Faulkner et coll. 1986).

Ainsi, les fibres rapides présentent une V_0 3 à 5 fois plus élevée que les fibres lentes, (Barany 1967). Elles sont également capables de maintenir un pourcentage de leur vitesse maximale plus élevée quand la force augmente (Fitts et coll. 1991). V_0 est également proportionnel à la longueur du muscle, c'est-à-dire au nombre de sarcomères en série (Jones et coll. 2005).

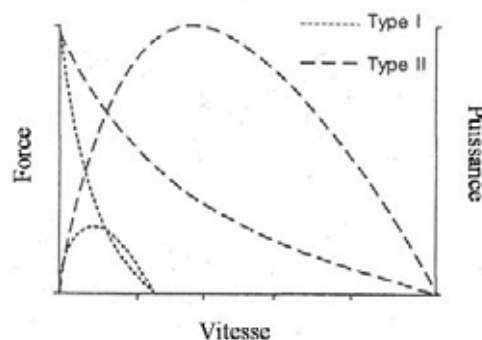


Figure 10 : Relations force-vitesse et puissance-vitesse pour un muscle composé exclusivement de fibres de type I et un muscle composé exclusivement de fibres de type II (Sargeant 1994).

F_0 est étroitement lié à la surface de section transversale de la fibre, c'est-à-dire au nombre de sarcomères disposés en parallèle. L'influence du type de fibre sur ce paramètre est très discutée.

Certains auteurs montrent qu'à surface de section équivalente, les forces maximales développées par les fibres I et II sont comparables (Faulkner et coll. 1986, Sargeant et Rademaker 1996). Par contre Widrick et coll. (1996a, et 1996b) démontrent que la force maximale par unité de section est significativement supérieure pour les fibres IIb comparativement aux fibres IIa et I. Enfin, à une forte incurvation de la relation Force-Vitesse correspond un faible rapport a/F_0 (Close 1972). Plus le muscle est constitué de fibres lentes, plus la courbure de la relation est importante (Figure 10). Une forte incurvation de la relation Force-Vitesse correspond à une production de puissance maximale à relativement plus faible force et plus faible vitesse (Goubel et Lensel-Corbeil 2003). Quelle que soit la vitesse de raccourcissement, la puissance totale produite par le muscle est la somme des puissances produites par les fibres I et II (Faulkner et coll. 1986). Il est clairement établi que les fibres II développent une puissance maximale cinq à dix fois supérieure à celle des fibres I et atteignent cette valeur pour une vitesse optimale supérieure. La puissance maximale est obtenue pour une résistance de 15 à 30% de F_0 respectivement pour les fibres I et IIb (Fitts et Widrick 1996).

2.2. Production de puissance maximale lors des mouvements d'extension

2.2.1. Mesure de la puissance au cours de mouvements d'extension

Les premières études des qualités musculaires ont principalement été réalisées au cours de mouvements d'extension mono-articulaire des genoux grâce à des dynamomètres isocinétiques (Hislop et Perrine 1967, Perrine 1968). L'avantage de ces ergomètres est que la résistance s'adapte à l'effort réalisé par un individu afin que la contraction soit réalisée à une vitesse constante. L'isocinétisme présente un avantage dans le contrôle et la sécurité au cours des expérimentations (Baltzopoulos et Brodie 1989). Les mesures isocinétiques présentent de nombreuses applications dans le domaine médical (Kannus 1988a, 1988b, 1989) et le milieu sportif (Caiozzo et coll. 1981, Gransberg et Knutsson 1983, Westing et coll. 1991, Gleeson et Mercer 1992). Néanmoins, Kannus (1994) souligne le manque de pertinence de ces mesures

isocinétiques. Ce manque de pertinence serait lié au fait que l'utilisation de ce type d'outil nécessite une période de familiarisation. De plus, de sérieux doutes subsistent encore sur la spécificité des mesures isocinétiques. En effet, on observe des résultats contradictoires quand les mesures isocinétiques sont comparées aux mesures iso-inertielles (Crist et coll. 1983, Fry et coll. 1991, McCarthy et coll. 1995). Cette analyse de la littérature tend à démontrer que dans le cadre de l'analyse de la performance motrice il est préférable de réaliser les mesures en conditions iso-inertielles. En effet, les mouvements humains sont caractérisés par des phases successives d'accélération et de décélération d'une masse constante. Les qualités dynamiques du muscle sont mesurées de façon plus pertinente au cours de mouvements de type iso-inertiel.

D'une manière générale, les mesures mécaniques sur ergomètres iso-inertiels doivent se rapprocher autant que possible des conditions d'exercice et/ou de performance. A l'heure actuelle, il n'existe pas d'ergomètre spécifique pour les disciplines de lancers. La solution est donc d'étudier la fonction musculaire à partir de mouvements utilisant les mêmes groupes musculaires que ceux impliqués dans l'exercice. Le demi-squat, pour les membres inférieurs, et le développé couché, pour les membres supérieurs, sont les mouvements les plus appropriés pour évaluer les lanceurs.

En effet, au cours des mouvements de lancer on observe au niveau des membres inférieurs une extension du genou et de la hanche. Les muscles principalement sollicités sont les muscles extenseurs de la hanche et du genou, soit respectivement le *gluteus maximus* pour la hanche et le *quadriceps femoris* et le *triceps surae* pour le genou (Lanka 2000, Stone et coll. 2003). Ces muscles sont les mêmes que ceux qui sont sollicités au cours du mouvement de demi-squat (Terzis et coll. 2007). En ce qui concerne les membres supérieurs on constate plusieurs actions. Les fixateurs de l'omoplate qui permettent le maintien de la position des membres supérieurs qui travaillent en isométrie dans les disciplines décrites dans ce document. Les muscles *pectoralis major* et *deltoïde antérieur* provoquent une adduction de l'épaule, ils travaillent en dynamique au

cours des mouvements de lancer du poids et du disque, et en isométrique au cours du lancer de marteau. Pour le lancer de poids on a également une extension du coude au cours de l'éjection, on a donc une action du triceps brachii. Dans le cadre du lancer de marteau l'action du triceps brachii est également isométrique. Les muscles adducteurs de l'épaule et les extenseurs du coude sont également ceux qui sont sollicités au cours du mouvement de développé couché (Bartlett 1992, Terzis et coll. 2007).

De plus, ces deux mouvements de musculation sont couramment utilisés dans le cadre de l'entraînement en force et demandent moins de coordination intermusculaire que le mouvement de pédalage (Arsac 1995). L'analyse des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse concernant l'exercice de demi-squat et de développé-couché est bien documentée (Bosco et coll. 1995, Izquierdo et coll. 1999, Izquierdo et coll. 2001a, Izquierdo et coll. 2001b, Rahmani et coll. 2001, Izquierdo et coll. 2002, Rahmani et coll. 2004).

Les plateformes de force (Wilson et coll. 1991a, Murphy et coll. 1994, Wilson et coll. 1994, Newton et coll. 1996, Rahmani et coll. 2000) ou des systèmes cinématiques (Cronin et coll. 2000, 2001, Rahmani et coll. 2001, Shim et coll. 2001, Cronin et coll. 2002a, 2002b, 2003, Cronin et Henderson 2004, Rahmani et coll. 2004) sont utilisés pour déterminer la force, la vitesse et la puissance produites lors de mouvements d'extension. L'emploi de la plateforme de force, système de référence, nous affranchit de déterminer les différentes inerties du système déplacé. Malgré tout, son usage est soumis à des contraintes techniques qui ne permettent son utilisation que dans des conditions de laboratoire. Le système cinématique présente l'intérêt de permettre une évaluation valide en laboratoire et en condition de terrain. Cependant, l'utilisation du système cinématique implique que le déplacement de la charge reflète le déplacement du centre de masse lors du mouvement. Cette hypothèse a été validée en demi-squat par Rahmani et coll. (2000). Les résultats de cette étude ne montrent aucune différence significative entre la force calculée et la force mesurée par la plateforme de force dans un mouvement de demi-

squat lorsque la masse totale déplacée (masse du sujet plus charge) est prise en compte dans le calcul. Lors d'un mouvement de demi-squat sous barre guidée, l'accélération mesurée au niveau de la charge déplacée correspond bien à l'accélération du centre de masse global en mouvement. En ce qui concerne l'exercice de développé couché, les études utilisant le système cinématique ne considèrent que la charge déplacée dans le calcul de force (Cronin et coll. 2000, 2001, Shim et coll. 2001, Cronin et coll. 2002a, 2002b, Izquierdo et coll. 2002, Cronin et coll. 2003, Cronin et Henderson 2004). L'effort nécessaire pour accélérer les membres supérieurs est négligé. En conséquence, les valeurs de force maximale obtenues dans ces études sont inférieures aux valeurs de force maximale obtenues à l'aide d'une plateforme de force dans des groupes de niveau comparable (Wilson et coll. 1991a, Wilson et coll. 1991b, Murphy et coll. 1994, Wilson et coll. 1994).

2.2.2. Les relations Force- et Puissance-Vitesse lors des mouvements d'extension

La détermination des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse obtenues dans des conditions dynamiques, au cours de mouvements isocinétiques ou iso-inertiels, permet de quantifier l'aptitude du système neuromusculaire à produire des niveaux de puissance élevés. Les applications de cette analyse concernent la compréhension de la performance motrice, l'entraînement et la réhabilitation post-traumatique.

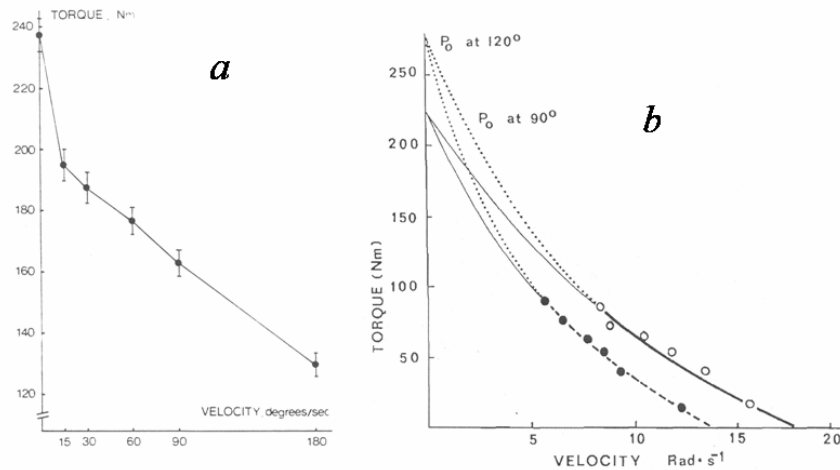


Figure 11 : Relations Force-Vitesse lors de contractions a) isocinétique (Thorstensson et coll. 1976) et b) iso-inertielle (Tihanyi et coll. 1982)

La relation Force-Vitesse décrite à partir de contractions isocinétiques ou iso-inertielles présente clairement une forme différente de la courbe classique proposée par Hill sur muscle isolé. Certains auteurs ont tenté de décrire les relations Force-Vitesse par une forme hyperbolique au cours d'extension mono-articulaire isocinétiques (Thorstensson et coll. 1976) et iso-inertielles (Tihanyi et coll. 1982) du genou. Ces différentes études associaient des mesures isométriques aux mesures dynamiques réalisées contre différentes charges ou vitesses. Cependant, si on ne s'intéresse qu'aux mesures réalisées dans des conditions dynamiques, on observe que la relation entre la force et la vitesse se rapproche d'une forme plutôt linéaire quelles que soient les conditions d'expérimentations (Figure 11). On peut d'ailleurs remettre en question l'association de résultats issus de deux modes de contractions différentes sur une même courbe. En effet, il est maintenant reconnu que ces deux types de contraction possèdent des modes d'activation musculaire différents (Person 1974, Nakazawa et coll. 1993, Murphy et Wilson 1996).

Différentes études ont établi une relation linéaire entre la force et la vitesse à partir de mouvements pluri-articulaires en condition isocinétique (Sargeant et coll. 1981, McCartney et coll. 1983) ou en condition iso-inertielle (Vandewalle et coll. 1987, Bosco et coll. 1995, Seck

et coll. 1995, Izquierdo et coll. 2002). Cette relation linéaire a également été démontrée pour des mouvements mono-articulaires en condition isocinétique (Thorstensson et coll. 1976, Perrine et Edgerton 1978, Ingemann-Hansen et Halkjaer-Kristensen 1979, Caiozzo et coll. 1981) et en condition iso-inertielle (Rahmani et coll. 1999). La relation linéaire permet de déterminer les paramètres de force isométrique théorique F_0 et la vitesse maximale de contraction à vide V_0 . F_0 et V_0 correspondant à l'intersection de la relation avec respectivement l'axe de force et de vitesse. Cette relation s'exprime en fonction de ces deux paramètres sous les formes :

$$F = F_0 \cdot \left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \quad \text{ou} \quad V = V_0 \cdot \left(1 - \frac{F}{F_0}\right)$$

où F représente la force mesurée (exprimée en N) et V la vitesse préréglée pour les ergomètres isocinétiques ou mesurée pour les dynamomètres iso-inertiels.

Cette relation linéaire entre la force et la vitesse conduit à une relation polynomiale du second ordre entre la puissance et la vitesse (Sargeant et coll. 1981, Bosco et coll. 1995, Arsac et coll. 1996, Rahmani et coll. 2001, Rahmani et coll. 2004). Comme pour le muscle isolé, on peut grâce à cette relation obtenue pour un mouvement plurisegmentaire, définir la puissance maximale et la vitesse correspondante, respectivement $P_{\max}$ et V_{opt} . Vandewalle et coll. (1987) montrent que dans le cas d'une relation Force-Vitesse linéaire, $P_{\max}$ est obtenue par le produit d'une vitesse optimale et d'une force optimale (F_{opt}) correspondant respectivement à 50% de V_0 et F_0 .

2.2.3. Interprétation physiologique

2.2.3.1. Interprétations mécanique et typologie

La différence de forme observée entre les relations Force-Vitesse hyperboliques obtenues pour le muscle isolé et les relations linéaires décrivant les mouvements humains peut être justifiée par différents facteurs. D'une part, le mouvement humain n'est jamais réalisé par un

seul muscle mais par un ou plusieurs groupes musculaires subissant l'influence de l'angle articulaire. D'autre part, l'action simultanée des muscles antagonistes et la variation des bras de levier de chaque muscle au cours du mouvement influence la relation Force-Vitesse. Enfin, les vitesses atteintes au cours d'une contraction musculaire en condition *in vivo* sont inférieures à celles que l'on peut obtenir en condition *in vitro*.

Les relations obtenues *in vivo* ont également été mises en relation avec la composition en fibres du groupe musculaire étudié. Thorstensson et coll. (1976) ont montré que le pourcentage des différents types de fibre est en relation directe avec la pente de la relation Force-Vitesse déterminée au cours d'un mouvement d'extension isocinétique du genou. Plus cette pente est importante, plus le pourcentage en fibres lentes est élevé, et plus la vitesse maximale de contraction à vide est faible. Dans les mêmes conditions, Tihanyi et coll. (1982) font le même constat en démontrant que les individus ayant un pourcentage de fibres rapides plus élevé sont capables d'atteindre des vitesses et des puissances significativement plus élevées. Dans une étude sur le mouvement de sprint sur bicyclette ergométrique, Hautier et coll. (1996) établissent une relation positive entre le pourcentage de fibres rapides et V_{opt} . Toujours sur bicyclette, Sargeant (1994) suggère que des groupes d'individus caractérisés par une surface de section de fibres rapides respectivement supérieure et inférieure à 50% se distinguent respectivement par une plus grande et une plus petite vitesse optimale. Cette suggestion est renforcée par Arsac (1995) qui montre, que des sprinters produisent et atteignent des valeurs de P_{max} et V_{opt} supérieures à des coureurs de demi-fond, ces derniers démontrant des valeurs de P_{max} et V_{opt} supérieures à celles obtenues par des coureurs de 100km sur bicyclette ergométrique. Ces données confirment le fait que deux groupes de sujets de typologies différentes présentent des V_{opt} différentes (Houston et coll. 1988, Sargeant 1994).

La détermination des différents paramètres musculaires (F_0 , V_0 , P_{max} et V_{opt}) à partir des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse présente certaines limites. Comme nous l'avons

indiqué précédemment, la principale source d'erreur pour la détermination des paramètres de puissance, force et vitesse est l'absence de prise en compte de l'inertie des leviers et des segments utilisés lors des mouvements réalisés. Dès les premières études sur les caractéristiques musculaires, les auteurs ont souligné l'importance de la prise en compte totale de l'inertie dans les calculs de la force (Wilkie 1950). Il a été montré que la force produite au cours d'un mouvement d'extension de la jambe en condition isocinétique était sous estimée si l'inertie du levier et de la jambe n'était pas prise en compte (Winter et coll. 1981, Nelson et Duncan 1983). Si on néglige l'inertie du levier de l'appareil et de la jambe, l'erreur de mesure sur la force varie de 20 à 40% selon la charge. Lors de mouvements mono-articulaires réalisés en condition iso-inertielle (Rahmani et coll. 1999), l'erreur liée au fait de ne pas prendre en compte l'inertie des membres inférieurs est négligeable : elle varie de 3% pour les vitesses les plus élevées (ou charges les plus légères) à zéro pour les charges les plus lourdes. Ces erreurs entraînent par conséquent des estimations erronées des paramètres calculés d'après la relation Force-Vitesse d'une part, et Puissance-Vitesse d'autre part (Rahmani et coll. 1999). Les paramètres F_0 , V_0 , $P_{\max}$ et V_{opt} se trouvent respectivement sous-estimés de 8%, 13%, 17% et 21% environ. L'étude de Rahmani et coll. (2000) démontre une parfaite adéquation entre les mesures de force réalisées avec une plateforme et les forces calculées d'après les données cinématiques si la masse totale déplacée (charge et masse du sujet) est prise en compte dans le calcul. La masse totale du système déplacé doit être prise en compte pour le calcul de la force produite au cours d'un mouvement à partir des données de déplacement obtenues avec un capteur cinématique. Nous avons préalablement évoqué les discordances observées entre les différentes études concernant le mouvement d'extension des membres supérieurs sous barre guidée (page 24). Un objectif de ce travail (Etude 1) sera de tester l'hypothèse selon laquelle la prise en compte de l'inertie des membres supérieurs a une influence significative dans le

calcul de la force à partir des données cinématiques lors d'un mouvement d'extension sous barre guidée.

2.2.3.2. La raideur musculo-tendineuse

Le modèle mécanique du muscle proposé par Hill (1951 ; page 15) présente différentes composantes élastiques. La mesure de la raideur musculotendineuse permet d'apprécier le comportement élastique du muscle. Dans cet objectif, un modèle masse-ressort (MMR) a été proposé pour les activités impliquant l'action combinée de contractions excentriques et concentriques lors de la phase de contact des membres inférieurs avec le sol. Ce modèle considère que la masse totale de l'individu oscille sur un ressort qui correspond aux membres inférieurs (Alexander 1988, Blickhan 1989, McMahon et Cheng 1990). Il peut s'appliquer en course à pied ou lors d'un exercice de saut ou de bondissement. Ce modèle assimilant les membres inférieurs à un ressort permet de quantifier le paramètre caractéristique d'un ressort : sa raideur. La raideur est calculée en divisant la force maximale de compression par sa variation de longueur. Ce calcul nécessite la mesure de la force à l'aide de plateforme dynamométrique. Récemment le calcul de la raideur à partir des temps de contact et de vol en saut (Dalleau et coll. 2004) ou en course à pied (Morin et coll. 2007) a été validé.

Un niveau de raideur élevé est généralement associé à la performance maximale dans les activités explosives. La raideur en saut, déterminée grâce à la méthode proposée par Dalleau et coll. (2004) a été reliée à la phase d'accélération d'un sprint sur 100 m (Bret et coll. 2002) dans un groupe de sprinters espoirs de niveau départemental à national. Chelly et Denis (2001) ont montré une relation significative entre la raideur en saut et la performance lors d'un sprint de 40 m dans un groupe de jeunes handballeurs. Dans une étude concernant le sprint sur 100 m (Morin et coll. 2006), aucune corrélation entre la raideur déterminée lors du sprint et la performance n'a été mise en évidence. Néanmoins, les variations de raideur et de performance en sprint en situation de fatigue sont liées.

Ces différentes études soulignent l'importance d'un niveau de raideur élevé pour être performant lors d'un exercice explosif. En accord avec cette analyse, l'étude de Wilson et coll. (1994) démontre une relation significative entre la raideur des membres supérieurs, déterminée par la technique d'oscillation, et la force maximale isométrique ainsi que le travail réalisé pendant la phase concentrique d'un mouvement de développé couché. Avec cette méthode de mesure, Wilson et coll. (1991b) démontrent que les individus avec un niveau de raideur des membres supérieurs élevé démontrent un niveau de puissance maximale et une vitesse de montée en puissance supérieurs lors d'un exercice de développé couché en mode concentrique.

3. Les buts de ce travail :

Dans un premier temps nous nous sommes intéressés à la mesure des caractéristiques fonctionnelles des membres supérieurs au cours du mouvement de développé couché. Le but de cette première étude sera de mettre en place une méthode simple et précise permettant d'obtenir les paramètres musculaires des membres supérieurs. Ceci sera réalisé en analysant l'influence de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force à partir du déplacement enregistré par un codeur cinématique sera analysée (Etude 1).

Une fois ce problème méthodologique résolu, nous explorerons le lien existant entre les caractéristiques fonctionnelles musculaires des membres supérieurs et inférieurs et la performance en lancer (Etude 2). Dans une dernière partie, les applications de l'analyse des qualités musculaires réalisée dans l'étude 2 seront explorées dans le cadre de l'évaluation et de l'entraînement (Etude 3).

III. ETUDE 1

Importance de la prise en compte de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force produite en développé couché

(Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force (2008); Olivier Rambaud, Abderrahmane Rahmani, Bernard Moyen, and Muriel Bourdin, Journal of Strength and Conditioning Research 22 (2) page 383-389)

Une partie de ces résultats on fait l'objet d'une présentation sous forme de poster au XXXII^{ème} congrès de la Société de Biomécanique (28 et 29 août 2007, Lyon, France)

1. Introduction

La revue de la littérature souligne l'importance de la prise en compte de l'inertie de l'ensemble du système en mouvement, lorsque la force est calculée à partir du déplacement mesuré par un système cinématique. Néanmoins, les études concernant l'évaluation des qualités musculaires des membres supérieurs à l'aide d'un système cinématique considèrent uniquement la charge déplacée dans le calcul de la force (Izquierdo et coll. 2002, Cronin et coll. 2003). Or les forces ainsi calculées sont généralement inférieures à celles mesurées en méthode de référence (plateforme de force) pour des groupes de niveau comparable (Wilson et coll. 1991a, Wilson et coll. 1991b, Murphy et coll. 1994, Wilson et coll. 1994).

Le but de cette étude est de tester l'hypothèse selon laquelle la prise en compte de la masse des membres supérieurs au cours d'un mouvement de développé couché influence de façon significative la valeur de force calculée à partir de données cinématiques. Dans cet objectif, les valeurs de force calculées à partir des données cinématiques, avec ou sans prise en compte de la masse des membres supérieurs, seront comparées à des mesures de force réalisées simultanément avec une plateforme de force. L'influence du mode de calcul de la force sur les relations Force–Vitesse et Puissance–Vitesse sera analysée.

2. Matériels et Méthodes

2.1. Sujets

Treize athlètes masculins (âge : $27,8 \pm 4,1$ ans ; taille : $1,85 \pm 0,06$ cm ; masse corporelle : $99,5 \pm 18,6$ kg) ont participé à cette étude. Tous sont des lanceurs de disque ($n = 8$) et de marteau ($n = 5$) de niveau régional à national. Ils pratiquent la musculation, en particulier le mouvement de développé couché, de façon régulière au cours de leur entraînement depuis au moins 3 ans. Cette étude a été effectuée à la fin de la période de préparation hivernale au début de la période de compétition estivale. Les sujets présentaient le même niveau d'entraînement au moment de l'expérimentation. Il a été demandé aux sujets de ne pas faire

de séance de musculation le jour précédant la réalisation des tests au laboratoire. Les sujets ont été préalablement informés du protocole et des risques associés.

2.2. Protocole

La force des membres supérieurs a été évaluée à partir d'une série de mouvements de développé couché réalisée sous une barre guidée (Multipower Basic, Panatta Sport, Apero, Italie) contre des charges croissantes (7, 15, 24, 34, 44, 54, 64, et 74 kg). Un échauffement obligatoire incluant des séries de mouvement de développé couché à faible charge a été réalisé.

La masse totale de la barre était de 24 kg, système de guidage compris. Cette barre a été modifiée pour obtenir des charges plus légères (7 et 15 kg) : les deux extrémités de la barre ont été enlevées pour obtenir une charge de 15 kg. Pour obtenir une charge de 7 kg la barre a été remplacée par un tube en aluminium de même diamètre.

Comme le montre la figure 12, le sujet est couché sur le banc de musculation sous la barre, reposant sur les butées mécaniques et surplombant le thorax à l'aplomb du pectoralis major. L'écart entre les mains sur la barre correspondait à la largeur des épaules, et l'angle du coude positionné à 90° (Izquierdo et coll. 2002, Terzis et coll. 2003). L'angle du coude a été vérifié à l'aide d'un rapporteur. Des marques ont été réalisées sur la barre afin que les sujets puissent placer leurs mains au même endroit à chaque essai. Les jambes étaient croisées au-dessus du banc.

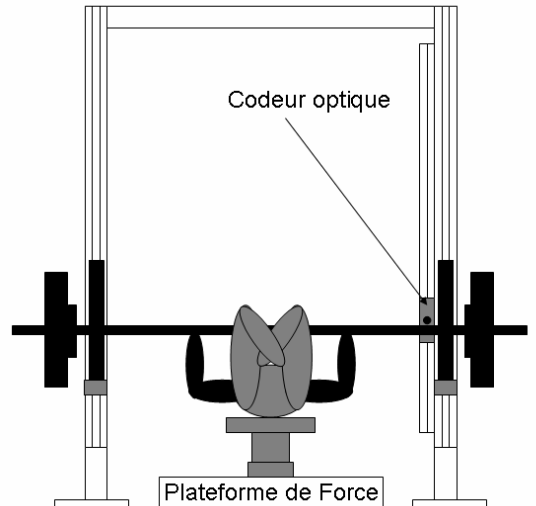


Figure 12 : Dispositif expérimental et position du sujet au cours du test de développé couché

Au signal, il a été demandé au sujet de réaliser une extension concentrique des membres supérieurs de manière explosive (i.e. le plus rapidement possible) sans contre mouvement préalable. Pour des raisons de sécurité, la barre était maintenue par le sujet tout au long du mouvement. Le buste devait rester en contact permanent avec le banc. Pour chaque charge, 2 essais ont été effectués. Chaque essai était séparé d'une période de repos d'au moins 3 minutes. L'essai démontrant le pic de force mesuré sur la plateforme le plus important a été retenu pour l'analyse statistique.

2.3. Systèmes de mesure

2.3.1. Plateforme de force

Les variations de force verticale sont enregistrées avec une plateforme de force Kistler (type 9281, Kistler instrumente AG, Winterthur, Suisse) calibrée en usine. Le signal analogique provenant de la plateforme de force a été amplifié par un amplificateur électronique (Kistler type 9861A, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Suisse). La plateforme de force a été montée selon les recommandations du fabricant. La plateforme a été fixée au sol par l'intermédiaire du socle fourni par le fabricant. Le banc de musculation a été fixé sur la plateforme de force. Le signal de force est linéaire ($< 0.5 \%$) sur une plage de mesure variant

de 0 à 10 kN, avec une précision de $\pm 1\%$. La fréquence de résonance de la plateforme de force est supérieure à 200 Hz. Une réinitialisation du système est réalisée au niveau de l'amplificateur avant chaque mesure une fois le sujet en place sur le banc. La valeur pic de la force enregistrée avec la plateforme au cours du mouvement est notée F_{pic} .

2.3.2. Capteur cinématique

Le signal de déplacement est enregistré avec un système cinématique valide et reproductible (Bosco et coll. 1995, Rahmani et coll. 2000). Ce capteur est constitué de deux interrupteurs infrarouges contenus dans une navette qui glisse le long d'une barre d'aluminium fixée au montant de la barre et servant de guide, (Figure 13).

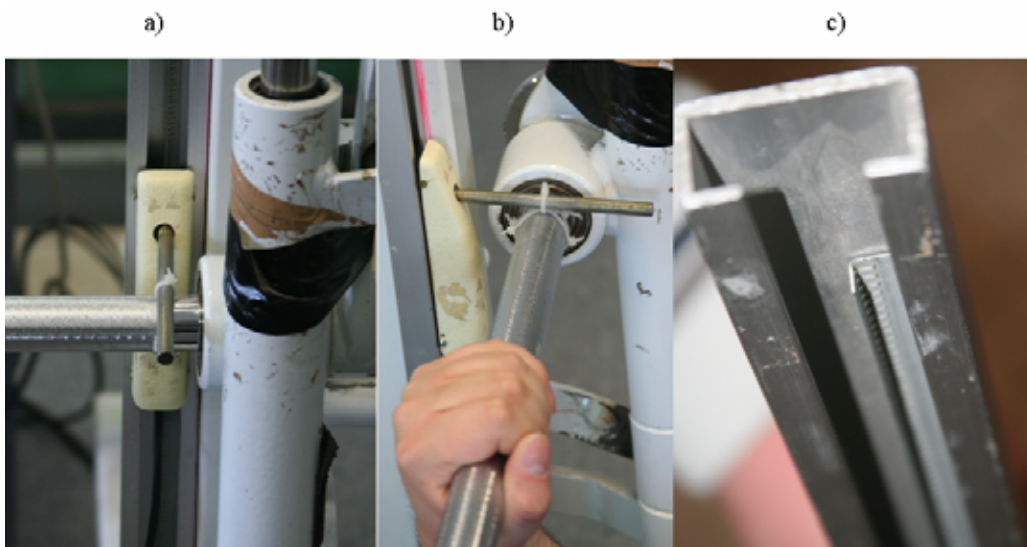


Figure 13 : Détail du codeur optique : a) de face ; b) de profil ; et c) du guide vue de dessus

Le codeur optique est placé en face d'une réglette composée de fentes espacées de 0,75 mm qui est collée à l'intérieur de la barre d'aluminium. Le codeur optique compte le nombre de fentes qu'il traverse en envoyant une impulsion à chaque fente. Le codeur enregistre ainsi un déplacement élémentaire de 0,75 mm.

Le déplacement est enregistré pour une distance maximale de 2000 mm avec une vitesse minimale de $0,008 \text{ m.s}^{-1}$. Le signal de déplacement était enregistré (200 Hz) et stocké dans un

PC via une interface électronique équipée avec un compteur 12-bits spécialisé (Hewlett Packard, type HCTL-2000, Palo Alto, CA) qui compte les impulsions envoyées par le codeur optique et détecte le sens du mouvement. Le signal était filtré numériquement à 12 Hz par un filtre passe-bas Butterworth sans décalage de phase. Un logiciel créé et développé au sein du laboratoire permet de calculer la vitesse instantanée et l'accélération de la charge par dérivations successives du signal de déplacement. La force instantanée (F , en N) était calculée selon la formule suivante:

$$F = M (a + g) + F_f$$

où M est la masse en mouvement, g l'accélération gravitationnel (9.81m.s^{-2}), a l'accélération calculée (m.s^{-2}), et F_f la force de friction (frottement sec) déterminée par un test de chute libre, la valeur de la F_f n'est pas modifiée en fonction de la charge. F a été calculé avec M correspondant à la charge soulevée uniquement ($F_{\text{pic}b}$) d'une part. D'autre part, le calcul a été effectué avec M correspondant à la somme de la masse de la charge et de la masse des membres supérieurs ($F_{\text{pic}t}$). La masse des membres supérieurs a été estimée à partir des tables anthropométriques de Winter (1990). En règle générale, au cours de cette étude, l'indice « b » sera utilisé lorsque la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte et « t » lorsqu'elle l'est. La puissance instantanée (en W) a été calculée par le produit de la force par la vitesse à chaque instant. Le calcul est détaillé dans l'article de Bosco et coll. (1995).

2.4. Analyse des données

2.4.1. Relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse

Les relations entre la force et la vitesse d'une part et la puissance et la vitesse d'autre part, ont été déterminées pour chaque sujet à partir des mesures réalisées avec le système cinématique. Pour chaque charge, la valeur de force pic (Figure 14) et la vitesse correspondante ($V_{F_{\text{pic}}}$) à cette mesure seront prises en compte dans l'analyse (Rahmani et coll. 1999). La relation entre les valeurs de force et de vitesse obtenues pour chaque charge est exprimée par une régression

linéaire. L'utilisation d'un modèle de régression non linéaire n'augmente pas significativement la valeur du coefficient de corrélation de cette relation. La force maximale isométrique théorique (F_0) et la vitesse maximale de contraction (V_0), qui correspondent respectivement à l'intersection de la courbe avec l'axe de la force et avec l'axe de la vitesse, ont été extrapolées à partir de l'équation de régression. En fonction de la valeur de masse utilisée dans les calculs ces valeurs seront appelées F_{0b} et F_{0t} pour la force, et V_{0b} et V_{0t} pour la vitesse.

Les relations entre la puissance et la vitesse ont été exprimées par une régression polynomiale de 2^{ème} degré. Pour chaque charge, la valeur de puissance pic (P_{pic}) et la vitesse correspondante (V_{Ppic}) sont relevées (Rahmani et coll. 1999). La puissance maximale (P_{max}) développée au cours du mouvement et la vitesse correspondante, appelée vitesse optimale (V_{opt}), sont interpolées à partir de l'équation du polynôme. En fonction de la masse déplacée prise en compte on notera ces valeurs P_{maxb} et P_{maxt} pour la puissance, V_{optb} et V_{optt} pour la vitesse.

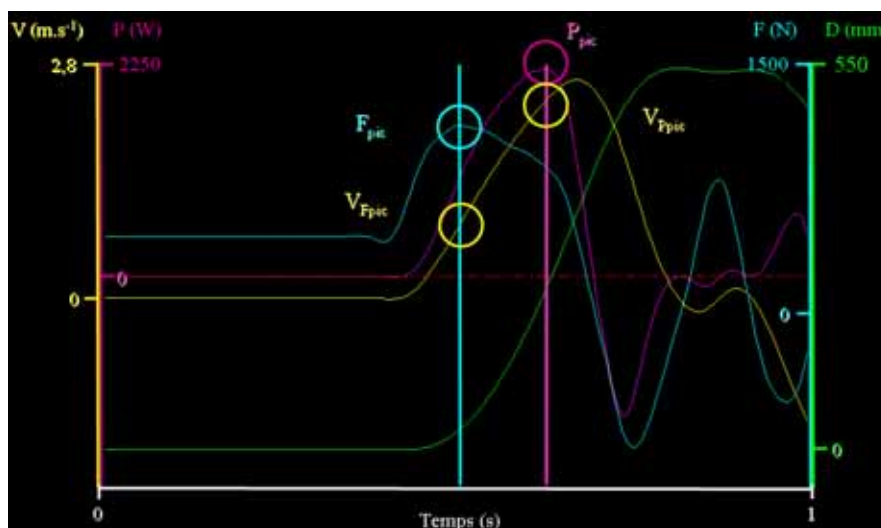


Figure 14 : Signal de déplacement, en vert, enregistré par le codeur optique pour un essai contre une charge de 40kg et paramètres calculés : la force en bleu, la vitesse en jaune et la puissance en violet. Les valeurs du pic de force (F_{pic}) et de la vitesse correspondante (V_{Fpic}) sont repérées par la barre bleue ; les valeurs du pic de puissance (P_{pic}) et de la vitesse correspondante (V_{Ppic}) sont repérées avec la barre violette.

2.4.2. Analyse statistique

Les données sont présentées sous forme de moyenne et d'écart type ($X \pm ET$). Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$. La significativité des relations entre les différents paramètres étudiés a été déterminée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson. En accord avec les normes statistiques proposées par Nelson et Thomas (1996) la reproductibilité inter essais des valeurs de F_{picp} a été testée sur la base du calcul du coefficient de corrélation intra classe (ICC). L'ICC et la puissance statistique ont été calculés à partir des données d'une ANOVA à mesures répétées. Les différents paramètres ont été comparés grâce au test de Wilcoxon.

3. Résultats

3.1. Reproductibilité des mesures

L'ICC et la puissance statistique sont respectivement de 0,92 et 97,8%. En accord avec les normes proposées par Vincent (1995), la reproductibilité des essais est considérée comme très bonne. Quelle que soit la charge, cette reproductibilité est confirmée par l'ANOVA à mesures répétées qui ne montre aucune différence significative entre les deux essais.

3.2. Influence de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force

La masse des membres supérieurs déterminée avec les tables anthropométriques de Winter (1990) est de $8,7 \pm 1,6$ kg. Les valeurs de F_{picb} et F_{pict} , exprimées en % de F_{picp} , sont présentées sur la Figure 15.

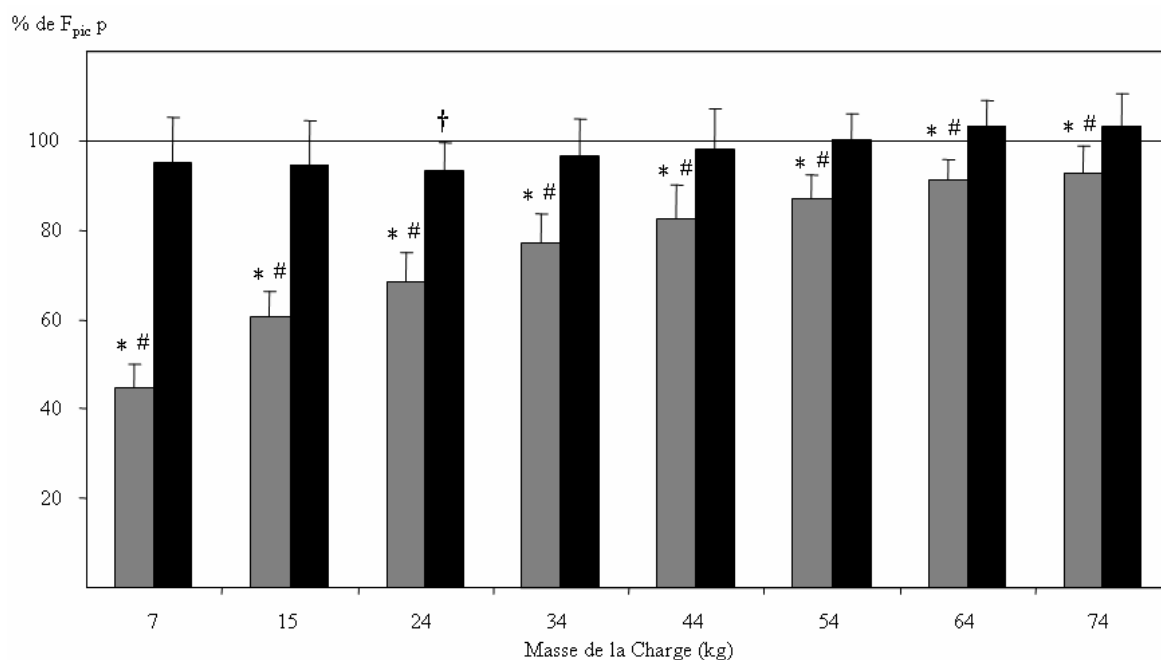


Figure 15 : Valeurs de force pic calculées prenant ou non en compte l'inertie des membres supérieurs (respectivement F_{pict} en noir et F_{picb} en gris) exprimées en % de la force pic mesurée par la plateforme (F_{picp}) pour chaque charge expérimentale. *: significativement différent de 100% de F_{picp} , $P < 0,0001$; †: significativement différent de 100% de F_{picp} , $P < 0,01$; #: F_{picb} significativement différent de F_{pict} , $P < 0,0001$.

Quelle que soit la charge, F_{picp} et F_{pict} sont significativement supérieures à F_{picb} , ($P < 0,0001$). La différence entre F_{picp} et F_{picb} , exprimée en % de F_{picp} , diminue en fonction de l'augmentation de la charge : cette différence varie de $55,72 \pm 5,41\%$ pour la charge de 7 kg à $8,44 \pm 2,10\%$ pour la charge de 74 kg. F_{pict} et F_{picp} ne sont pas significativement différentes, sauf pour la charge de 24 kg ($P < 0,01$). Comme le montre la figure 16, F_{pict} est significativement corrélée avec F_{picp} ($r = 0,91$; $P < 0,0001$).

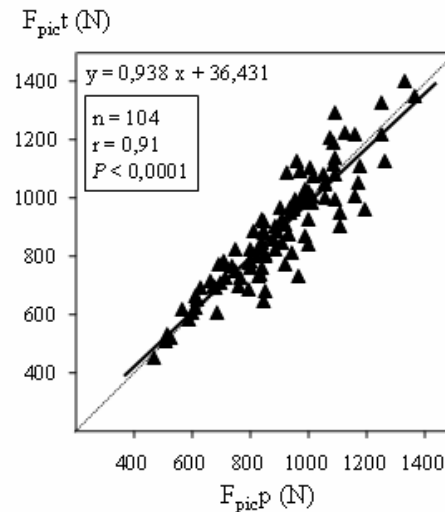


Figure 16 : Relation entre la force pic mesurée avec la plateforme de force (F_{picP}) et la force pic calculée à partir des données obtenues avec le système cinématique en prenant en compte l'inertie des membres supérieurs (F_{picT}) (la ligne pointillée représente la droite d'identité).

3.3. Les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse

Les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse moyennes sont présentées sur la Figure 16. Quel que soit le mode de calcul, la relation Force-Vitesse est linéaire (Figure 17a, charge seule : $0,75 < r < 0,98$; $P < 0,05$ et charge plus masse des membres supérieurs : $0,77 < r < 0,99$; $P < 0,05$). V_{0b} est significativement inférieure à V_{0t} (respectivement $2,11 \pm 0,41 \text{ m.s}^{-1}$ et $3,67 \pm 1,06 \text{ m.s}^{-1}$; $P < 0,01$). F_{0b} est significativement inférieure à F_{0t} (respectivement $1037,4 \pm 206,6 \text{ N}$ et $1100,2 \pm 200,1 \text{ N}$; $P < 0,01$).

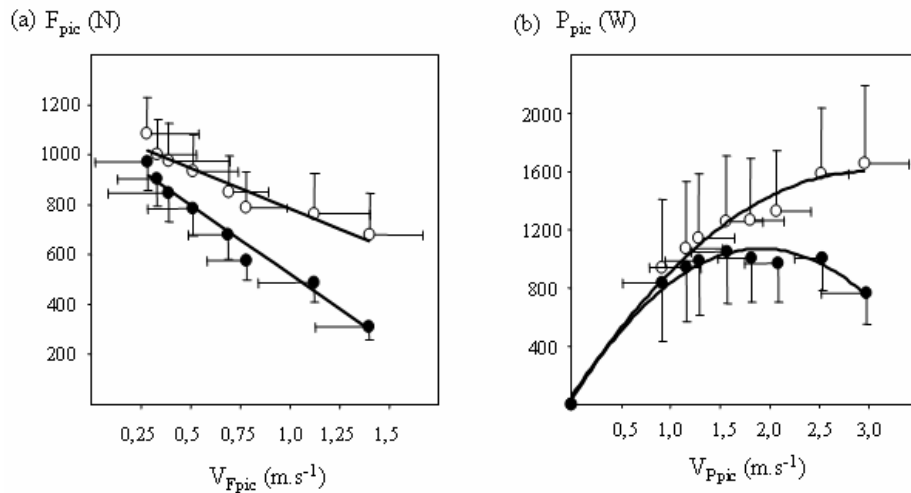


Figure 17 : Relations force-vitesse (a) et puissance-vitesse (b) moyennes obtenues pour les deux modes de calculs de la force à partir des données du capteur cinématique : en prenant en compte la masse des membres supérieurs (symboles vides) ou sans la masse des membres supérieurs (symboles pleins).

La relation Puissance-Vitesse est représentée par une relation polynomiale du second ordre (Figure 17b : charge seule : $0,88 < r < 0,99$; $P < 0,05$ et charge plus masse des membres supérieurs : $0,96 < r < 0,99$; $P < 0,05$). P_{maxb} est significativement inférieure à P_{maxt} (respectivement $1077,8 \pm 291,2$ W et $1598,9 \pm 435,7$ W ; $P < 0,01$). De même, V_{optb} est significativement inférieure à V_{optt} (respectivement $1,95 \pm 0,21$ $m.s^{-1}$, et $3,04 \pm 0,53$ $m.s^{-1}$; $P < 0,01$).

4. Discussion

4.1. Influence de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force

Cette étude démontre qu'il est important de prendre en compte l'ensemble de la masse déplacée (*i.e.* masse de la charge et masse des membres supérieurs) dans le calcul de la force à partir des données obtenues avec un système cinématique lors d'un mouvement d'extension des membres supérieurs. Quelle que soit la charge considérée, la force est systématiquement sous estimée si on néglige la masse des membres supérieurs. Il est intéressant de noter que cette sous-estimation diminue avec l'augmentation de la charge ($55,72 \pm 5,41\%$ à $8,44 \pm 2,10\%$ respectivement pour les charges de 7 kg et 74 kg). Cette évolution, en accord avec les

études réalisées sur les membres inférieurs (Winter et coll. 1981, Rahmani et coll. 1999), traduit une diminution de la contribution relative de la masse des membres supérieurs dans l'inertie totale du système au fur et à mesure que la charge soulevée augmente.

Comme le montre la figure 16, lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte, les valeurs de force calculées à partir des données cinématiques ne sont pas significativement différentes de celles mesurées directement avec la plate-forme de force. La figure 15 démontre qu'une différence significative entre F_{picp} et F_{pict} apparaît pour la charge de 24 kg. Aucune explication rationnelle ne permet d'expliquer cette différence significative. Néanmoins cette différence s'inscrit dans une tendance. En effet, la figure 15 montre que F_{pict} tend à être inférieure à F_{picp} pour les charges inférieures à 54 kg. Cette tendance s'inverse pour les charges supérieures. Cette analyse suggère que la masse des membres supérieurs estimée à partir des tables anthropométriques ne reflète pas exactement l'inertie à prendre en compte. Le développé couché est un mouvement pluri-articulaire impliquant l'articulation du coude et de l'épaule. Les groupes musculaires impliqués dans le mouvement d'extension interviennent progressivement. Il serait nécessaire d'intégrer les accélérations de chaque segment corporel pour calculer plus précisément la force produite. Une étude complémentaire est en cours dans le but de valider un modèle multi-segmentaire des membres supérieurs qui permettrait de déterminer précisément l'évolution du centre de masse du système. Cependant, dans le contexte de l'évaluation d'athlètes lors d'un protocole concernant le mouvement de développé couché, la prise en compte de la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force minimise les erreurs de façon tout à fait satisfaisante.

4.2. Les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse

Les Figure 17a et 17b montrent l'influence de la prise en compte de la masse des membres supérieurs sur les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse. Quel que soit le mode de calcul les relations Force-Vitesse sont linéaires. Ce résultat est en accord avec les données de

la littérature concernant les mouvements d'extension (Vandewalle et coll. 1987, Vandewalle et coll. 1989, Driss et coll. 1998, Rahmani et coll. 2001, Rahmani et coll. 2004). La variation significative des paramètres de force et de vitesse maximale, extrapolée d'après l'équation de la régression, témoigne d'une variation significative de la pente de la relation parfaitement illustrée par la figure 17a. Si la masse des membres supérieurs est négligée V_0 et F_0 sont respectivement sous-estimées de 40,9% et 5,9%. Il est intéressant de noter que, bien que significative, la sous-estimation concernant F_0 est faible. Comme nous l'avons préalablement discuté ceci est en lien avec le fait que la contribution de la masse des membres supérieurs à l'inertie totale du système en mouvement est relativement faible aux charges élevées.

Logiquement le mode de calcul affecte également la relation Puissance-Vitesse. La figure 17b montre que, lorsque seule la masse de la charge est prise en compte dans le calcul, la relation Puissance-Vitesse présente un apex ce qui permet d'interpoler la valeur de $P_{\max}$ et de V_{opt} . Par contre lorsque la masse des membres supérieurs est prise en compte l'apex de la relation n'est pas atteint. Cette observation est en accord avec de précédentes études concernant le mouvement d'extension des membres inférieurs (Taylor et coll. 1991, Rahmani et coll. 2001). L'absence d'apex implique que $P_{\max}$ et V_{opt} soient extrapolées ce qui induit un manque de précision dans la détermination de ces paramètres. Dans le cadre de notre étude, le fait de réduire la masse de la barre à 7 et 15 kg permet d'obtenir des points supplémentaires pour les vitesses élevées ce qui permet de confirmer l'apex de la relation Puissance-Vitesse. $P_{\max}$ et V_{opt} sont respectivement sous estimées de 32,1%, et 34,9% si la masse des membres supérieurs n'est pas prise en compte. La sous-estimation importante de $P_{\max}$ et des paramètres de vitesse est liée au fait que $P_{\max}$ est obtenue pour des charges légères qui correspondent à des vitesses élevées. Or, les valeurs de force calculées pour 7 et 15kg sont respectivement sous-estimées de 56% et 41% lorsque la masse des membres supérieurs est négligée. La charge théorique correspondant à $P_{\max}$ est de 36 kg si la masse des membres supérieurs est

négligée, contre 15kg si cette masse est intégrée dans le calcul de la force. La prise en compte de l'inertie totale du système déplacé lors du mouvement de développé couché est importante, particulièrement dans le contexte de l'entraînement. En effet, les programmes d'entraînement ayant pour but l'amélioration de la puissance explosive sont basés sur la charge correspondant à $P_{\max}$ (Caiozzo et coll. 1981, Kanehisa et Miyashita 1983, Kaneko et coll. 1983).

4.3. Conclusion

Cette étude confirme l'importance de la prise en compte de l'inertie totale du système déplacé lors d'un mouvement de développé couché. Négliger la masse des membres supérieurs dans le calcul de la force à partir des données cinématiques a une influence significative sur le profil des relations Force–Vitesse et Puissance–Vitesse. En conséquence, les paramètres musculaires (F_0 , V_0 , $P_{\max}$ et V_{opt}) déterminés d'après ces relations pour les membres supérieurs sont significativement sous estimés.

IV. ETUDE 2

Facteurs musculaires des membres supérieurs et inférieurs associés à la performance en lancer.

(Performance in athletic throws is related to maximal power of the upper and lower limbs ; O. Rambaud, A. Rahmani, S. Dorel, B. Moyen, J.R. Lacour, M. Bourdin ; article en préparation)

Une partie de ces résultats on fait l'objet d'une présentation sous forme de poster au 9^{ème} congrès annuel de l'European College of Sport Science (3 au 6 juillet 2004, Clermont-Ferrand, France)

1. Introduction

La revue de la littérature démontre l'influence majeure de la vitesse d'envol de l'engin sur la performance en lancer (Bartlett 2000). Une vitesse d'envol maximale ne peut être atteinte que si le lanceur est apte à produire un niveau de force élevé sur un temps très court (inférieur à 3 s), c'est-à-dire développer un niveau de puissance élevé. La puissance maximale ($P_{\max}$) a été reliée à la performance lors d'un sprint de 40 m (Chelly et Denis 2001). La raideur musculo tendineuse des membres inférieurs (R) est également associée à la performance lors de l'exercice bref et intense (Chelly et Denis 2001, Bret et coll. 2002).

L'analyse des qualités requises pour être performant en lancer nécessite d'apprécier les qualités musculaires des membres inférieurs et supérieurs. A notre connaissance seulement deux études répondent partiellement à cette problématique (Bouhlef et coll. 2007, Terzis et coll. 2007).

Le but de cette étude est d'analyser les qualités musculaires des membres supérieurs ($P_{\max}$) et inférieurs ($P_{\max}$ et R) d'un groupe de lanceurs de haut-niveau et d'explorer l'influence de ces qualités sur la performance en lancer.

2. Matériels et Méthodes

2.1. Sujets

Trente-huit lanceurs masculins de niveau national étaient volontaires pour participer à cette étude (14 lanceurs de Disque (LD), 13 lanceurs de marteau (LM) et 11 lanceurs de poids (LP). Les données anthropométriques et les niveaux de performance (exprimés en % du record du monde pour chaque discipline) sont reportés dans le tableau 1.

Tableau 1: Caractéristiques Anthropométriques et meilleure performance de la saison exprimée en % du record du monde (MP) pour chaque discipline (lanceurs de disque : LD, lanceurs de marteau : LM et lanceurs de poids : LP).

	LD n = 14	LM n = 13	LP n = 11
Age (années)	22,7 ± 4,4	22,2 ± 3,8	24,4 ± 5,5
Taille (m)	1,87 ± 0,05	1,86 ± 0,06	1,85 ± 0,06
Masse corporelle (kg)	96,2 ± 8,5	97,2 ± 12,2	107,0 ± 23,7
MP	65,0 ± 5,8	63,7 ± 9,0	65,5 ± 7,4

Cette étude a eu lieu à la fin de la période de préparation hivernale et juste au début de la période de compétition estivale. Les sujets présentent donc le même niveau d'entraînement au moment de l'expérimentation. Il a été demandé aux sujets de ne pas faire de séance de musculation le jour avant la réalisation des tests au laboratoire. Les sujets ont été soigneusement informés du protocole suivi pour les tests. Ce protocole a été approuvé par le Comité Consultatif pour la Protection des Personnes en Recherche Biomédicale du Centre Léon Bérard de Lyon.

2.2. Protocole

Un échauffement obligatoire incluant des séries de développé couché et de demi-demi-squat a été réalisé avant de commencer les tests. Les séries de demi-squat et de développé couché ainsi que les mesures de raideur, ont été réalisées le même jour. Une période de repos de 15 minutes minimum a été respectée entre la réalisation des deux séries sous barre guidée. La même période de repos a eu lieu entre la fin de la série de développé couché et la mesure de la raideur.

2.2.1. Demi-squat.

Les épaules étaient au contact avec la barre et l'angle de flexion initial des genoux était de 90° (Rahmani et coll. 2000, Rahmani et coll. 2001, Izquierdo et coll. 2002, Rahmani et coll. 2004) (Figure 18). Cet angle a été vérifié à l'aide d'un rapporteur. Des butées mécaniques ont été positionnées sous la barre afin de toujours respecter l'angle de départ approprié.



Figure 18 : Position de départ en demi-squat

Au signal, le sujet effectuait une extension concentrique des membres inférieurs à partir de la position de départ contre une charge additionnelle (24, 34, 44, 74, 104, 134, et 164 kg) déterminée par des disques de musculation ajoutés de manières équilibrés à chaque extrémité de la barre. La consigne donnée aux athlètes était de réaliser l'extension aussi vite que possible (*i.e.* produire la plus grande accélération possible). Pour les charges les plus légères, les sujets décollaient les pieds du sol à la fin du mouvement. La barre devait être maintenue au contact avec les épaules du sujet tout au long du mouvement. Les sujets effectuaient 2 essais pour chacune des charges. Chaque essai était séparé par une période de repos d'au moins 3 minutes. Pour 7 athlètes, les données du protocole de demi-squat sont manquantes. L'analyse concernera 31 athlètes (13 LD, 8 LM, et 10 LP).

2.2.2. Développé couché

Le protocole concernant ce test est identique à celui présenté dans l'étude 1. Néanmoins, les charges utilisées sont différentes (24, 34, 44, 54, 64, 74 et 84 kg) et nous n'avons pas imposé aux athlètes de croiser les jambes au dessus du banc, les pieds reposaient au sol (Figure 19). Cette position est plus familière pour les sujets.



Figure 19 : Position de départ en développé couché

2.2.3. Mesure de la raideur lors d'un exercice de rebonds.

Une méthode simple de mesure de la raideur musculo-tendineuse des membres inférieurs lors d'un exercice de sauts répétés a été développée par Dalleau et coll. (2004).

Les consignes données aux athlètes pour réaliser ce test sont les suivantes :

- Garder les jambes aussi tendues que possible et placer les mains sur les hanches.
- Sauter le plus haut possible en ayant le temps de contact au sol le plus court possible.

La durée de chaque essai a été fixée à 5 s. Trois essais ont été réalisés. Entre chaque essai une période de repos d'au moins 3 min était respectée.

Un lanceur en reprise d'entraînement suite à une rupture du tendon d'Achille n'a pas réalisé le test de rebonds. L'analyse concernera 37 sujets.

2.3. Systèmes de mesure et analyse des données :

2.3.1. Capteur cinématique et barre guidée

Une partie du protocole a été réalisée sur des lieux de stage. En conséquence, différentes barres guidées ont été utilisées (Multipower Basic, Panatta Sport, Apiro, Italy; Kettler Smith

machine, Germany et la Smith machine modifiée, Weider Fitness, Utah, USA). Quel que soit le type de barre guidée utilisée, le déplacement a été mesuré grâce au codeur optique décrit dans l'étude 1. Pour chaque barre utilisée, la friction a été déterminée par un test de chute de libre de la barre.

Pour le mouvement de demi-squat, la masse prise en compte dans le calcul représentait la somme de la masse corporelle et de la charge additionnelle (Rahmani et coll. 2000). Pour le mouvement de développé couché, la masse prise en compte correspondait à la masse des membres supérieurs déterminée à l'aide des tables anthropométriques de Winter (1990) plus la charge additionnelle (Rambaud et coll. 2008).

Pour l'analyse des résultats de cette étude, les valeurs moyennes de puissance, de force et de vitesse ont été calculées sur la période durant laquelle la puissance est positive (Figure 20).

L'essai démontrant la meilleure puissance moyenne a été retenu pour les analyses.

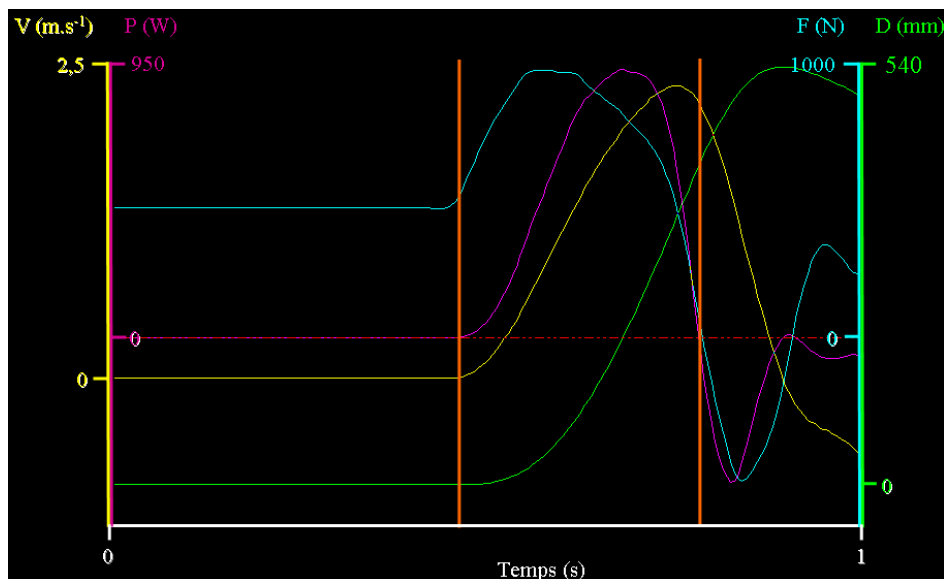


Figure 20 : Paramètres calculés d'après le déplacement de la charge (en vert) lors d'une extension en développé couché pour une charge de 40kg. Les signaux de vitesse (jaune), de force (bleu) et de puissance (violet) ont été moyennés dans l'intervalle de temps où les valeurs de puissance sont positives (entre les deux barres orange).

La force correspondant à $P_{\max}$, appelée force optimale (F_{opt}) est obtenue en divisant $P_{\max}$ par V_{opt} .

2.3.2. Test de raideur lors d'un exercice de rebonds

La raideur est calculée d'après les données obtenues à partir d'un tapis de contact (Ergojump®). Le tapis de contact (Mayser, type SM/BK, Ulm/Donau, Allemagne) envoie un signal ouvert/fermé (on/off) qui permet de détecter le contact des pieds au sol. Ce tapis est connecté à un chronomètre électronique (précision $\pm 0,001$ s). Le chronomètre est déclenché au moment où les pieds du sujet quittent le contact avec le sol, et est arrêté au moment où ce contact est rétabli. Ainsi les temps de contact avec le sol et les temps de vol sont enregistrés. La raideur verticale (R), exprimée en $N.m^{-1}$, est calculée selon la formule :

$$R = \frac{M\pi(T_f + T_c)}{T_c^2 \left(\frac{T_f + T_c}{\pi} - \frac{T_c}{4} \right)}$$

Où M est la masse corporelle du sujet (en kg), T_c est le temps de contact au sol (en s) et T_f le temps de vol (en s).

Le nombre de rebonds par essai variait entre 7 et 9. La valeur moyenne de raideur pour chaque essai a été calculée. La valeur de R moyenne la plus élevée a été retenue pour l'analyse.

2.3.3. Analyse statistique

La significativité des relations entre les différents paramètres étudiés a été déterminée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson. Une ANOVA factorielle a été utilisée pour comparer les différents paramètres obtenus pour chaque discipline. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

3. Résultats

Il n'existe aucune différence d'âge, de taille, de masse corporelle et de niveau de performance lorsque les trois disciplines de lancer sont comparées (Tableau 1). Ceci nous permet d'explorer les relations pour l'ensemble du groupe en utilisant MP comme variable dépendante.

3.1. Qualités de puissance, force, vitesse et raideur

Les relations Force-Vitesse sont décrites par un modèle linéaire ($0,948 < r < 0,999$, $P < 0,05$ pour le développé couché et $0,919 < r < 0,998$, $P < 0,05$ pour le demi-squat). Un exemple de relation Force-Vitesse obtenue lors des tests de développé couché et de demi-squat est présenté sur la figure 21.

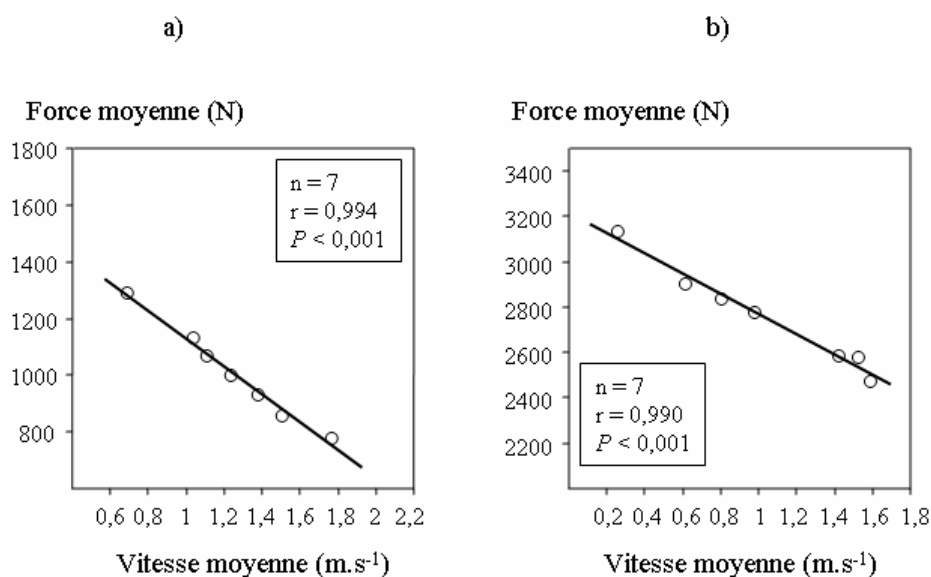


Figure 21 : Exemple de relation Force-Vitesse obtenue lors des tests de Développé Couché (a), et de Demi-squat (b).

Les relations Puissance-Vitesse sont décrites par un modèle polynomial de deuxième ordre ($0,993 < r < 1$, $P < 0,05$ pour le développé couché et $0,994 < r < 1$, $P < 0,05$ pour le demi-squat). Un exemple de relation Puissance-Vitesse obtenue lors des tests de développé couché et de demi-squat est présenté sur la Figure 22.

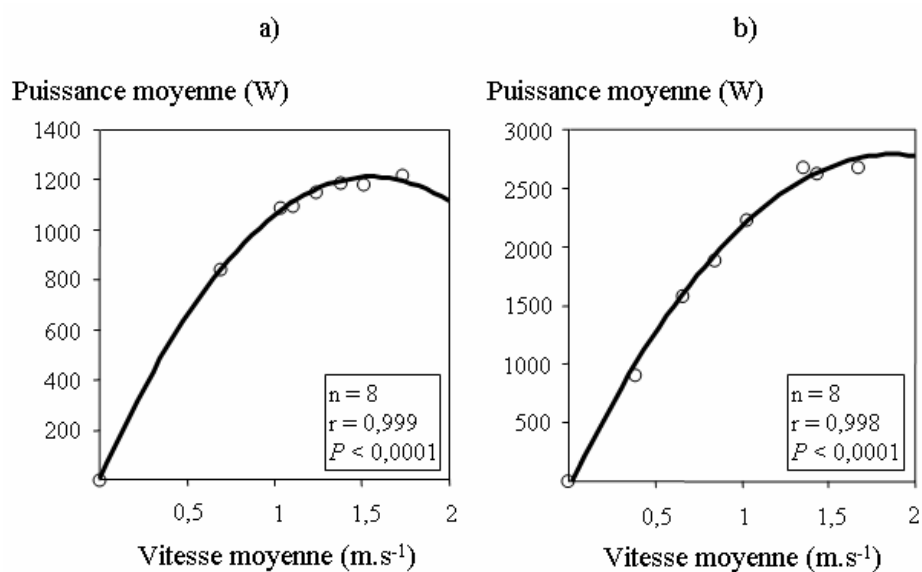


Figure 22 : Exemple de relation Puissance-Vitesse obtenue lors des tests de Développé Couché (a), et de Demi-squat (b).

Pour le protocole de développé couché, la valeur la plus élevée de puissance obtenue lors du test n'est pas différente de la valeur de $P_{\max}$ calculée d'après l'équation de la relation polynomiale (respectivement $735,7 \pm 257,6$ et $731,8 \pm 252,6$). Par contre, pour le protocole de demi-squat on observe une différence significative entre ces deux valeurs (respectivement $2754,2 \pm 497,5$ et $2994,1 \pm 609,8$, $P < 0,0001$). Les valeurs moyennes de $P_{\max}$, V_{opt} et F_{opt} , obtenues pour le mouvement de demi-squat et de développé couché pour le groupe entier et pour chaque discipline, sont présentées dans le tableau 2.

Tableau 2 : Valeurs moyennes de puissance maximale (P_{max}), vitesse optimale (V_{opt}) et force optimale (F_{opt}) déterminées au cours du mouvement de demi-squat (S) et de développé couché (DC) pour le groupe entier et pour chaque spécialité (LD, lanceurs de disque ; LM, lanceurs de marteau et LP, lanceurs de poids).

		P_{max} (W)	P_{max} (W.kg ⁻¹)	V_{opt} (m.s ⁻¹)	F_{opt} (N)
S	Groupe entier (n = 31)	2994,0 ± 609,8	30,4 ± 4,4	1,81 ± 0,25	1649,6 ± 204,8
	LD (n = 13)	2832,3 ± 402,3	29,9 ± 3,9	1,75 ± 0,24	1622,4 ± 92,2
	LM (n = 8)	2755,7 ± 551,8	29,5 ± 4,2	1,73 ± 0,17	1589,7 ± 210,0
	LP (n = 10)	3395,4 ± 720,9*	31,7 ± 5,3	1,96 ± 0,28	1733,0 ± 286,8
DC	Groupe entier (n = 38)	731,8 ± 252,0	7,3 ± 2,1	1,26 ± 0,34	583,4 ± 141,3
	LD (n = 14)	832,9 ± 177,2	8,6 ± 1,5	1,47 ± 0,33	573,9 ± 81,2
	LM (n = 13)	535,7 ± 204,2*	5,6 ± 2,1*	1,02 ± 0,30§	517,7 ± 105,4‡
	LP (n = 11)	834,9 ± 263,2	7,7 ± 0,9	1,26 ± 0,24	673,1 ± 193,4

* significativement différent des deux autres groupes de spécialité, $P < 0,05$.

§ M significativement différent de LD, $P < 0,05$.

‡ M significativement différent de LP, $P < 0,05$.

P_{maxS} des lanceurs de poids est significativement supérieur à celles des deux autres groupes.

Les lanceurs de marteau présentent des valeurs de P_{maxDC} , F_{optDC} , et V_{optDC} inférieures à celles des deux autres groupes.

La valeur moyenne de R pour le groupe entier est de $40,6 \pm 7,5$ kN.m⁻¹. Chaque discipline de lancer démontre des niveaux de R comparables ($40,7 \pm 2$, $39,4 \pm 2,1$ et $42 \pm 2,4$ kN.m⁻¹ pour LD, LM et LP respectivement).

3.2. Relations entre les qualités musculaires et la performance en lancer

3.2.1. Dans le groupe entier

Les valeurs de puissance maximale obtenues en demi-squat ($P_{\max}S$) et en développé couché ($P_{\max}DC$) sont corrélées avec MP (respectivement $r = 0,54$; $P < 0,01$, Figure 23b ; et $r = 0,71$; $P < 0,0001$, Figure 23a).

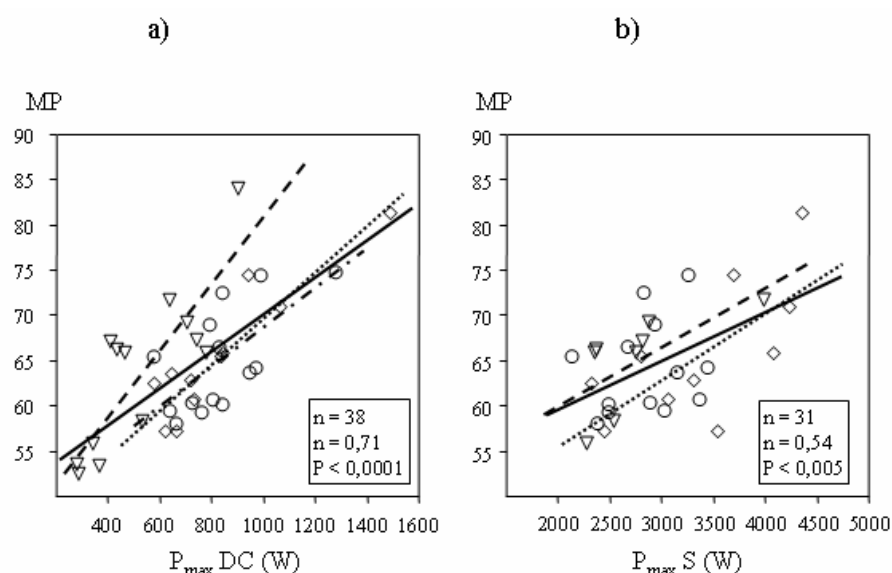


Figure 23 : Relation entre la meilleure performance de la saison rapportée au record du monde (MP) et la puissance maximale déterminée a) en développé couché ($P_{\max}DC$) et b) en demi-squat ($P_{\max}S$) dans le groupe entier (—)

○ lanceurs de disque (- · - · - ·) : $r = 0,65$, $P < 0,05$ pour le développé couché et non significatif pour le demi-squat.

▽ lanceurs de marteau (- - - -) : $r = 0,83$, $P < 0,001$ et $r = 0,68$, $P = 0,06$ respectivement pour le développé couché et le demi-squat.

◇ lanceurs de poids (·····) : $r = 0,91$, $P < 0,0001$ et $r = 0,68$, $P < 0,05$ respectivement pour le développé couché et le demi-squat.

$F_{\text{opt}}S$ ainsi que $F_{\text{opt}}DC$ sont corrélés à MP (respectivement $r = 0,63$; $P < 0,0001$ et $r = 0,49$; $P < 0,01$). La masse corporelle est corrélée avec MP ($r = 0,54$, $P < 0,0001$), avec $F_{\text{opt}}S$ et $F_{\text{opt}}DC$ (respectivement $r = 0,91$; $P < 0,0001$ et $r = 0,66$; $P < 0,0001$) et avec $P_{\max}S$ et $P_{\max}DC$ (respectivement $r = 0,69$; $P < 0,0001$ et $r = 0,62$; $P < 0,0001$). Lorsque $P_{\max}S$ et $F_{\text{opt}}S$ sont rapportés au kg de masse corporelle, la relation avec MP n'est plus significative. Par contre,

lorsque $P_{\max}DC$ est rapporté au kg de masse corporelle la relation avec MP reste significative ($r = 0,54$; $P < 0,001$). $V_{\text{opt}}BP$ est corrélé avec MP ($r = 0,49$; $P < 0,01$).

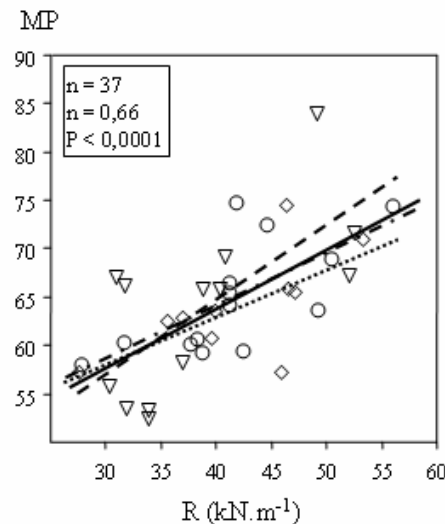


Figure 24 : Relation dans le groupe entier (—) entre la meilleure performance de la saison rapporté au record du monde (MP) et la raideur musculo tendineuse (R).

○ lanceurs de disque (······ ; $r = 0,64$, $P < 0,05$)

▽ lanceurs de marteau (- - - - - ; $r = 0,73$, $P < 0,01$)

◇ lanceurs de poids (- · - · - · ; $r = 0,65$, $P < 0,05$)

Comme on peut le voir sur la figure 24, MP est également corrélé avec R ($r = 0,66$; $P < 0,0001$). R est également reliée à $P_{\max}S$ ($r = 0,68$; $P < 0,0001$) et à la masse corporelle ($r = 0,48$; $P < 0,01$). Lorsque R est rapportée à la masse corporelle, la relation entre MP et R reste significative ($r = 0,45$, $P < 0,01$).

3.2.2. Analyse par discipline

La figure 23b démontre que $P_{\max}S$ est significativement corrélé avec MP pour les lanceurs de poids. Une tendance est observée pour le groupe des lanceurs de marteau ($P = 0.06$) et aucune corrélation significative entre $P_{\max}S$ et MP n'est mise en évidence en ce qui concerne les lanceurs de disque.

La figure 23a montre que $P_{\max}DC$ est également corrélé à MP pour chaque discipline de lancer (LD : $r = 0,65$; $P < 0,05$; LM : $r = 0,83$; $P < 0,001$ et LP : $r = 0,91$; $P < 0,0001$).

R est également corrélé avec MP (figure 24, LD : $r = 0,64$, $P < 0,05$; LM : $r = 0,73$, $P < 0,01$ et LP : $r = 0,65$, $P < 0,05$) et $P_{\max}S$ (LD: $r = 0,59$, $P < 0,05$; LM : $r = 0,78$, $P < 0,05$ et LP : $r = 0,79$, $P < 0,05$).

4. Discussion

4.1. Méthodes

La figure 22 illustre la difficulté d'obtenir un apex lors d'un exercice d'extension simple sous barre guidée. La comparaison de la valeur de puissance maximale obtenue lors du test avec la valeur calculée d'après l'équation de la relation Puissance-Vitesse ($P_{\max}DC$) démontre que l'apex est obtenu pour l'exercice de développé couché. Par contre, nous n'obtenons pas l'apex de la relation Puissance-Vitesse en demi-squat. Ce résultat est en accord avec l'étude de Rahmani et coll. (2001). Néanmoins la charge la plus faible utilisée par ces auteurs était de 60 kg, alors que dans la présente étude, elle était de 24 kg. Rahmani (2000) démontre par ailleurs que l'allègement des sujets ne permet pas d'obtenir l'apex de la relation qui nous permettrait d'interpoler la valeur de puissance maximale. En l'absence d'apex, la valeur de puissance maximale est extrapolée en dehors des points expérimentaux ce qui peut être une source d'erreur. Néanmoins, nos résultats démontrent que la valeur moyenne de $P_{\max}S$ extrapolée est supérieure de 8,7% à la valeur de puissance mesurée pour la charge la plus faible. Ceci indique la proximité de l'apex. En conséquence, on peut supposer que $P_{\max}S$ extrapolée est valide pour l'analyse réalisée dans le cadre de ce travail.

4.2. Comparaison des disciplines

L'analyse du tableau 2 et des résultats de raideur démontrent que les qualités musculaires des membres inférieurs des lanceurs de chaque discipline sont comparables. Seuls les lanceurs de poids démontrent une $P_{\max}S$ significativement supérieure d'environ 20% à celle des deux autres groupes. Ce résultat s'explique par le cumul de plusieurs tendances. Les lanceurs de

poids tendent à être plus lourds (Tableau 1). Leurs valeurs de $V_{opt}S$ et $F_{opt}S$ tendent à être supérieures à celles des deux autres groupes (Tableau 2). Lorsque $P_{max}S$ est rapportée à la masse corporelle, il n'existe plus de différence significative entre les trois disciplines. Ce résultat indique que la différence de P_{max} observée chez les lanceurs de disque est essentiellement liée à la différence de masse corporelle.

Il est intéressant de noter que le groupe de lanceurs de marteau démontre des valeurs de $P_{max}DC$ (en W ou $W.kg^{-1}$) très inférieures à celles des deux autres groupes. Cette différence est liée au fait que les lanceurs de marteau, pour une masse donnée, démontrent des valeurs de V_{opt} et F_{opt} inférieures à celles des deux autres groupes. Ce résultat est en accord avec la spécificité du lancer de marteau. En effet, lors du lancer de marteau, les bras restent tendus tout au long du mouvement. Leur rôle est de résister à la force centrifuge de l'engin tout en maintenant un rayon de giration optimale. Ceci implique un mouvement principalement isométrique. En conséquence, la part d'entraînement des membres supérieurs des lanceurs de marteau est très inférieure à celle des autres disciplines de lancer.

4.3. Qualités musculaires et performance

Les valeurs de $P_{max}S$ varient de 29,5 à 31,7 $W.kg^{-1}$. Ces valeurs sont en accord avec celles mesurées avec le même matériel et la même méthode et qui varient entre 27,8 $W.kg^{-1}$ pour des sauteurs entraînés (Bosco et coll. 1995) et 43,2 $W.kg^{-1}$ pour des sprinters de haut niveau (Rahmani et coll. 2004). En ce qui concerne les membres supérieurs nos valeurs ne peuvent pas être comparées à celles obtenues dans la littérature en raison du faible nombre d'études existantes et des divergences méthodologiques abordées dans la revue de littérature et l'étude 1.

Les résultats démontrent des relations significatives entre la puissance maximale déterminée au cours des tests de demi-squat et de développé couché et la performance réalisée en compétition dans le groupe étudié. Ce résultat est en accord avec l'étude de Bouhlef et coll.

(2007) qui montre l'influence significative de la puissance maximale des membres supérieurs et inférieurs, déterminée au cours d'un exercice sur bicyclette, avec la performance dans une population de lanceurs de javelots de niveau national. Ces résultats sont en accord avec l'analyse de l'action des différents groupes musculaires impliqués dans les mouvements de lancer et décrite dans la revue de la littérature. L'action des membres inférieurs permet de déclencher le mouvement puis d'accélérer le système lanceur engin dans l'aire de lancer grâce à un mouvement de translation pour les lanceurs de poids (Zatsiorsky et coll. 1981, Hinz 1993b, Lanka 2000) et un mouvement de rotation pour les lanceurs de disque (Bartlett 1992, Hinz et Hofmann 1993) et les lanceurs de marteau (Schotte 1993, Bartonietz 2000a). L'accélération finale de l'engin avant son éjection dépend ensuite de l'action des groupes musculaires du tronc et principalement des membres supérieurs.

4.3.1. Qualités des membres inférieurs

$P_{\max}S$ est corrélée avec MP dans le groupe entier (figure 23b). Lorsque l'on étudie la relation à l'intérieur de chaque discipline, la relation entre $P_{\max}S$ et MP n'est significative que pour le groupe des lanceurs de poids. Pour les lanceurs de marteau, une tendance est observée ($P = 0,06$) et aucune relation entre $P_{\max}S$ et MP n'est mise en évidence pour les lanceurs de disque. Deux hypothèses peuvent être formulées pour expliquer ce résultat : d'une part, la faiblesse de l'effectif des lanceurs de marteau (8 lanceurs) et d'autre part, par l'homogénéité des performances du groupe des lanceurs de disque (variabilité de 8,9 % contre une variabilité de 14,1 % pour LM et 11,3 % pour LP). D'un point de vue général, l'interprétation de l'analyse statistique doit rester prudente dans un groupe sélectionné non pas au hasard mais sur un critère de performance. En effet, le biais du critère de sélection est de constituer des groupes très homogènes. Par exemple, la variabilité de $F_{\text{opt}}S$ dans le groupe LD est de 5,7 % et celle de $V_{\text{opt}}S$ dans le groupe LM de 9,8 %. $P_{\max}$ qui prend en compte la variabilité de F_{opt} et V_{opt}

démontre des niveaux de variabilité plus élevés dans chaque discipline comme dans le groupe entier. En conséquence, seul le lien entre $P_{\max}$ et MP sera exploré dans chaque discipline.

Les résultats démontrent que la masse corporelle, $F_{\text{opt}}S$ et $P_{\max}S$ sont liés à MP. Néanmoins la masse corporelle est également liée à $F_{\text{opt}}S$ et $P_{\max}S$. Lorsque $P_{\max}S$ et $F_{\text{opt}}S$ sont rapportés au kg de masse corporelle la relation avec MP n'est plus significative. D'autre part, $V_{\text{opt}}S$ n'est pas lié à MP. Ces résultats indiquent qu'en ce qui concerne les membres inférieurs ce sont principalement les qualités de force qui influencent le niveau performance en lancer. Ils soulignent également l'importance des dimensions corporelles dans les disciplines de lancer.

Nos résultats sont en accord avec l'étude de Terzis et coll. (2007) montrant une relation significative entre la valeur de 1-RM déterminée lors d'un exercice de demi-squat et la performance en lancer de poids dans une population de lanceurs confirmés. L'étude de Young (Young et coll. 1995) montre également que la valeur pic de force générée au cours d'un saut maximal est un bon indice de la performance réalisée au cours d'un départ en sprint (temps pris sur 2,5 m).

Par contre, nos résultats sont en désaccord avec l'étude de Bouhlef et coll. (2007) concernant des lanceurs de javelot de niveau national. Leurs résultats démontrent une relation significative entre la vitesse maximale déterminée lors d'un exercice de pédalage à vide et la performance et aucune relation entre la force maximale et la performance. Nous formulerons deux hypothèses pour tenter d'expliquer cette discordance. D'une part, les contraintes mécaniques diffèrent entre l'exercice de sprint sur ergocycle (7 s de durée) et une extension simple pour le protocole de demi-squat sous barre guidée. Les valeurs de force maximale obtenues d'après l'analyse du test réalisé sur ergocycle par Bouhlef (2007) sont très inférieures à celles que nous obtenons sous barre guidée en demi-squat ($105,2 \pm 14$ vs $1649,6 \pm 204,8$ N). Par contre, la vitesse optimale des lanceurs de javelot a été estimée à environ $9,1 \text{ m.s}^{-1}$ contre $1,81 \text{ m.s}^{-1}$ dans notre groupe. D'autre part, le lancer de javelot diffère des autres disciplines de

lancer en ce sens que le lanceur de javelot effectue une course de 25 à 30 m avant l'éjection finale de l'engin. On peut émettre l'hypothèse que la qualité de vitesse pourrait être déterminante pour cette phase d'accélération correspondant à un grand déplacement contrairement aux autres disciplines de lancer.

La relation significative entre la performance en lancer et la raideur des membres inférieurs est un résultat original. L'importance de la raideur sur la performance lors de l'exercice bref et intense a été démontrée en course de sprint court. D'une part, Chelly et Denis (2001) ont montré que R déterminé lors d'un exercice de rebonds maximaux était corrélé à la performance sur un sprint de 40 m. D'autre part, R déterminé dans les mêmes conditions, était liée à l'aptitude à accélérer sur la première partie d'un sprint sur 100 m (Bret et coll., 2002). Il est intéressant de constater que R est corrélé avec $P_{\max}S$ dans le groupe entier et dans chaque discipline. Ce résultat est en accord avec les résultats obtenus par Wilson et coll. (1991b, et 1994). Dans ces deux études, les résultats démontrent une relation significative entre la puissance lors d'un mouvement concentrique et la raideur des membres supérieurs. Selon les auteurs, un niveau de raideur musculo-tendineuse élevé permet de maintenir l'élément contractile dans des conditions optimales de longueur et de tension. En conséquence, la capacité de production de force serait améliorée (Wilson et coll. 1994). Enfin, cette qualité de raideur permettrait une meilleure transmission de la force produite aux éléments du squelette dans la phase initiale du mouvement (Wilson et coll. 1994). Un niveau de raideur élevé permettrait aux lanceurs de développer et de transmettre rapidement des niveaux de force élevés permettant ainsi une forte accélération au début du mouvement. L'importance des qualités de force des membres inférieurs en lancer est en accord avec les contraintes techniques des trois activités de lancer étudiées dans ce travail. Le lanceur immobile avant le départ du mouvement doit produire des niveaux de force élevés pour vaincre sa propre inertie.

La distance parcourue est faible ce qui ne permet pas d'atteindre des vitesses de déplacement élevées.

4.3.2. Qualités des membres supérieurs

Nos résultats démontrent une relation significative entre $P_{\max}DC$ et MP dans le groupe entier et dans chaque discipline (figure 23a). A notre connaissance peu d'études se sont intéressées aux qualités musculaires des membres supérieurs. Il est vrai que peu de disciplines sollicitent l'explosivité des membres supérieurs. Nous obtenons également une relation significative entre $F_{opt}DC$ et MP. Ceci est en accord avec les résultats de Terzis et coll. (2003). Les auteurs ont exploré la relation entre les résultats de tests isocinétiques et iso-inertiels pour les extenseurs du coude et la performance au lancer du poids réalisée par des lanceurs novices. Les résultats de cette étude démontrent que la performance est corrélée avec le moment de force isocinétique des extenseurs du coude et à la force maximale (exprimée par la valeur de 1-RM) en développé couché. Dans une étude récente, le 1-RM obtenu en développé couché a été reliée à la performance dans un groupe de lanceurs de poids confirmés (Terzis et coll. 2007). L'étude de Bouhlef et coll. (2007) ne démontre aucune relation significative entre la force maximale des membres supérieurs et la performance en javelot. Comme on l'a évoqué dans le paragraphe précédent cette divergence pourrait être liée à l'approche méthodologique et/ou à la spécificité du lancer de javelot.

La masse corporelle influence de façon significative les variations de $F_{opt}DC$ et $P_{\max}DC$. Toutefois, $P_{\max}DC$ rapporté au kg reste significativement corrélé à MP. Ce résultat est en accord avec la relation significative obtenue entre $V_{opt}DC$ et MP. Nos résultats démontrent que les qualités de force et de vitesse des membres supérieurs sont déterminantes de la performance en lancer. L'importance des qualités de vitesse est en accord avec l'analyse technique des trois disciplines considérées dans ce travail. Les membres inférieurs permettent d'accélérer le système lanceur-engin mais l'accélération finale de l'engin avant son éjection

résulte de l'action du tronc et des membres supérieurs. Grâce à l'action des membres inférieurs le lanceur et son engin atteignent des vitesses comprises entre 2,5 et 7 m.s⁻¹ pour le lancer de poids et de disque respectivement. L'action du tronc et des membres supérieurs permet d'augmenter la vitesse de l'engin de 12,5 m.s⁻¹ pour le lancer de poids et 18 m.s⁻¹ pour le lancer de disque. L'atteinte de ces niveaux de vitesse est possible car la charge liée à la masse des engins respectifs est faible (7 kg environ pour le poids et 2 kg pour le disque). En accord avec la relation Force-Vitesse, les niveaux de vitesse atteints par chacun des engins sont en rapport direct avec leur masse respective.

La relation entre $P_{\max DC}$ et MP dans le groupe des lanceurs de marteau n'était pas attendue. En effet, comme on l'a vu précédemment, en lancer de marteau, l'action des membres supérieurs consiste principalement à résister à la force centrifuge. Le marteau est finalement éjecté sans extension des membres supérieurs. Nous n'avons aucune explication pour justifier cette relation. La comparaison entre les groupes démontre clairement que les lanceurs de marteau ont des qualités de puissance, de force et de vitesse inférieures à celles des deux autres groupes en accord avec les exigences techniques de la discipline. Une hypothèse peut cependant être formulée. Le groupe de lanceur de marteau présente la plus grande variabilité en terme de performance (rang de MP : 52,3 – 83,7 %). Cette relation serait un biais exprimant une différence d'aptitude liée au niveau d'entraînement. Cette hypothèse souligne une fois encore les limites de l'interprétation de l'analyse statistique.

4.4. Conclusion

Nos résultats mettent en évidence d'une part, l'importance de la force associée à une raideur musculo-tendineuse élevée des membres inférieurs, et d'autre part, l'importance de la puissance des membres supérieurs (*i.e.* force et vitesse) pour être performant en lancer. Cette analyse semble en accord avec les contraintes techniques des trois disciplines de lancer étudiées.

V. ETUDE 3

Applications dans le cadre de l'évaluation et de l'entraînement des lanceurs.

1. Introduction

L'un des intérêts de l'analyse des exigences physiologiques et/ou biomécaniques d'une discipline est de proposer des applications qui concernent l'évaluation et/ou l'entraînement. L'analyse de l'aptitude physiologique est réalisée dans la plupart des centres médico-sportifs. Toutefois, elle concerne principalement l'analyse de l'aptitude aérobie qui correspond à la majorité des demandes. En effet, dans le cadre du suivi longitudinal des athlètes de haut niveau ou de la nécessité d'obtenir un certificat de non contre-indication à l'exercice, un test maximal doit être réalisé régulièrement afin de s'assurer du bon fonctionnement du système cardiovasculaire. Concrètement, ce test peut se dérouler chez le cardiologue. Toutefois en raison des délais et du contexte de la prescription, les personnes sont orientées sur les centres médico-sportifs au sein desquels elles réaliseront souvent un test de $\dot{V}O_2 \text{ max}$. D'autre part, les résultats de cette évaluation, associés ou non à la détermination de la cinétique lactique, fournissent des données utiles pour contrôler l'intensité des séances d'entraînement (fréquence cardiaque maximale et seuil lactique) en ce qui concerne les disciplines d'endurance.

Les qualités liées à l'exercice explosif sont rarement explorées. Ceci peut s'expliquer d'une part, par une moindre demande et d'autre part, par le fait que la plupart des centres médico-sportifs ne possèdent pas le matériel pour évaluer les qualités explosives en routine. Certaines structures possèdent des ergomètres isocinétiques. Néanmoins, la pertinence des mesures réalisées en condition isocinétique dans le cadre de l'analyse de la performance a été discutée dans la revue de la littérature (Crist et coll. 1983, Fry et coll. 1991, McCarthy et coll. 1995). Dans le meilleur des cas, la structure est équipée d'une bicyclette ergométrique qui permet de déterminer la relation Force-Vitesse. On peut d'ailleurs supposer que Bouhlef et coll (2007) ont réalisé leur protocole sur bicyclette ergométrique avec des lanceurs de javelot car il n'avait pas d'autres solutions. Toutefois, comme on l'a précédemment discuté dans l'étude 2,

l'exercice de pédalage est une activité cyclique dont les contraintes physiologiques et biomécaniques diffèrent du mouvement d'extension.

L'objectif principal de cette étude est de comparer les mesures de puissance, de force et de vitesse des membres inférieurs obtenus lors d'un protocole sous barre guidée et lors d'un protocole sur bicyclette ergométrique afin d'apprécier la pertinence des mesures réalisées sur bicyclette ergométrique dans le cadre de l'analyse de la performance en lancer. Dans un deuxième temps, un protocole adapté aux disciplines de lancer sera proposé.

2. Matériels et Méthodes

Cette étude concerne les 31 sujets de l'étude 2 qui ont réalisé le protocole en demi-squat. Les sujets et les méthodes pour le protocole de demi-squat ont été présentés dans l'étude 2. Les mesures sur bicyclette ergométrique ont été réalisées lors d'une deuxième séance.

2.1. Protocole

La séance débutait par le réglage de la bicyclette en fonction de la morphologie des sujets. Un échauffement sur la bicyclette d'une durée d'environ 5 minutes était réalisé. Après cet échauffement, les sujets effectuaient, dans un ordre randomisé, 3 sprints maximaux sur la bicyclette ergométrique contre des forces de frictions différentes (0,3 ; 0,6 ; et 0,9 N.kg⁻¹ de masse corporelle) appliquées sur la courroie de friction. Les sujets avaient pour consigne de rester en contact avec la selle de la bicyclette tout au long du sprint. Ils étaient vigoureusement encouragés afin de produire la plus grande accélération possible. Une récupération passive d'au moins 5 min a été observée entre chaque sprint.

2.2. La bicyclette ergométrique.

Il s'agit d'une bicyclette ergométrique Monark 818E (Monark, Stockholm, Suède) à courroie de friction, possédant un volant d'inertie de 22,5 kg (Figure 25). Elle est équipée d'une jauge de déformation (Interface de contact MGF type, Scottsdale, Arizona, USA), fixée d'une part au montant de la bicyclette, et d'autre part reliée par une courroie non élastique. Ce dispositif nous permet de mesurer la force de friction. Un codeur numérique à incrément (Hengstler type RIS IP50, 100 points par tour, Aldigen, Allemagne) fixé sur une roulette entraînée à la périphérie du volant d'inertie, permet de mesurer le déplacement de celui-ci.

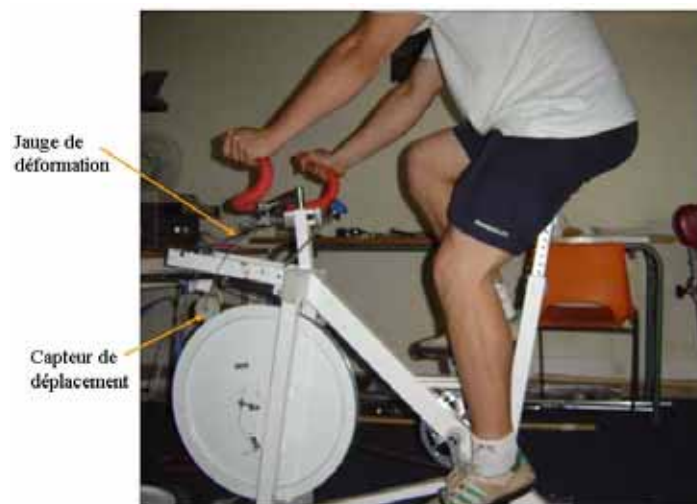


Figure 25 : Photo de la bicyclette ergométrique Monark et de son appareillage avec un sujet en position de départ.

La vitesse et l'accélération sont calculées par dérivation simple et double du signal de déplacement donné par le codeur numérique. La force totale correspond à la somme de la force de friction et de la force qui produit l'accélération du volant. La puissance instantanée est le résultat du produit des valeurs de vitesse et de force instantanées. L'ensemble de ces valeurs est moyenné sur une période correspondant à l'extension du membre inférieur, c'est-à-dire pour un demi-tour de pédalier.

Pour les tests sur bicyclette, à partir des données des trois sprints, les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse ont été construites en utilisant respectivement une régression linéaire et une polynomiale de second ordre (Sargeant et coll. 1981, Hautier et coll. 1996, Hintzy et coll. 1999). Comme nous l'avons décrit dans l'étude 1, l'équation caractérisant la relation Force-Vitesse nous permet de déterminer les différents paramètres mécaniques musculaires. Cette méthode est détaillée dans l'étude de Arsac et coll. (1996).

2.3. Analyse statistique

La significativité des relations entre les différents paramètres étudiés a été déterminée à l'aide du coefficient de corrélation de Pearson. Une ANOVA factorielle a été utilisée pour comparer les différents paramètres obtenus pour chaque discipline. Un test T apparié a été utilisé pour comparer les paramètres obtenus avec les deux types d'ergomètres. Le seuil de significativité a été fixé à $P < 0,05$.

3. Résultats

3.1. Relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse sur bicyclette ergométrique

Dans le groupe complet, les relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse sont significativement décrites respectivement par un modèle linéaire ($0,917 < r < 0,993$, $P < 0,0001$), et un modèle polynomial de deuxième ordre ($0,918 < r < 0,986$, $P < 0,0001$). Un exemple de relation Force-Vitesse et Puissance-Vitesse obtenues en bicyclette par un sujet est présenté sur la Figure 26.

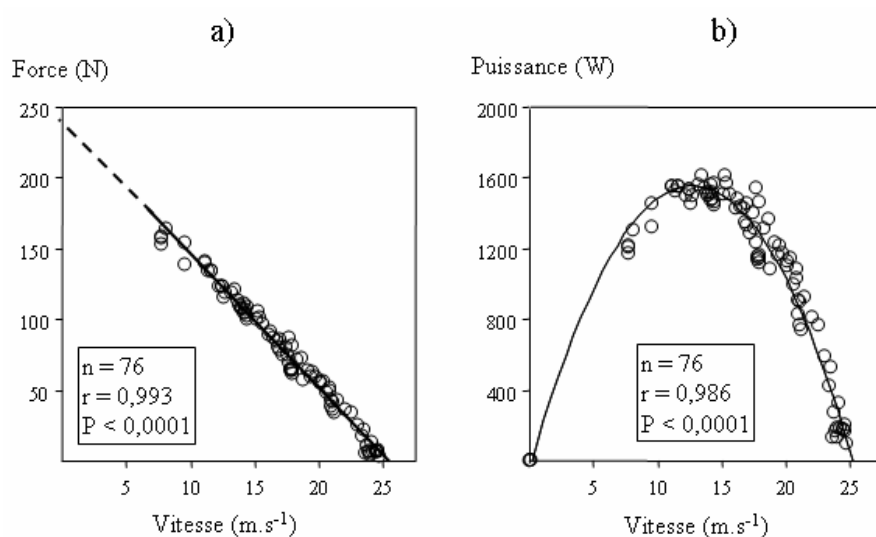


Figure 26 : Exemple de relation a) Force-Vitesse et b) Puissance-Vitesse obtenue pour un sujet sur bicyclette ergométrique.

Les valeurs de puissance maximale, force optimale et vitesse optimale (respectivement $P_{\max E}$, $F_{\text{opt}E}$ et $V_{\text{opt}E}$) sont présentées dans le tableau 3.

Tableau 3 : Valeurs moyennes de puissance maximale ($P_{\max}$), vitesse optimale (V_{opt}) et force optimale (F_{opt}) déterminées sur bicyclette ergométrique pour le groupe entier et pour chaque discipline (LD, lanceurs de disque ; LM, lanceurs de marteau et LP, lanceurs de poids).

	$P_{\max}$ (W)	$P_{\max}$ (W.kg ⁻¹)	V_{opt} (m.s ⁻¹)	F_{opt} (N)
Groupe (n = 38)	1426,6 ± 175,1	14,53 ± 1,90	12,18 ± 0,76	117,1 ± 12,9
LD (n = 14)	1410,9 ± 230,6	14,72 ± 1,55	12,40 ± 0,69	114,1 ± 11,3
LP (n = 11)	1494,4 ± 114,9	14,33 ± 2,82	11,93 ± 0,99	124,8 ± 12,0
LM (n = 13)	1386,1 ± 172,3	14,49 ± 1,34	12,17 ± 0,59	113,9 ± 13,3

Aucune différence entre les disciplines n'est mise en évidence.

3.2. Comparaison des mesures obtenues sur ergocycle et sous barre guidée

Que l'on considère le groupe entier ou chaque discipline de lancer les puissances maximales (en W ou W.kg^{-1}) obtenues sur bicyclette ergométrique sont significativement inférieures à celles obtenues sous barre guidée (tableau 2, $P < 0,0001$). Les F_{opt} obtenues sur bicyclette ergométrique sont significativement inférieures ($P < 0,0001$), et les V_{opt} significativement supérieures ($P < 0,0001$) à celles obtenues sous barre guidée.

Toutefois $P_{\text{max}}E$ et $P_{\text{max}}S$ sont corrélées ($r = 0,58$, $P < 0,001$; Figure 27). Une relation significative est également observée entre $F_{\text{opt}}E$ et $F_{\text{opt}}S$ ($r = 0,69$, $P < 0,0001$). L'analyse statistique ne démontre aucun lien entre $V_{\text{opt}}S$ et $V_{\text{opt}}E$.

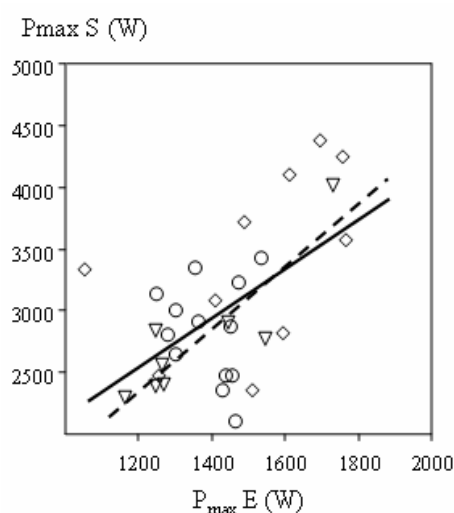


Figure 27 : Relation dans le groupe entier (—) entre la puissance maximale obtenue en demi-squat ($P_{\text{max}}S$) et sur bicyclette ergométrique ($P_{\text{max}}E$).

- lanceurs de disque
- ▽ lanceurs de marteau (- - - - ; $r = 0,88$, $P < 0,01$)
- ◇ lanceurs de poids

3.3. $P_{\text{max}}E$, $F_{\text{opt}}E$, $V_{\text{opt}}E$ et performance en lancer

La figure 28 montre que $P_{\text{max}}E$ est corrélée à MP ($r = 0,43$; $P < 0,01$) dans le groupe entier et dans le groupe des lanceurs de marteau ($r = 0,58$; $P < 0,05$). Dans le groupe entier, $F_{\text{opt}}E$ est corrélé à MP ($r = 0,56$, $P < 0,001$). $V_{\text{opt}}E$ n'est pas relié à MP.

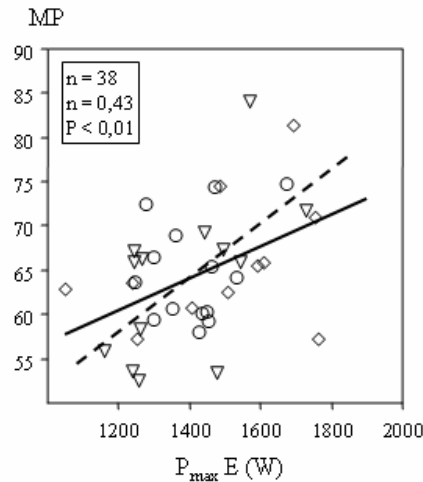


Figure 28 : Relation dans le groupe entier (—) entre la meilleure performance de la saison rapportée au record du monde (MP) et la puissance maximale obtenues sur bicyclette ergométrique ($P_{max}E$).

- lanceurs de disque
- ▽ lanceurs de marteau (- - - - ; $r = 0,58$; $P < 0,05$)
- ◇ lanceurs de poids

4. Discussion

4.1. Comparaison des mesures obtenues sur bicyclette ergométrique et en demi-squat

Les valeurs de $P_{max}E$, $F_{opt}E$ et $V_{opt}E$ ne sont pas significativement différentes quelle que soit la discipline considérée. Ce résultat est en accord avec ce que l'on a observé dans l'étude 2 concernant l'analyse de $P_{max}S$, $F_{opt}S$ et $V_{opt}S$ (Tableau 2). Les valeurs moyennes de $P_{max}E$ mesurées dans le groupe entier et pour chaque discipline se trouvent dans la fourchette des valeurs généralement observées : $13,31 \pm 1,66$ (Vandewalle et coll. 1987) - $19,3 \pm 1,3$ $W.kg^{-1}$ (Dorel et coll. 2005). Elles sont comparables aux valeurs obtenues par Bouhlef et coll. (2007) dans un groupe de lanceur de javelot ($14,2 \pm 2,2$ $W.kg^{-1}$).

Les valeurs moyennes de P_{max} obtenues lors du protocole de demi-squat sont supérieures d'environ 50 % à celles déterminées lors de l'exercice de sprint sur la bicyclette ergométrique. Cependant, il existe une corrélation entre $P_{max}E$ et $P_{max}S$ qui tend à démontrer que dans la plupart des cas, la hiérarchie est respectée : les meilleurs en demi-squat sont les meilleurs sur

bicyclette ergométrique. Néanmoins, la faible valeur du coefficient de corrélation entre ces deux paramètres ($r = 0,58$) et la figure 27 démontrent les limites de cette interprétation. La figure 28 montre que $P_{\max}E$ est également corrélé à MP. Toutefois, la valeur du coefficient de corrélation est inférieure à celle de la corrélation entre $P_{\max}S$ et MP (0,43 vs 0,54). La relation entre $P_{\max}E$ et MP n'est significative que dans le groupe des lanceurs de marteau. Ces résultats tendent à démontrer que $P_{\max}E$ est moins pertinente que $P_{\max}S$ pour analyser la performance en lancer. La même conclusion s'impose si l'on compare $F_{\text{opt}}S$ et $F_{\text{opt}}E$ et leur lien avec la performance en lancer. L'analyse des paramètres de puissance, force et vitesse déterminées sur la bicyclette confirme néanmoins le lien entre les qualités de force des membres inférieurs et la performance en lancer.

Un résultat intéressant est mis en évidence. Il n'existe aucune relation entre $V_{\text{opt}}S$ et $V_{\text{opt}}E$. Cette absence de corrélation peut s'expliquer par la spécificité du mouvement propre à chaque ergomètre. Sur bicyclette ergométrique, le mouvement est cyclique et la vitesse optimale reflète l'aptitude à soutenir une fréquence de pédalage élevée à charge faible voire nulle. La vitesse optimale déterminée d'après une série de sprint sur bicyclette ergométrique a été corrélée au % de fibres rapides contenues dans le Vastus Lateralis (Hautier et coll. 1996) et à la performance sur 200 m lancé en cyclisme sur piste (Dorel et coll. 2005). Lors d'un mouvement d'extension sous barre guidée, la vitesse de la barre dépend essentiellement de l'aptitude du lanceur à développer rapidement un niveau de force élevé. La vitesse optimale obtenue sous barre guidée s'apparente plus à l'aptitude de l'individu à accélérer son centre de masse. On peut émettre l'hypothèse, que la vitesse optimale n'exprime pas la même qualité si elle est déterminée lors d'un mouvement d'extension ou lors d'un mouvement cyclique. Dans une prochaine étude, ces données seront complétées par des données obtenues dans un groupe de skieurs de haut niveau pour valider notre hypothèse.

En résumé, la détermination des relations Force-Vitesse et Puissance-Vitesse sur bicyclette ergométrique confirme les conclusions de l'étude 2 mais n'apporte pas d'information supplémentaire. L'activité cyclique du pédalage est moins spécifique de l'activité de lancer que le mouvement d'extension en demi-squat sous barre guidée. De plus, les données obtenues sur bicyclette ergométrique comme la charge correspondant à $P_{\max}$ présente peu d'application dans le cadre de l'entraînement.

4.2. Protocole d'évaluation des lanceurs

Les études 2 et 3 démontrent que ce sont les qualités de force « explosive » qui déterminent la puissance maximale et la performance en lancer. Les sujets ayant participé à l'étude 1 avaient déterminé leur 1-RM en développé couché. La figure 29 ci-dessous démontre que ces deux paramètres sont étroitement corrélés.

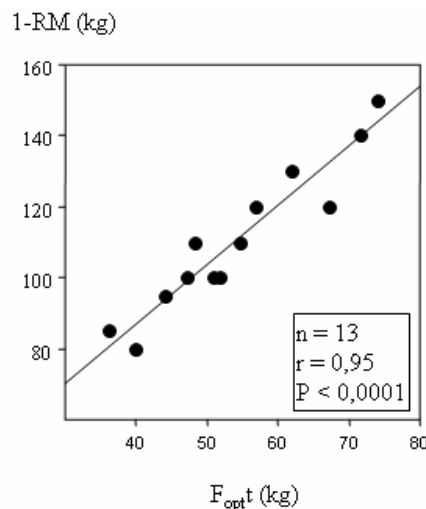


Figure 29 : relation entre F_{opt} déterminée au cours d'un test de laboratoire et le 1-RM déterminé sur le terrain en développé couché pour un groupe de lanceur de disque et de marteau ($n = 13$).

Ce résultat est en accord avec l'étude de Terzis (2007) qui démontre que le 1-RM déterminé en demi-squat et en développé couché est corrélé à la performance en lancer de poids. Pour

les membres inférieurs, la qualité de force peut être déterminée par la mesure du 1-RM en demi-squat. Cette détermination de 1-RM est actuellement intégrée à l'entraînement en musculation. Au vue des résultats de l'étude 2, une mesure de la raideur neuro-musculaire lors d'un exercice de rebonds devrait également être réalisée.

En ce qui concerne les membres supérieurs, la force et la vitesse optimale sont liées à la performance. La détermination de ces qualités lors d'un protocole sous barre guidée en développé couché semble pertinente. Les résultats des études 1 et 2 démontrent que dans la majorité des cas $P_{\max}$ est obtenue pour la charge correspondant à la barre à vide soit 24 kg (pour 19 sujets sur 31). Les mesures de $P_{\max}$, de la force et de la vitesse associées pourraient être réalisées sur cette seule charge. La question reste néanmoins posée pour les lanceurs de marteau. Si notre hypothèse selon laquelle la relation entre $P_{\max}DC$ et la performance en marteau est lié à un biais de sélection est confirmée par une étude complémentaire, la mesure de la puissance des membres supérieurs dans cette discipline n'est pas nécessaire. Par contre, il serait intéressant de proposer une mesure de 1-RM voire une mesure de force maximale isométrique sous barre guidée pour évaluer les membres supérieurs chez les lanceurs de marteau.

Un protocole d'évaluation doit être pertinent mais surtout solliciter l'athlète le moins longtemps possible. Notre proposition tient compte de ces deux exigences. Ce protocole d'évaluation réduit à sa plus simple expression nécessite cependant l'utilisation d'un tapis de contact, d'un capteur cinématique et d'une barre guidée. La plupart des centres médico-sportifs ne possèdent ni tapis de contact, ni capteur cinématique et encore moins une barre guidée. Par contre, le tapis de contact et le capteur cinématique peuvent facilement être déplacés et utilisés sur le site d'entraînement des athlètes. Ceci implique soit, que les entraîneurs et/ou les préparateurs physiques se familiarisent avec ces outils et l'analyse des données soit, que ces mesures soient réalisées dans le cadre d'une prestation en collaboration

avec un centre médico-sportif ou une équipe de recherche. Mais avant tout il nous faudra convaincre les entraîneurs, les préparateurs physiques et les athlètes de l'intérêt de notre protocole d'évaluation dans le contexte de l'entraînement.

VI. CONCLUSION GENERALE

Ce travail est centré sur l'analyse de l'activité de trois disciplines de lancer (poids, disque et marteau). L'objectif général était d'analyser les facteurs musculaires associés à la performance afin de proposer un protocole d'évaluation spécifique de l'activité. Dans une première étude, l'importance de la prise en compte de l'inertie des membres supérieurs dans le calcul de la force à partir des données obtenues avec un capteur cinématique a été mise en évidence. L'analyse des résultats démontre toutefois que l'inertie des membres supérieurs pourrait varier au cours du mouvement. Un modèle mécanique est en cours de validation pour tester cette hypothèse et améliorer la détermination des qualités de puissance, force et vitesse lors de l'exercice de développé couché sous barre guidée.

Ce problème méthodologique résolu, dans un deuxième temps, le lien entre les qualités musculaires des membres inférieurs et supérieurs et la performance en lancer a été exploré. Les résultats démontrent l'importance de la force et de la raideur neuromusculaire des membres inférieurs et de la puissance des membres supérieurs pour être performant en lancer. Cette analyse semble en accord avec les contraintes techniques de chaque discipline de lancer.

Enfin, dans une dernière étude, une application de ce travail concernant l'évaluation des qualités musculaires des lanceurs a été proposée. La comparaison des résultats obtenus sous barre guidée et sur bicyclette ergométrique confirme l'importance du choix de l'ergomètre pour déterminer les qualités musculaires spécifiques de l'activité. Une étude complémentaire sera réalisée pour confirmer nos hypothèses sur la qualité physiologique associée à la vitesse optimale obtenue lors de différents types de mouvement. Le protocole d'évaluation proposé pour les trois disciplines de lancer présente l'avantage de pouvoir être réalisé en condition de terrain. La mise en place de ce protocole nécessitera l'adhésion des entraîneurs, des préparateurs physiques et des athlètes.

D'un point de vue général, ce travail souligne l'importance du choix du matériel et de la méthode afin de réaliser des mesures pertinentes en rapport avec l'activité. Une perspective de ce travail serait d'augmenter le nombre d'athlètes de chaque discipline étudiée afin de confirmer les résultats de ce travail et d'inclure des lanceurs de javelot et des femmes afin d'étendre l'analyse de la discipline. L'augmentation du nombre d'athlètes étudiés dans chaque discipline nous permettrait une analyse plus spécifique des qualités musculaires liées à la performance.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES :

- Alexander, R. M.** (1988). The spring in your step: the role of elastic mechanisms in human running. Biomechanics. Groot G, H. A., Huijing PA, van Ingen Schenau Gj. Amsterdam, Free University Press. XI-A: 17-25.
- Arsac, L.** (1995). Mécanique musculaire et contrôle neuromusculaire de la production de puissance au cours de l'exercice explosif chez l'Homme. Université Jean Monnet.Saint-Etienne
- Arsac, L. M., Belli, A. and Lacour, J. R.** (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology 74(1-2): 100-6.
- Baltzopoulos, V. and Brodie, D. A.** (1989). Isokinetic dynamometry. Applications and limitations. Sports Medicine 8(2): 101-16.
- Barany, M.** (1967). ATPase activity of myosin correlated with speed of muscle shortening. Journal of General Physiology 50(6): Suppl:197-218.
- Bartlett, R.** (2000). Principles of Throwing. Biomechanics in sport:Performance Enhancement and Injury Prevention. V., Z., Blackwell Science: 365-380.
- Bartlett, R. M.** (1992). The biomechanics of the discus throw: a review. Journal of Sports Science 10(5): 467-510.
- Bartonietz, K.** (1993). Bases biomécaniques de la technique des lancers. Les Lancers. Hinz, L. Paris, Vigot: 28-43.
- Bartonietz, K.** (2000a). Hammer Throwing: Problems and Prospects. Biomechanics in sport:Performance Enhancement and Injury Prevention. V., Z., Blackwell Science: 458-486.
- Bartonietz, K.** (2000b). Javelin throwing: an approach to performance development. Biomechanics in sport:Performance Enhancement and Injury Prevention. V., Z., Blackwell Science: 401-434.

- Blickhan, R.** (1989). The spring-mass model for running and hopping. *Journal of Biomechanics* 22(11-12): 1217-27.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R. and Tranquilli, C.** (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70(5): 379-86.
- Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A. and Reggiani, C.** (1996). Force-velocity properties of human skeletal muscle fibres: myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *Journal of Physiology* 495 (Pt 2): 573-86.
- Bouhlef, E., Chelly, M. S., Tabka, Z. and Shephard, R.** (2007). Relationships between maximal anaerobic power of the arms and legs and javelin performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47(2): 141-6.
- Bret, C., Rahmani, A., Dufour, A. B., Messonnier, L. and Lacour, J. R.** (2002). Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42(3): 274-81.
- Caiozzo, V. J., Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.** (1981). Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *Journal of Applied Physiology* 51(3): 750-4.
- Chelly, S. M. and Denis, C.** (2001). Leg power and hopping stiffness: relationship with sprint running performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(2): 326-33.
- Close, R.** (1964). Dynamic Properties of Fast and Slow Skeletal Muscles of the Rat During Development. *Journal of Physiology* 173: 74-95.
- Close, R. I.** (1972). Dynamic properties of mammalian skeletal muscles. *Physiological Review* 52(1): 129-97.

- Crist, D. M., Stackpole, P. J. and Peake, G. T.** (1983). Effects of androgenic-anabolic steroids on neuromuscular power and body composition. *Journal of Applied Physiology* 54(2): 366-70.
- Cronin, J. B. and Henderson, M. E.** (2004). Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *Journal of Strength and Conditioning Research* 18(1): 48-52.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2000). The role of maximal strength and load on initial power production. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 32(10): 1763-9.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2001). Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output. *European Journal of Applied Physiology* 84(6): 575-81.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2002a). Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42(3): 267-73.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2002b). Power absorption and production during slow, large-amplitude stretch- shorten cycle motions. *European Journal of Applied Physiology* 87(1): 59-65.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2003). Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *Journal of Strength and Conditioning Research* 17(1): 148-55.
- Dalleau, G., Belli, A., Viale, F., Lacour, J. R. and Bourdin, M.** (2004). A simple method for field measurements of leg stiffness in hopping. *International Journal of Sports Medicine* 25(3): 170-6.

de Koning, F. L., Binkhorst, R. A., Vos, J. A. and van 't Hof, M. A. (1985). The force-velocity relationship of arm flexion in untrained males and females and arm-trained athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 54(1): 89-94.

Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J. R. and Bourdin, M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 26(9): 739-46.

Driss, T., Vandewalle, H. and Monod, H. (1998). Maximal power and force-velocity relationships during cycling and cranking exercises in volleyball players. Correlation with the vertical jump test. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 38(4): 286-93.

Edman, K. A. and Reggiani, C. (1987). The sarcomere length-tension relation determined in short segments of intact muscle fibres of the frog. *Journal of Physiology* 385: 709-32.

Edman, K. A., Reggiani, C., Schiaffino, S. and te Kronnie, G. (1988). Maximum velocity of shortening related to myosin isoform composition in frog skeletal muscle fibres. *Journal of Physiology* 395: 679-94.

Faulkner, J. A., Clafin, D. R. and McCully, K. K. (1986). Power output of fast and slow fibres from human skeletal muscles. Human muscle power. Jones, N. L., McCartney, N. and McComas, A. J. Champaign, Ill., Human Kinetics Publishers: 81-94.

Fenn, W. O. and Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *Journal of Physiology (London)* 85: 277-297.

Fitts, R. H., McDonald, K. S. and Schluter, J. M. (1991). The determinants of skeletal muscle force and power: their adaptability with changes in activity pattern. *Journal of Biomechanics* 24 Suppl 1: 111-22.

Fitts, R. H. and Widrick, J. J. (1996). Muscle mechanics: adaptations with exercise-training. *Exercise Sport Science Review* 24: 427-73.

Fry, A. C., Kraemer, W. J., Weseman, C. A., Conroy, B. P., Gordon, S. E., Hoffman, J. R. and Marsh, C. M. (1991). Effects of an off-season strength and conditioning program on starters and non-starters in women's collegiate volleyball. *Journal of Applied Sports Science Research* 5: 174-181.

Gleeson, N. P. and Mercer, T. H. (1992). Reproducibility of isokinetic leg strength and endurance characteristics of adult men and women. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 65(3): 221-8.

Goldspink, G. (1978). Energy turnover during contractions of different types of muscle. *Biomechanics VI* A. Asmussen, E. and Jorgensen, A. Baltimore, Baltimore : University Park Press: 27-39.

Goubel, F. and Lensele-Corbeil, G. (2003). *Biomécanique Eléments de mécanique musculaire*. Paris, Masson.

Gransberg, L. and Knutsson, E. (1983). Determination of dynamic muscle strength in man with acceleration controlled isokinetic movements. *Acta Physiologica Scandinavica* 119(3): 317-20.

Harridge, S. D., Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A., Reggiani, C., Esbjornsson, M. and Saltin, B. (1996). Whole-muscle and single-fibre contractile properties and myosin heavy chain isoforms in humans. *Pflügers Archives* 432(5): 913-20.

Hautier, C. A., Linossier, M. T., Belli, A., Lacour, J. R. and Arsac, L. M. (1996). Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 74(1-2): 114-8.

Hill, A. (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *Journal of Physiology (London)*: 19-41.

- Hill, A. V.** (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of Royal Society London (Biol)* 126: 136-195.
- Hill, A. V.** (1951). The mechanics of voluntary muscle. *The Lancet* 24: 947-951.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F. and Rouillon, J. D.** (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 79(5): 426-32.
- Hinz, L.** (1993a). La technique dans les disciplines des lancers, facteur de performance et d'entraînement. *Les Lancers*. Hinz, L. Paris, Vigot: 44-59.
- Hinz, L.** (1993b). Technique du lancer du poids. *Les Lancers*. Hinz, L. Paris, Vigot: 60-96.
- Hinz, L. and Hofmann, S.** (1993). Technique du lancer du disque. *Les Lancers*. Hinz, L. Paris, Vigot: 97-130.
- Hislop, H. J. and Perrine, J. J.** (1967). The isokinetic concept of exercise. *Physical Therapy* 47(2): 114-7.
- Houston, M. E., Norman, R. W. and Froese, E. A.** (1988). Mechanical measures during maximal velocity knee extension exercise and their relation to fibre composition of the human vastus lateralis muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 58(1-2): 1-7.
- Huxley, A. F.** (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Biophys Chem* 7: 255-318.
- Ingemann-Hansen, T. and Halkjaer-Kristensen, J.** (1979). Force-velocity relationships in the human quadriceps muscles. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 11(2): 85-9.
- Izquierdo, M., Hakkinen, K., Anton, A., Garrues, M., Ibanez, J., Ruesta, M. and Gorostiaga, E. M.** (2001a). Maximal strength and power, endurance performance, and serum hormones in middle-aged and elderly men. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33(9): 1577-87.

- Izquierdo, M., Hakkinen, K., Gonzalez-Badillo, J. J., Ibanez, J. and Gorostiaga, E. M.** (2002). Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *European Journal of Applied Physiology* 87(3): 264-71.
- Izquierdo, M., Hakkinen, K., Ibanez, J., Garrues, M., Anton, A., Zuniga, A., Larrion, J. L. and Gorostiaga, E. M.** (2001b). Effects of strength training on muscle power and serum hormones in middle-aged and older men. *Journal of Applied Physiology* 90(4): 1497-507.
- Izquierdo, M., Ibanez, J., Gorostiaga, E., Garrues, M., Zuniga, A., Anton, A., Larrion, J. L. and Hakkinen, K.** (1999). Maximal strength and power characteristics in isometric and dynamic actions of the upper and lower extremities in middle-aged and older men. *Acta Physiologica Scandinavica* 167(1): 57-68.
- Jones, D., Round, J. and de Haan, A.** (2005). *Physiologie du muscle squelettique*. Elsevier.
- Kanehisa, H. and Miyashita, M.** (1983). Specificity of velocity in strength training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52(1): 104-6.
- Kaneko, M., Fuchimoto, T., Toji, H. and Suei, K.** (1983). Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scandinavian Journal of Sports Science* 5(2): 50-55.
- Kannus, P.** (1988a). Peak torque and total work relationship in the thigh muscles after anterior cruciate ligament injury. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 10: 97-101.
- Kannus, P.** (1988b). Ratio of hamstring to quadriceps femoris muscles' strength in the anterior cruciate ligament insufficient knee. Relationship to long-term recovery. *Physical Therapy* 68(6): 961-5.
- Kannus, P.** (1989). Isokinetic peak torque and work relationship in the laterally unstable knee. *Canadian Journal of Sport Science* 14: 17-20.

- Kannus, P.** (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine* 15 Suppl 1: S11-8.
- Lanka, J.** (2000). Shot Putting. *Biomechanics in sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. V., Z., Blackwell Science: 435-457.
- McCarthy, J. P., Agre, J. C., Graf, B. K., Pozniak, M. A. and Vailas, A. C.** (1995). Compatibility of adaptive responses with combining strength and endurance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 27(3): 429-36.
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J., Sargeant, A. J. and Jones, N. L.** (1983). A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *Journal of Applied Physiology* 55(1 Pt 1): 212-7.
- McMahon, T. A. and Cheng, G. C.** (1990). The mechanics of running: how does stiffness couple with speed? *Journal of Biomechanics* 23 Suppl 1: 65-78.
- Monod, H. and Flandrois, R.** (2003). *Physiologie du Sport : Bases physiologiques des activités physiques et sportives*.
- Morin, J. B., Jeannin, T., Chevallier, B. and Belli, A.** (2006). Spring-mass model characteristics during sprint running: correlation with performance and fatigue-induced changes. *International Journal of Sports Medicine* 27(2): 158-65.
- Morin, J. B., Samozino, P., Zameziati, K. and Belli, A.** (2007). Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running. *Journal of Biomechanics*.
- Morrow, J. R., Jr., Disch, J. G., Ward, P. E., Donovan, T. J., 3rd, Katch, F. I., Katch, V. L., Weltman, A. L. and Telhez, T.** (1982). Anthropometric, strength, and performance characteristics of American world class throwers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 22(1): 73-9.

- Moss, B. M., Refsnes, P. E., Abildgaard, A., Nicolaysen, K. and Jensen, J.** (1997). Effects of maximal effort strength training with different loads on dynamic strength, cross-sectional area, load-power and load-velocity relationships. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 75(3): 193-9.
- Murphy, A. J. and Wilson, G. J.** (1996). Poor correlations between isometric tests and dynamic performance: relationship to muscle activation. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 73(3-4): 353-7.
- Murphy, A. J., Wilson, G. J. and Pryor, J. F.** (1994). Use of the iso-inertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 69(3): 250-7.
- Nakazawa, K., Kawakami, Y., Fukunaga, T., Yano, H. and Miyashita, M.** (1993). Differences in activation patterns in elbow flexor muscles during isometric, concentric and eccentric contractions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 66(3): 214-20.
- Nelson, J. R. and Thomas, J. K.** (1996). *Research methods in physical education*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Nelson, S. G. and Duncan, P. W.** (1983). Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. A clinical report. *Physical Therapy* 63(5): 674-6.
- Newton, R. U., Kraemer, W. J., Häkkinen, K., Humphries, B. J. and Murphy, A. J.** (1996). Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements. *Journal of Applied Biomechanics* 12: 31-43.
- Perrine, J. J.** (1968). Isokinetic exercise and the mechanical energy potentials of muscle. *Journal of Health Physical Education and Recreation* 39: 40-44.
- Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.** (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports* 10(3): 159-66.

Person, R. S. (1974). Rhythmic activity of a group of human motoneurons during voluntary contraction of a muscle. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 36(6): 585-95.

Rahmani, A., Belli, A., Kostka, T., Dalleau, G., Bonnefoy, M. and Lacour, J.-R. (1999). Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics* 15: 337-344.

Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A. and Lacour, J. R. (2000). Validity and Reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics* 16: 27-36.

Rahmani, A., Locatelli, E. and Lacour, J. R. (2004). Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *European Journal of Applied Physiology* 91(4): 399-405.

Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G. and Lacour, J. R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology* 84(3): 227-32.

Ralston, H. J., Inman, V. T., Strait, L. A. and Shaffrath, M. D. (1947). Mechanics of human isolated voluntary muscle. *American Journal of Physiology* 151: 612-620.

Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B. and Bourdin, M. (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22(2): 383-89.

Sargeant, A. J. (1994). Human power output and muscle fatigue. *International Journal of Sports Medicine* 15(3): 116-21.

Sargeant, A. J., Hoinville, E. and Young, A. (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology* 51(5): 1175-82.

- Sargeant, A. J. and Rademaker, A. C.** (1996). Human muscle fibre types and mechanical efficiency during cycling. The physiology and pathophysiology of exercise tolerance. Ward, S. e. New York, Plenum Press: 247-251.
- Schotte, K.-H.** (1993). Technique du lancer du marteau. Les Lancers. Hinz, L. Paris, Vigot: 158-189.
- Seck, D., Vandewalle, H., Decrops, N. and 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 and Occupational Physiology* 70(2): 161-8.
- Shim, A. L., Bailey, M. L. and Westings, S. H.** (2001). Development of a field test for upper-body power. *Journal of Strength and Conditioning Research* 15(2): 192-7.
- Shorten, M. R.** (1987). Muscle elasticity and human performance. *Medicine and Sport Science* 25: 1-18.
- Sidhu, L. S., Kansal, D. K. and Kanda, B. S.** (1975). Anthropometric and roentgenogrammetric assessment of physique and body composition of athletes specialising in throwing events. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 15(3): 192-8.
- Stone, M. H., Sanborn, K., O'Bryant, H. S., Hartman, M., Stone, M. E., Proulx, C., Ward, B. and Hruby, J.** (2003). Maximum strength-power-performance relationships in collegiate throwers. *Journal of Strength and Conditioning Research* 17(4): 739-45.
- Taylor, N. A., Cotter, J. D., Stanley, S. N. and Marshall, R. N.** (1991). Functional torque-velocity and power-velocity characteristics of elite athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 62(2): 116-21.
- Terzis, G., Georgiadis, G., Vassiliadou, E. and Manta, P.** (2003). Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *European Journal of Applied Physiology* 90(1-2): 10-5.

- Terzis, G., Karampatsos, G. and Georgiadis, G.** (2007). Neuromuscular control and performance in shot-put athletes. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 47(3): 284-90.
- Thorstensson, A., Grimby, G. and Karlsson, J.** (1976). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *Journal of Applied Physiology* 40(1): 12-6.
- Tihanyi, J., Apor, P. and Fekete, G.** (1982). Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 48(3): 331-43.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J. and Monod, H.** (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56(6): 650-6.
- Vandewalle, H., Peres, G., Sourabie, B., Stouvenel, O. and Monod, H.** (1989). Force-velocity relationship and maximal anaerobic power during cranking exercise in young swimmers. *International Journal of Sports Medicine* 10(6): 439-45.
- Vincent, W. J.** (1995). *Statistics in kinesiology*. Champaign, IL, Human Kinetics.
- Weis-Fogh, T. and Alexander, R. M.** (1977). The sustained power output from striated muscle. Scale effects in animal locomotion. *Pedley, T. J. London London : Academic*: 511-525.
- Wells, J. B.** (1965). Comparison of Mechanical Properties between Slow and Fast Mammalian Muscles. *Journal of Physiology* 178: 252-69.
- Westing, S. H., Cresswell, A. G. and Thorstensson, A.** (1991). Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 62(2): 104-8.

- Widrick, J. J., Trappe, S. W., Blaser, C. A., Costill, D. L. and Fitts, R. H. (1996a).** Isometric force and maximal shortening velocity of single muscle fibers from elite master runners. *American Journal of Physiology* 271(2 Pt 1): C666-75.
- Widrick, J. J., Trappe, S. W., Costill, D. L. and Fitts, R. H. (1996b).** Force-velocity and force-power properties of single muscle fibers from elite master runners and sedentary men. *American Journal of Physiology* 271(2 Pt 1): C676-83.
- Wilkie, D. R. (1950).** The relation between force and velocity in human muscle. *Journal of Physiology* 110: 249-280.
- Wilson, G. J., Elliott, B. C. and Wood, G. A. (1991a).** The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 23(3): 364-70.
- Wilson, G. J., Murphy, A. J. and Pryor, J. F. (1994).** Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology* 76(6): 2714-9.
- Wilson, G. J., Wood, G. A. and Elliott, B. C. (1991b).** Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *Journal of Applied Physiology* 70(2): 825-33.
- Winter, D. A. (1990).** Biomechanics and motor control of human movement. New York, Wiley.
- Winter, D. A., Wells, R. P. and Orr, G. W. (1981).** Errors in the use of isokinetic dynamometers. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 46(4): 397-408.
- Young, W., McLean, B. and Ardagna, J. (1995).** Relationship between strength qualities and sprinting performance. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 35(1): 13-9.
- Zatsiorsky, V. M., Lanka, G. E. and Shalmanov, A. A. (1981).** Biomechanical analysis of shot putting technique. *Exercise Sport Science Review* 9: 353-89.

ANNEXES

Articles originaux:

Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D., Van Praagh, E., Lacour, J. R. and Bourdin, M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *International Journal of Sports Medicine* 26(9): 739-46.

Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B. and Bourdin, M. (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22(2): 383-89.

S. Dorel^{1,2}
 C. A. Hautier⁴
 O. Rambaud¹
 D. Rouffet⁴
 E. Van Praagh³
 J.-R. Lacour¹
 M. Bourdin¹

Torque and Power-Velocity Relationships in Cycling: Relevance to Track Sprint Performance in World-Class Cyclists

Abstract

The aims of the present study were both to describe anthropometrics and cycling power-velocity characteristics in top-level track sprinters, and to test the hypothesis that these variables would represent interesting predictors of the 200 m track sprint cycling performance. Twelve elite cyclists volunteered to perform a torque-velocity test on a calibrated cycle ergometer, after the measurement of their lean leg volume (LLV) and frontal surface area (A_p), in order to draw torque- and power-velocity relationships, and to evaluate the maximal power (P_{max}), and both the optimal pedalling rate (f_{opt}) and torque (T_{opt}) at which P_{max} is reached. The 200 m performances – i.e. velocity (V_{200}) and pedalling rate (f_{200}) – were measured during international events (REC) and in the 2002 French Track Cycling Championships (NAT). P_{max} , f_{opt} , and T_{opt} were respectively 1600 ± 116 W, 129.8 ± 4.7 rpm and 118.5 ± 9.8 N·m. P_{max} was strongly correlated

with T_{opt} ($p < 0.001$), which was correlated with LLV ($p < 0.01$). V_{200} was related to P_{max} normalized by A_p ($p \leq 0.05$) and also to f_{opt} ($p < 0.01$) for REC and NAT. f_{200} (155.2 ± 3 , REC; 149 ± 4.3 , NAT) were significantly higher than f_{opt} ($p < 0.001$). These findings demonstrated that, in this population of world-class track cyclists, the optimization of the ratio between P_{max} and A_p represents a key factor of 200 m performance. Concerning the major role also played by f_{opt} , it is assumed that, considering high values of f_{200} , sprinters with a high value of optimal pedalling rate (i.e. lower $f_{200} - f_{opt}$ difference) could be theoretically in better conditions to maximize their power output during the race and hence performance.

Key words

Elite sprint cycling · 200 m flying start · maximal power (P_{max}) · optimal pedalling rate (f_{opt}) · projected frontal area (A_p)

Introduction

The 200 m flying start is the qualifying race for the "Match Sprint" competition. "Match Sprint" is considered to involve the most explosive effort amongst high-performance track-cycling events. It can be said to include three phases: an acceleration phase (before the start of timed portion of the flying 200 m), a

maximal velocity phase, and a deceleration phase (the last both included between the start and finish lines of the 200 m). Outstanding national and international performances are commonly completed within 10–11 s. This has not been significantly improved over the last twenty years [40]. Also, in contrast with road cycling, the absence of any gear system means that the constant gear ratio chosen before the race directly influences the mean

Affiliation

¹ Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine (Equipe Physiologie de l'Exercice) – Faculté de Médecine Lyon-Sud, Oullins cedex, France

² Laboratoire de Physiologie – Unité PPEH, CHU St-Jean-Bonnefonds, Saint-Etienne cedex 2, France

³ Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (BAPS), Gabriel Montpied Hospital, Clermont-Ferrand cedex 1, France

⁴ Centre de Recherche et d'Innovation sur le Sport (CRIS), Université Claude Bernard – Lyon I, Villeurbanne cedex, France

Correspondence

S. Dorel · Laboratoire de Biomécanique et de Modélisation Humaine (Equipe Physiologie de l'Exercice) – Faculté de Médecine Lyon-Sud · BP 12 · 69921 Oullins cedex · France · Phone: + 33 478 86 31 35 · Fax: + 33 478 86 31 35 · E-mail: Dorel77@wanadoo.fr or Sylvain.Dorel@univ-lyon1.fr

Accepted after revision: September 30, 2004

Bibliography

Int J Sports Med 2005; 26: 739–746 © Georg Thieme Verlag KG · Stuttgart · New York · DOI 10.1055/s-2004-830493 · Published online January 24, 2005 · ISSN 0172-4622

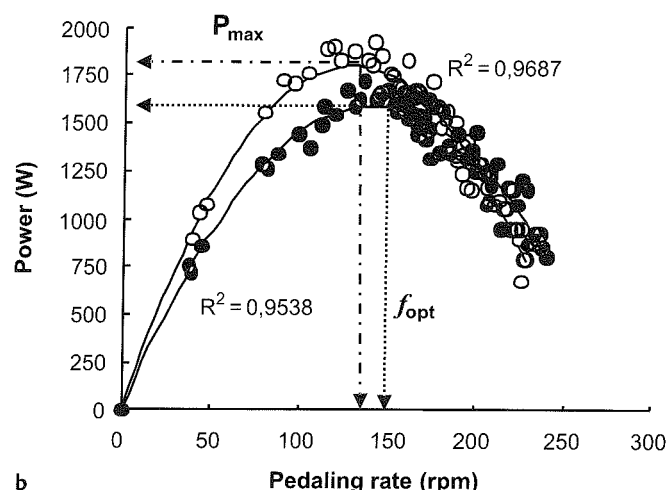
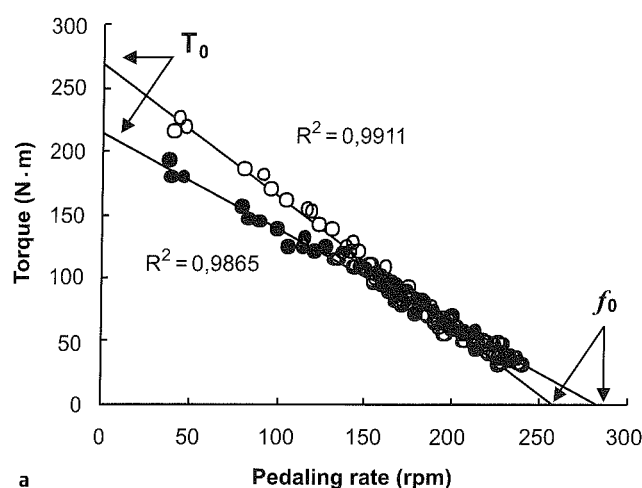


Fig. 1 **a** and **b** Torque (**a**) and power-velocity (**b**) relationships of two athletes, F and K, fitted by average downstroke values obtained from three sprints of 5-s duration. Determination of maximal power ($P_{\max}$),

optimal cycling rate (f_{opt}), maximal cycling rate (f_0), and maximal torque (T_0). F: filled circles; K: open circles.

pedalling rate sustained in the sprint (f_{200}). Retrospective analysis of the ten best peak performances obtained during the preceding 5 years' world championships and world cup races enables us to calculate a strongly significant relationship between performance in the 200 m time trial and the final competition ranking ($r = 0.95$; $p < 0.001$). However, little data, to our knowledge, is available concerning track sprint cycling. An anthropometric analysis by McLean et al. [31] suggested a trend for correlation of thigh girth with 200 m sprint performance. The authors hypothesized that absolute strength may contribute to success in this event. Thus, in this explosive event, muscle anaerobic metabolism [20], neuromuscular and mechanical factors, including maximal force and/or power of the lower limbs [43], may contribute to final performance.

These muscle power characteristics demonstrated during cycling can be accurately measured on a cycle ergometer, using the well known torque-velocity test [1,19,27,28,32,39,41]. The linear relationship obtained between torque and pedalling rate enables assessment of f_0 and T_0 , which have the dimensions of maximal pedalling rate at the zero torque axis and the torque corresponding to a zero pedalling rate, respectively (Fig. 1). Maximal power generation is described by a polynomial power-velocity relationship [11,18,28,39]. Power output reaches a maximum value ($P_{\max}$) at the optimal cycling rate (f_{opt}). For example, sprint running and high jump performances have been demonstrated to be correlated with $P_{\max}$ [33,44] and sometimes also with f_{opt} [16]. It is noteworthy that information concerning both power and velocity data in elite track sprint cyclists is not well documented, neither is information concerning the possible relationships between these factors and performance.

From the mechanical point of view, considering several endurance cycling power equations [2,5,8,10,26,35,36] and the high speeds achieved during sprint cycling ($> 18 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$), air resistance (R_a) represents the main resistive force acting on the rider + bicycle system ($> 90\%$). For a standardized environment, R_a still depends on speed (V) and two individual biomechanical-anthropometric factors: the drag coefficient (C_d) and the frontal area of the

rider + bicycle (A_p) (i.e. $R_a = 0.5\rho A_p C_d V^2$, where ρ is the air density). Measurement of individual A_p by photographic methods, as proposed in some recent studies [5,17,37], might help a better understanding of the mechanical linkage between power output and performance (i.e. cycling speed).

The present study describes anthropometrics and the torque- and power-velocity relationships in world-level sprint track cyclists, providing data for future comparative studies. The purpose was to investigate whether these anthropometric and cycling power characteristics were related to flying-start 200 m sprint performance in this population. Finally, the present investigation tested the hypothesis that f_{200} attained during the 200 m is similar or close to f_{opt} and discussed how values of the latter would influence performance.

Materials and Methods

Subjects and anthropometry

Twelve male elite cyclists volunteered to participate in the study. Five were professional track cyclists, including three winners of World or Olympic championships (F, H, K). All were competing in national and international-level track races. Anthropometric measurements are reported in Table 1. Four skinfold thicknesses were measured to estimate the percentage of body fat (BF), using the equations of Durnin and Rahaman [13]. Lean leg volume (LLV) was calculated by anthropometry using Jones and Pearson's technique [22]. The projected frontal area (A_p) of ten of the twelve cyclists (riding their own competition bicycles, clothes, and helmet) was determined in the position they commonly used during competition: i.e. from partially to fully bent-over torso position (parallel with the ground), with the hands on the drops portion of the handlebars and elbows more or less flexed. Subjects were asked to maintain their head in the same position as used during the race (Fig. 2). A_p results were obtained according to the method used by Heil et al. [17]. Digital photographs were taken of each the participant sitting on his bicycle with a square surface of known area at their side. The area enclosed by

Table 1 Individual anthropometric and best flying-start 200 m performance characteristics (n = 12)

Subject	Age (yr)	BM (kg)	H (cm)	BF (%)	LLV (L)	A_p (m ²)	T_{200} (s)	% W_{rec} (%)
A	22	80	182	8.6	10.03	0.533	10.23	96.5
B	22	83	172	12.3	9.99	0.512	10.35	95.3
C	21	78	178	10.4	9.62	0.525	10.6	93.1
D	23	92	185	12.6	10.69	0.558	10.81	91.3
E	22	84	185	13.2	11.05	0.536	10.24	96.3
F	29	78	176	11.4	8.19	0.510	10.04	98.3
G	26	88.5	181	11.9	10.7	0.537	10.44	94.5
H	27	78	183	10	10.07	–	10.33	95.5
I	19	86	178	15.6	9.49	0.535	10.38	95.1
J	21	76	184	10.2	8.53	0.525	10.91	90.4
K	29	87	182	8.1	11.09	0.538	10.07	98
L	31	85.5	183	11.7	10.85	–	10.42	94.7
Mean (SD)	24.3 (3.9)	83 (5)	180.8 (3.9)	11.3 (2)	10.03 (0.95)	0.531 (0.014)	10.40 (0.26)	94.9 (2.4)

BM, body mass (kg); H, height (cm); BF, body fat (%); LLV, lean leg volume (L); A_p , projected frontal area of the cyclist and his bicycle (m²); T_{200} , time reached during the best performance in flying-start 200 m (s); % W_{rec} , best performance, expressed as a percentage of the world record

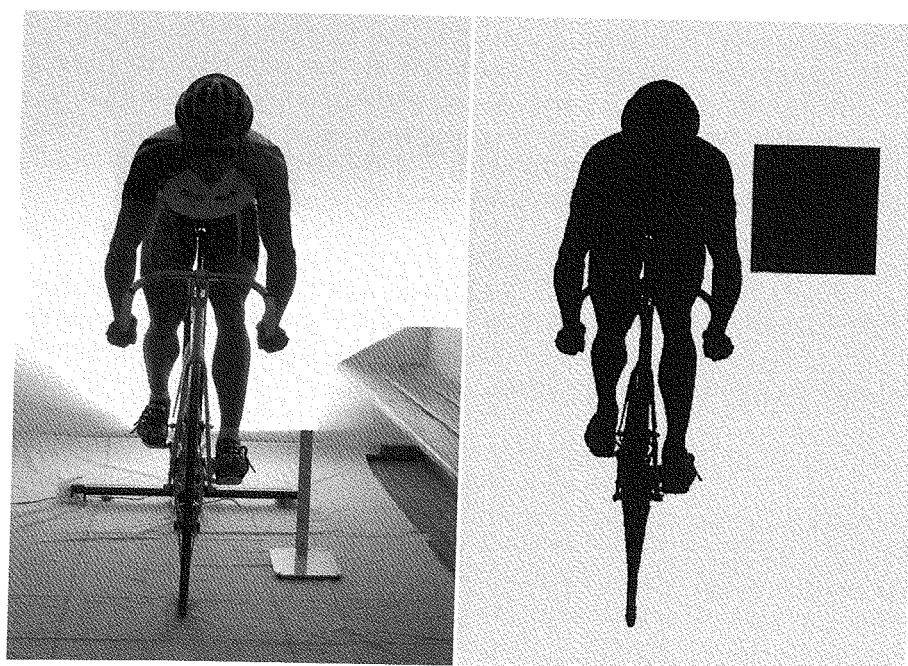


Fig. 2 Sample A_p photograph of a single subject (A) on his own bicycle in the traditional body position and with the equipment used during competition. The square surface of known area (0.16 m²) is presented at his side.

the cyclist and his bicycle (including wheel spokes and the areas between the lower limbs and the bicycle as well as that between the upper limbs and the trunk) was delimited using a computer-based image analysis software application (Scion Image Beta 4.02; Scion Corporation, Frederick, MD). The actual A_p (in m²) was determined by dividing this enclosed area by the area of the calibration image and then multiplying by the known area of the calibration frame (0.16 m²). The study was performed during racing season, one month before the National Track Cycling Championships. The testing procedures were explained to the participants before they gave their informed consent.

Torque-velocity test (T-V test)

After a 5-min warm-up, the cyclists performed three maximal cycling sprints of 5-s duration, interspersed with 5-min rest peri-

ods according to the protocol proposed by Arsac et al. [1]. Each sprint was performed against a specific force applied to the friction belt: 0.3, 0.6, or 0.9 N·kg⁻¹ body mass. The corresponding friction torques were 0.287, 0.573, and 0.859 N·m·kg⁻¹ body mass, respectively. The cycle ergometer (Monark 818E, Stockholm, Sweden) was equipped with the same handlebar and pedals as used during track sprint cycling. Saddle height, handlebar height, and stem length were set to match the usual position of the participants. Since it is well established that crank length influences the optimal pedalling rate [27], a standard crank length of 170 mm (similar or close to the crank length used in the field, i.e. 165 or 170 mm) was chosen to provide optimal test conditions compared with field conditions. Subjects were told to remain seated on the saddle throughout the test, and were vigorously encouraged to produce the highest acceleration possible.

The technical and mechanical characteristics of the friction-loaded cycle ergometer have been previously described [1,32]. A strain gauge (200 N, bandwidth 500 Hz) measured the frictional force. An optical encoder (1969.2 points per meter of displacement or 11815 points per pedal revolution) recorded flywheel displacement ($m = 22.5$ kg). Force and displacement signals were sampled (200 Hz) and stored on a PC via a 12-bit analog-to-digital interface card (DAS-8, 12 bits, Keithley Metrabyte, Taunton, MA). First and second order derivatives of the flywheel displacement were calculated to obtain flywheel velocity and acceleration. The external torque produced was calculated as the sum of the frictional torque (given by the strain gauge) plus the torque necessary to accelerate the flywheel [14,23,32]. The moment of inertia of the flywheel (I) had been previously determined using the method of the free deceleration of the flywheel described by Arsac et al. [1], Lakomy [23], and Martin et al. [28]: $I = 0.927 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$. Power, torque and pedalling rate were averaged for pedal down-stroke. After computation, the data obtained from the three sprints were cumulated and used to draw up the torque- and power-velocity relationships, using linear and quadratic regressions, respectively [11,16,18,28,33,41].

Both maximal pedalling rate (f_0 , in rpm) and maximal torque (T_0 , in N.m) were obtained by extrapolation. They correspond to the intercept of the torque-velocity curve with the velocity and torque axes, respectively. Maximal power ($P_{\max}$, in W) was identified as the apex of the power-velocity relationship. Optimal pedalling rate (f_{opt}) was the pedalling rate at which $P_{\max}$ occurred. Consecutive calculation considered the derivative of the equation of the power-velocity relationship to be equal to zero at this point. The value of the torque at which $P_{\max}$ occurred – i.e. optimal torque (T_{opt}) – was deduced from values of $P_{\max}$ and f_{opt} . The cycling torque-velocity and power-velocity relationships for two typical athletes (F and K) are presented in Fig. 1. All maximal power values ($P_{\max}$) were normalized for body mass ($\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$) and for A_p ($\text{W} \cdot \text{m}^{-2}$).

Flying-start 200 m cycling performances

Individual 200 m records (REC) were initially collected, all of which had been achieved on indoor tracks over the last three years. Each subject used the same competitive equipment and bicycle (Look KG396, France). The testing protocol was carried out during the competitive period. Different environmental aspects such as altitude and track composition are known to influence individual cycling performances [2,40]. For this reason, performances completed by the athletes during the French Track Cycling Championships (NAT) – i.e. with the same training level and the same environmental conditions (altitude: sea level; 250 m outdoor wooden track, with constant wind speed) – were also analysed in the current study. These track test performances were organized one month after the anthropometric and T-V test measurements. 200 m sprint cycling performances were measured with an electronic timer (accuracy ± 0.001 s) by federation officials, and corresponding mean velocities (V_{200} , in $\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$) were calculated. The gear ratio determined the distance the bike travelled in one pedal revolution (D_R , in m). Considering the gear ratio used for each performance and a constant wheel diameter, the mean pedalling frequency (f_{200} , in rpm) was calculated using the following equation: $f_{200} = (V_{200} \cdot 60) / D_R$.

Statistical analysis

All data were analyzed with StatView software (version 5.0). They are expressed as means $\pm$ standard deviation (SD). Linear torque-velocity and quadratic power-velocity regression models were fitted by the least square method. Pearson product-moment correlation coefficients were calculated to determine whether relationships between anthropometric data (LLV, A_p), T-V test data (f_0 , f_{opt} , T_0 , T_{opt} , $P_{\max}$) and 200 m track cycling performances (V_{200} , f_{200}) were significant. Significant relationships between variables were examined by linear and multiple regression analysis. Paired *t*-tests were used to study the differences in cycling rates between the T-V test and track sprint cycling values (f_{opt} and f_{200} , respectively). The level of significance was set at $p \leq 0.05$.

Results

Torque-velocity test

In the whole group, the torque- and power-velocity relationships were described best by linear and quadratic models, respectively. The determination coefficients averaged $0.981 (\pm 0.010)$ and $0.957 (\pm 0.015)$, respectively. Values of maximal and optimal cycling rates (f_0 and f_{opt}), maximal and optimal torques (T_0 and T_{opt}), and maximal absolute and relative power ($P_{\max}$) are shown in Table 2. T_0 and T_{opt} were significantly related to lean leg volume (LLV) ($r = 0.77$, $p < 0.01$ and $r = 0.69$, $p < 0.01$). $P_{\max}$ was significantly correlated with T_0 and T_{opt} ($r = 0.92$, $p < 0.001$ and $r = 0.91$, $p < 0.001$; Fig. 3) but not with f_0 or f_{opt} .

A_p and 200 m track cycling performances

Values of A_p are presented in Table 1. A_p was significantly related to the body mass (BM, $r = 0.76$, $p < 0.01$) and the height (H, $r = 0.75$, $p < 0.01$). A_p was also significantly correlated with LLV ($r = 0.66$, $p < 0.05$).

Individual values of velocity and cycling rate obtained during REC and NAT are presented in Table 2. NAT performances were 3.5% lower than REC, but both performances were strongly correlated ($r = 0.90$; $p < 0.001$). These performances represent respectively 91.6% and 94.9% of the current world record (set at high altitude: $9.865 \text{ s} - 20.27 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$; Bogotta, 1995). V_{200} was strongly correlated with f_{200} for both REC and NAT ($r = 0.87$, $p < 0.001$ and $r = 0.93$, $p < 0.001$, respectively).

Relationships with 200 m performances

No significant relationships were found between V_{200} and $P_{\max}$ (in W or $\text{W} \cdot \text{kg}^{-1}$) on linear regression analysis. Significant relationships were observed in V_{200} and $P_{\max}/A_p$ for REC and NAT ($r = 0.75$, $p = 0.01$; $r = 0.63$, $p = 0.05$, respectively; Fig. 4). A significant relationship was observed between V_{200} and f_{opt} ($r = 0.77$, $p < 0.01$ for both performances; Fig. 5). On the multiple regression analysis, the highest V_{200} coefficient was obtained when both independent variables f_{opt} and $P_{\max}/A_p$ were taken into account (REC: $r = 0.96$, $p < 0.0001$; NAT: $r = 0.87$, $p < 0.01$). None of the anthropometric variables were directly correlated with V_{200} . f_{200} was higher than f_{opt} by 19.2% for REC and by 14.8% for NAT ($p < 0.001$, Table 2).

Table 2 Individual values of maximal and optimal pedalling rates (f_0 , f_{opt}), maximal and optimal torques (T_0 , T_{opt}), maximal power (P_{max}) obtained during the T-V test, and 200 m sprint cycling data expressed in terms of individual record (REC) velocity and cycling rate (V_{200} , f_{200}) or the mean values attained during national championships (NAT)

Partici- pants	f_0 (rpm)	f_{opt} (rpm)	T_0 (N·m)	T_{opt} (N·m)	P_{max} (W)	P_{max} (W·kg ⁻¹)	V_{200} (REC) (m·s ⁻¹)	f_{200} (REC) (rpm)	V_{200} (NAT) (m·s ⁻¹)	f_{200} (NAT) (rpm)
A	260	130	241	121	1640	20.5	19.55	157	19.18	154
B	267	133	224	108	1510	18.2	19.32	152	18.71	150.3
C	259	129	220	111	1500	19.2	18.87	154.7	18.42	151
D	247	123	254	127	1635	17.8	18.50	151.7	18.17	142.9
E	257	128	270	137	1830	21.8	19.53	156.9	18.53	148.8
F	282	141	215	107	1580	20.3	19.92	160	19.22	154.4
G	256	127	233	119	1587	17.9	19.16	153.9	18.45	145.1
H	262	131	225	112	1533	19.7	19.36	158.7	18.63	149.6
I	262	130	230	119	1615	18.8	19.27	154.8	18.75	150.6
J	251	123	217	113	1460	19.2	18.33	150.3	17.48	140.4
K	258	130	269	134	1800	20.7	19.86	159.5	18.92	152
L	259	132	230	114	1502	17.6	19.19	154.2	18.48	148.4
Mean (SD)	260.0 (8.6)	129.8 (4.7)	235.7 (19.1)	118.5 (9.8)	1600 (116)	19.3 (1.3)	19.24 (0.48)	155.3*** (3.1)	18.58 (0.46)	149*** (4.3)

*** $p < 0.001$, f_{200} significantly different from f_{opt}

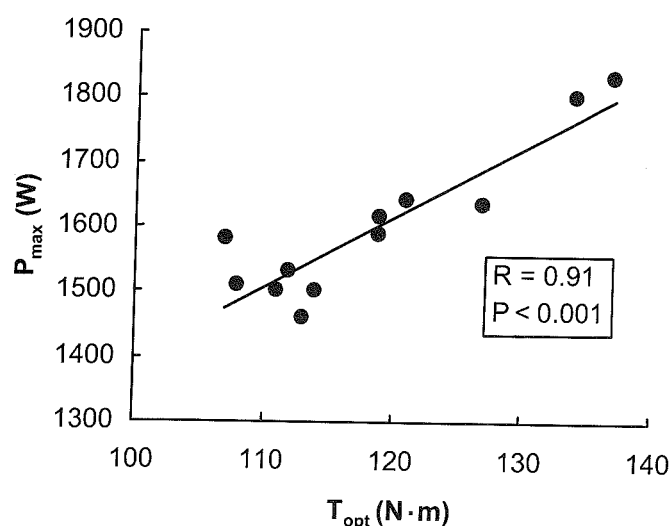


Fig. 3 The relationship between maximal power (P_{max}) and T_{opt} measured by the torque-velocity test ($n = 12$).

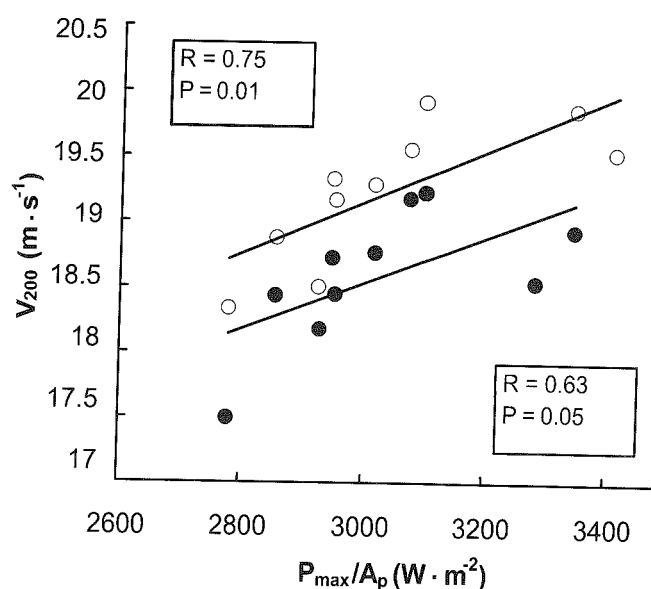


Fig. 4 Relationships between the record velocity (V_{200}) of the cyclists during their best 200 m performance (REC: open circles) and the mean value attained during the French Track Cycling Championships (NAT: filled circles) and the maximal power normalized by the frontal area (P_{max}/A_p), ($n = 10$).

Discussion

Torque-velocity relationships in world-class sprint cyclists

To the best of our knowledge, torque and power-velocity relationships of an elite track sprint cyclist group have not previously been reported in the literature. Previous investigations have reported maximum P_{max} values of between $17.1 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ in elite power athletes [7,44] and $20.2 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$ in one elite track cyclist [28]. This last figure falls within our present range, which was from 17.6 to $21.8 \text{ W} \cdot \text{kg}^{-1}$. Such high P_{max} values measured in this population support the hypothesis put forward by several authors that sprint training background and genetics could be factors which might determine individual P_{max} [1,18,44]. Additionally, our mean value for f_{opt} (129.8 rpm) is higher than previously

reported values of 122 rpm [28]. In the same way, compared to the few data reported for national-level sprint runners and elite junior track cyclists (i.e. 247 and 249 rpm , respectively) [44], the present mean f_0 value (260 rpm) was high. However, this value is similar to that of the elite track cyclist reported by Martin et al. (260 rpm) [28] and f_{opt} value is slightly lower than values reported by Hintzy et al. (134.3 rpm) [18] and found in our own laboratory (138 rpm , unpublished data), in athletes specialized in explosive-type events and in national-level sprint runners, respec-

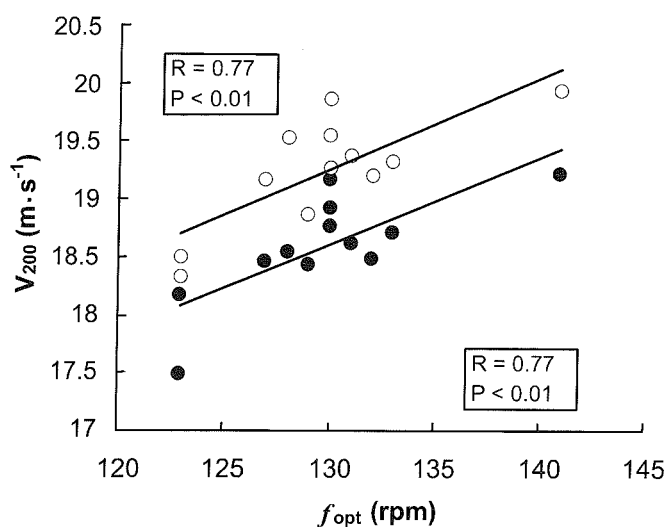


Fig. 5 Relationships between the record velocity (V_{200}) of the cyclists during their best 200 m performance (REC: open circles) and the mean value attained during the French Track Cycling Championships (NAT: filled circles) and the optimal cycling rate (f_{opt}) measured by the T-V test ($n = 12$).

tively. The mean T_0 value ($235.8 \text{ N}\cdot\text{m}$) obtained in the present study is in agreement with the previously elite track cyclist reported value of 237 Nm [28]. Our range of values for T_0 ($215 - 270 \text{ N}\cdot\text{m}$) is similar to the highest values reported by McIntosh et al. [25] for a track cyclist and a power lifter (i.e. $235 - 287 \text{ N}\cdot\text{m}$; calculated from the reported maximal resistance force data).

According to the linear torque-velocity relationship, f_{opt} and T_{opt} were equal to $0.5 f_0$ and $0.5 T_0$, respectively, for each individual. Notwithstanding the fact that all these results presented in Table 2 provide data for future comparative studies, the following discussion will focus only on P_{max} and its two components f_{opt} and T_{opt} . In contrast to previous studies [1,18], no relationship was observed between P_{max} and f_{opt} in this homogenous elite track-cyclist group. P_{max} was better explained by T_{opt} (Fig. 3), which was significantly related to LLV. In agreement with Driss et al. [12], who suggested T_0 to be a good indicator of maximal strength, this underlines the possible effect of the strength training that has been practiced in this group for the last five to ten years. Comparing the high T_{opt} and P_{max} values with the comparable f_{opt} values to those obtained in other explosive events, it would suggest that the training program applied in this population (specific cycling training and strength conditioning) did not represent a means of improving optimal pedalling rate. This is coherent with the hypothesis that the velocity ability (f_{opt}) is less sensitive to the training. This may account as well for the fibre conversion from type IIb (or IIx) to IIa which could result from the enhanced strength training program run in this population [9,42].

P_{max} , A_p , and 200 m performances

Values of V_{200} NAT ($18.58 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, outdoor track) compared to V_{200} REC ($19.24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, indoor track) confirm the high level of both training and commitment of the athletes during the test period. In contrast to our hypothesis and despite the trend, the linear relationship between 200 m performance and P_{max} (in W or

$\text{W}\cdot\text{kg}^{-1}$) was not statistically significant in this elite population (r ranged from 0.39 to 0.57, and p ranged from 0.207 to 0.054 for REC and NAT). However, minimizing aerodynamic parameters (A_p and C_d) induces a decrease in the part of mechanical power wasted in overcoming air resistance. Hence, for a given power output, this results in an increase of the cycling speed [2,5, 8,26,35–37]. It could therefore be expected that the measurement of these parameters would make sense to the relationship between power output and cycling speed. The significant relationship observed between V_{200} and P_{max} related to A_p (for REC and NAT, Fig. 4) supports this expectation. C_d (the second component of the drag area, which is equal to the product of A_p and C_d) was not measured, although it probably also plays a major role in performance. This represents a limitation in the interpretation of the results. Further investigations using wind tunnel [37] or free deceleration techniques [4] may provide more information about the link between these two aerodynamic parameters, maximal power, and performance.

The mean value of A_p (0.531 m^2) was comparable with the total A_p values reported by Heil et al. [17] in road cyclists in comparable positions and is in agreement with the Body A_p data (0.42 m^2) reported by Capelli et al. [5] considering a Bicycle A_p value of $0.117 - 0.130 \text{ m}^2$ [17]. The finding that both body mass and height significantly influenced variation in A_p which is consistent with previous studies, confirms the influence of anthropometrics (i.e. the rider's size) on aerodynamics and hence on performance [5]. However, in the present population, the significant relationships also observed between A_p and LLV and between LLV and T_{opt} emphasize the paradox regarding the rider's size: on the one hand decreasing to minimize A_p and on the other hand increasing to improve muscle volume, torque, and hence power output. Regarding all these parameters, further improvements of the 200 m performance still seem to be possible for some subjects by increasing P_{max} and optimizing, in the same time, the body fat (which remains slightly higher than values reported for professional road cyclists, from 5 to 8–9%, [6,24,45]) to decrease or at least maintain A_p . Other ways to decrease A_p and/or C_d would be to optimize the position on the bicycle [21] and to systematically use an aerodynamic helmet.

Pedalling rates and 200 m performances

The significant relationship obtained between V_{200} and f_{200} is mainly explained by the fact that only three very similar gear ratios were used in this group (i.e. $G_R = 7.32, 7.47$, or 7.63 m). The major finding of the present study was that V_{200} was significantly related to f_{opt} in these top-level sprint cyclists (Fig. 5). Although f_{opt} is assumed to be related to explosive training status, to the best of our knowledge no previous study has assessed the relationship between this factor and top performance in any sprint cycling event. According to Vandewalle et al. [44], Sargeant et al. [39] and Hautier et al. [16] who suggest that f_{opt} is related to the percentage of fast twitch muscle fibres, a higher f_{opt} must be beneficial for "all-out" explosive events. Even if f_{opt} represents one of the two components of P_{max} , no relationship was found between these two variables: the multiple regression analysis showed that these parameters taken together explained 91% and 80% of the V_{200} variation for REC and NAT, respectively. It seems to indicate that having a high f_{opt} value is not an advantage regarding

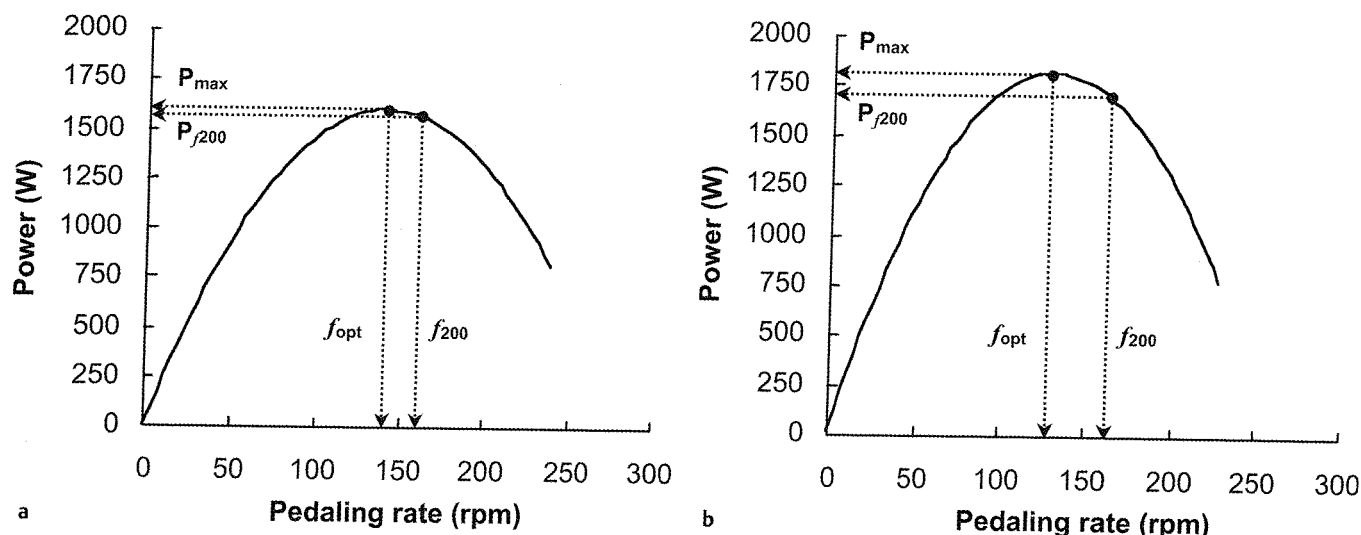


Fig. 6a and b Determination of P_{f200} (REC) from the power-velocity relationship of two typical athletes. F (a) and K (b) and from the value of the mean cycling rate maintained during the 200 m performance

(f_{200}). Observe the smaller discrepancy between $P_{\max}$ and P_{f200} for athlete F (f_{opt} : 141 rpm, f_{200} : 160 rpm) compared with K (f_{opt} : 130 rpm, f_{200} : 159.5 rpm).

the absolute value of $P_{\max}$ and that the influence of f_{opt} must be elucidated independently.

Regarding the specific pedalling conditions on the track (f_{200}), the hypothesis that f_{200} was similar to f_{opt} was not confirmed, i.e. f_{200} being higher by 19.8% and 14.8% for REC and NAT, respectively. Moreover, the main finding is that this discrepancy is not equivalent among subjects (range: 13.5% to 23.3% for REC). Such an observation is particularly important as it refers to the power-velocity relationship. Thus, a previous study by our group demonstrated that during a short (< 5-s) "all-out" exercise the closer the velocity was to f_{opt} , the greater the total work performed [11]. As illustrated in Fig. 6, the maximal value of power produced at this pedalling rate (P_{f200}) and calculated via the power-velocity equation, does not represent the same percentage of $P_{\max}$ among the subjects. Associated with the fact that only three very similar gear ratios were used in this group, the f_{opt} of the sprinters being higher and hence made the pedalling rate during the 200 m (f_{200}) closer to that in racing conditions, so their ability was greater to produce high P_{f200} . This is confirmed by the strong relationship obtained between the relative P_{f200} (expressed as a percentage of $P_{\max}$) and f_{opt} ($r = 0.81$, $p < 0.001$ for REC; $r = 0.67$, $p < 0.05$ for NAT).

Hypothesis on the choice of pedalling rate during the track event

As discussed above, it can be reasonably assumed that using a higher gear ratio could result in lower pedalling rate and hence lead to higher power during the race and performance, especially for individuals presenting low f_{opt} values. Additionally, cycling rates closer to f_{opt} may decrease the energy cost of the internal power used to move the legs [11,15,30], the negative muscle work [34] and may increase the mechanical efficiency [11,38]. Furthermore, the capacity of the athletes to resist fatigue throughout the race (acceleration: > 6-s and timed portion; 10–11-s) should not be neglected in the understanding of the performance. Once more, previous studies clearly demonstrated that fatigue index during maximal cycling exercise was also de-

creased at lower pedalling velocities (60 and 100 rpm) compared to higher (120 and 140 rpm) [3,29].

One question remains: why are f_{200} values higher than f_{opt} values? The results of the present study allow asking the question rather than answering to this one. Firstly, an alternative interpretation is that gears the riders choose allow maximal power to occur during the acceleration phase. Further studies, currently underway, will estimate the effect of using higher gear ratios on global performance and on power production during each specific phase. Secondly, it should be kept in mind that, historically, the 200 m is usually performed with the gear ratio used in the "Match Sprint". During this event, the choice of the gear ratio is more complex since it depends on other mechanical (great acceleration) and tactical factors (opponent reaction).

In conclusion, the main findings of our study that, both $P_{\max}$ related to A_p and f_{opt} were significant predictors of 200 m performance, indicate that the cycling torque-velocity test as well as measurement of the frontal area have several applications in the understanding of the top-level track sprint cycling performance. Variations in these parameters could be used to characterize the general ability of sprinters and/or to test the efficiency of a specific training program. Additionally, the performance on the track was characterized by specific high-rate pedalling conditions (f_{200} , 150.3 to 160 rpm) compared to f_{opt} (123 to 141 rpm). This difference being far from uniform among subjects, this could probably account for the important role played by f_{opt} on performance and primarily questioned the adjustment of the gear ratios to the individual's power-velocity characteristics. Further studies are needed to investigate whether an individualized gear ratio (i.e. a lower f_{200} value, closer to f_{opt}) may improve 200 m performance and what impact it could have on the fatigue process.

Acknowledgements

A part of the submission has been presented at the 8th Annual Congress of the European College of Sport Science, Salzburg, 2003.

This study was possible only because of the cooperation of several individuals. The authors wish to extend their sincere appreciation to the participants, to Daniel Morelon and Gerard Quintyn, the coaches of the French Federation of Cycling for allowing us to conduct the tests, to Dr. Ronan Martin, Dr. Carine Bret, Cyrille Routier for assistance during the protocol and to Dr. Frédéric Grappe for material assistance.

References

- 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: 100–106
- 2 Bassett DR Jr, Kyle CR, Passfield L, Broker JP, Burke ER. Comparing cycling world hour records, 1967–1996: modeling with empirical data. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1665–1676
- 3 Beelen A, Sargeant AJ. Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *J Appl Physiol* 1991; 71: 2332–2337
- 4 Candau RB, Grappe F, Menard M, Barbier B, Millet GY, Hoffman MD, Belli AR, Rouillon JD. Simplified deceleration method for assessment of resistive forces in cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 1441–1447
- 5 Capelli C, Schena F, Zamparo P, Monte AD, Faina M, di Prampero PE. Energetics of best performances in track cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1998; 30: 614–624
- 6 Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Montain SJ, Baylor AM, Abraham LD, Petrek GW. Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 1991; 23: 93–107
- 7 Davies CT, Sandstrom ER. Maximal mechanical power output and capacity of cyclists and young adults. *Eur J Appl Physiol* 1989; 58: 838–844
- 8 de Groot G, Sargeant A, Geysel J. Air friction and rolling resistance during cycling. *Med Sci Sports Exerc* 1995; 27: 1090–1095
- 9 Delecluse C. Influence of strength training on sprint running performance. Current findings and implications for training. *Sports Med* 1997; 24: 147–156
- 10 di Prampero PE, Cortili G, Mognoni P, Saibene F. Equation of motion of a cyclist. *J Appl Physiol* 1979; 47: 201–206
- 11 Dorel S, Bourdin M, Van Praagh E, Lacour JR, Hautier CA. Influence of two pedalling rate conditions on mechanical output and physiological responses during all-out intermittent exercise. *Eur J Appl Physiol* 2003; 89: 157–165
- 12 Driss T, Vandewalle H, Le Chevalier JM, Monod H. Force-velocity relationship on a cycle ergometer and knee-extensor strength indices. *Can J Appl Physiol* 2002; 27: 250–262
- 13 Durnin JV, Rahaman MM. The assessment of the amount of fat in the human body from measurements of skinfold thickness. *Br J Nutr* 1967; 21: 681–689
- 14 Falgairette G, Billaut F, Giacomoni M, Ramdani S, Boyadjian A. Effect of inertia on performance and fatigue pattern during repeated cycle sprints in males and females. *Int J Sports Med* 2004; 25: 235–240
- 15 Francescato MP, Girardis M, di Prampero PE. Oxygen cost of internal work during cycling. *Eur J Appl Physiol* 1995; 72: 51–57
- 16 Hautier CA, Linossier MT, Belli A, Lacour JR, Arsac LM. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *Eur J Appl Physiol* 1996; 74: 114–118
- 17 Heil DP. Body mass scaling of frontal area in competitive cyclists not using aero-handlebars. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87: 520–528
- 18 Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD. Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol* 1999; 79: 426–432
- 19 Jaskolska A, Goossens P, Veenstra B, Jaskolski A, Skinner JS. Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output. *Int J Sports Med* 1999; 20: 192–197
- 20 Jeukendrup AE, Craig NP, Hawley JA. The bioenergetics of World Class Cycling. *J Sci Med Sport* 2000; 3: 414–433
- 21 Jeukendrup AE, Martin J. Improving cycling performance: how should we spend our time and money. *Sports Med* 2001; 31: 559–569
- 22 Jones PR, Pearson J. Anthropometric determination of leg fat and muscle plus bone volumes in young male and female adults. *J Physiol* 1969; 204: 63–66
- 23 Lakomy HK. Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 1986; 29: 509–517
- 24 Lucia A, Hoyos J, Chicharro JL. Physiology of professional road cycling. *Sports Med* 2001; 31: 325–337
- 25 MacIntosh BR, Neptune RR, Horton JF. Cadence, power, and muscle activation in cycle ergometry. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 1281–1287
- 26 Martin JC, Milliken DL, Cobb JE, MacFadden KL, Coggan AR. Validation of a mathematical model for road cycling power. *J Appl Biomech* 1998; 14: 276–291
- 27 Martin JC, Spirduso WW. Determinants of maximal cycling power: crank length, pedalling rate and pedal speed. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84: 413–418
- 28 Martin JC, Wagner BM, Coyle EF. Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 1505–1512
- 29 McCartney N, Heigenhauser GJ, Jones NL. Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *J Appl Physiol* 1983; 55: 218–224
- 30 McDaniel J, Durstine JL, Hand GA, Martin JC. Determinants of metabolic cost during submaximal cycling. *J Appl Physiol* 2002; 93: 823–828
- 31 McLean BD, Parker AW. An anthropometric analysis of elite Australian track cyclists. *J Sports Sci* 1989; 7: 247–255
- 32 Morin JB, Belli A. A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer. *J Biomech* 2004; 37: 141–145
- 33 Morin J-B, Hintzy F, Belli A, Grappe F. Force-velocity relationships and sprint running performances in trained athletes. *Sci Sports* 2002; 17: 78–85
- 34 Neptune RR, Herzog W. The association between negative muscle work and pedalling rate. *J Biomech* 1999; 32: 1021–1026
- 35 Olds TS, Norton KI, Craig NP. Mathematical model of cycling performance. *J Appl Physiol* 1993; 75: 730–737
- 36 Olds TS, Norton KI, Lowe EL, Olive S, Reay F, Ly S. Modeling road-cycling performance. *J Appl Physiol* 1995; 78: 1596–1611
- 37 Padilla S, Mujika I, Angulo F, Goiriena JJ. Scientific approach to the 1-h cycling world record: a case study. *J Appl Physiol* 2000; 89: 1522–1527
- 38 Sargeant AJ. Neuromuscular determinants of human performance. In: Whipp BJ, Sargeant AJ (eds). *Physiological Determinants of Exercise Tolerance in Humans*. London: Portland Press Ltd, 1999: 13–28
- 39 Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1981; 51: 1175–1182
- 40 Schumacher YO, Mueller P, Keul J. Development of peak performance in track cycling. *J Sports Med Phys Fitness* 2001; 41: 139–146
- 41 Seck D, Vandewalle H, Decrops N, Monod H. Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *Eur J Appl Physiol* 1995; 70: 161–168
- 42 Staron RS, Karapondo DL, Kraemer WJ, Fry AC, Gordon SE, Falkel JE, Hagerman FC, Hikida RS. Skeletal muscle adaptations during early phase of heavy-resistance training in men and women. *J Appl Physiol* 1994; 76: 1247–1255
- 43 van Soest O, Casius LJ. Which factors determine the optimal pedalling rate in sprint cycling? *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 1927–1934
- 44 Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56: 650–656
- 45 Wilber RL, Zawadzki KM, Kearney JT, Shannon MP, Disalvo D. Physiological profiles of elite off-road and road cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 1997; 29: 1090–1094

IMPORTANCE OF UPPER-LIMB INERTIA IN CALCULATING CONCENTRIC BENCH PRESS FORCE

OLIVIER RAMBAUD,¹ ABDERRAHMANE RAHMANI,² BERNARD MOYEN,^{1,3} AND MURIEL BOURDIN¹

¹Biomechanics and Impact Mechanics Laboratory, Claude Bernard University Lyon 1, Lyon-South Teaching Hospital, Oullins;

²Laboratory of Physical and Sports Activities, University of the Maine, Le Mans; ³Department of Orthopedic and Traumatology Surgery and Sports Medicine, Lyon-South Teaching Hospital, Pierre Bénite, France

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the influence of upper-limb inertia on the force–velocity relationship and maximal power during concentric bench press exercise. Reference peak force values (F_{peakp}) measured with a force plate positioned below the bench were compared to those measured simultaneously with a kinematic device fixed on the barbell by taking (F_{peakt}) or not taking (F_{peakb}) upper-limb inertia into account. Thirteen men (27.8 ± 4.1 years, 184.6 ± 5.5 cm, 99.5 ± 18.6 kg) performed all-out concentric bench press exercise against 8 loads ranging between 7 and 74 kg. The results showed that for each load, F_{peakb} was significantly less than F_{peakp} ($P < 0.0001$), whereas no significant difference was found between F_{peakp} and F_{peakt} . The values of maximal force (F_0), maximal velocity (V_0), optimal velocity (V_{opt}), and maximal power (P_{max}), extrapolated from the force– and power–velocity relationships determined with the kinematic device, were significantly underestimated when upper-limb inertia was ignored. The results underline the importance of taking account of the total inertia of the moving system to ensure precise evaluation of upper-limb muscular characteristics in all-out concentric bench press exercise with a kinematic device. A major application of this study would be to develop precise upper-limb muscular characteristic evaluation in laboratory and field conditions by using a simple and cheap kinematic device.

KEY WORDS force–velocity relationship, maximal power, ballistic movement

INTRODUCTION

The force–velocity relationship and explosive maximal power output (P_{max}) are widely used parameters in studying the mechanical characteristics of muscles or muscle groups during cycling (1,26,32)

and single- (22,30) or multiple-joint lower-limb extension (25). In explosive events, neuromuscular and mechanical factors, including maximal lower-limb force and power, may contribute to final performance (31). Several authors have described significant relationships between P_{max} and explosive event performance in track cycling (12) and sprint running (17). Maximal lower-limb strength has been related to sprint running performance (4,40). Hautier et al. (13) reported that optimal velocity (V_{opt}) (i.e., the velocity corresponding to P_{max}) correlates to the percentage of fast twitch muscle fibers in the vastus lateralis, and V_{opt} has been related to track cycling performance (12).

A prime objective in training is to identify the best training program and conditions to enhance the athletes' performance (36). Athletes usually train at a certain percentage of the maximum weight they can lift once with proper form and technique (1RM). Load, however, is not the only parameter taken into account in strength training programs, especially for explosive events. Several authors have shown that training with heavy loads enhances strength, whereas training with light loads enhances power production (5,15,16). Both qualities are important in performance. It has previously been shown that maximal power is obtained for light loads (i.e., high movement velocity) (2,25,28). A precise determination of the load associated with P_{max} could be useful for improving training efficiency. This suggests that muscular characteristic evaluation for athletes involved in explosive events should concern maximal force and maximal power production.

Maximal power can be determined by using kinematic systems, which enable muscular parameters to be assessed in terms of lifted load displacement during squat (14,25) or bench press exercise (6–11,14,27). To calculate force from kinematic data accurately, the total inertia of the mechanical system must be determined accurately (i.e., the mass of the lifted load plus the inertia of the levers and body segments). Several authors have shown that the force produced during single-joint extension of the lower limbs is underestimated if lever arm and leg inertia are not taken into account (20,23,39), and an underestimation of P_{max} , maximal force, and maximal velocity extrapolated from the force–velocity and power–velocity relationships can result (23).

Address correspondence to Olivier Rambaud, orambaud@univ-lyon1.fr.
22(2)/383–389

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2008 National Strength and Conditioning Association

In various bench press studies (6–11,14,27), force was calculated on the basis of load only, without taking into account the total inertia of the system (i.e., load plus upper-limb mass). This means that the upper-limb mass and the effort required to accelerate the upper limbs were neglected, and this disregard led to an underestimation of maximal power production. This methodological bias would explain why mean maximal force values obtained in groups of team-sport players using kinematic devices (11,14) were systematically less than those measured with a force plate (18,34,35,37).

It would be of interest for throwers or team-sport players to assess upper-limb muscular characteristics. The purpose of this study was twofold. First, it sought to determine the influence of upper-limb inertia on bench press force calculation by comparing peak force values obtained directly with a force plate to those calculated from barbell displacement recorded with a kinematic system taking upper-limb inertia into account and not taking it into account. Second, the influence of inertia on the force-velocity and power-velocity relationships was examined to propose a valid protocol to evaluate upper-limb muscular characteristics accurately.

METHODS

Experimental Approach to the Problem

Subjects came to the laboratory once. During the session, a series of bench press movements was performed against 8 loads (7, 15, 24, 34, 44, 54, 64, and 74 kg), with simultaneous force plate and kinematic recoding (Figure 1). The force-velocity and power-velocity relationships were determined from the kinematic data. Correlations between results under various measurement conditions were analyzed statistically.

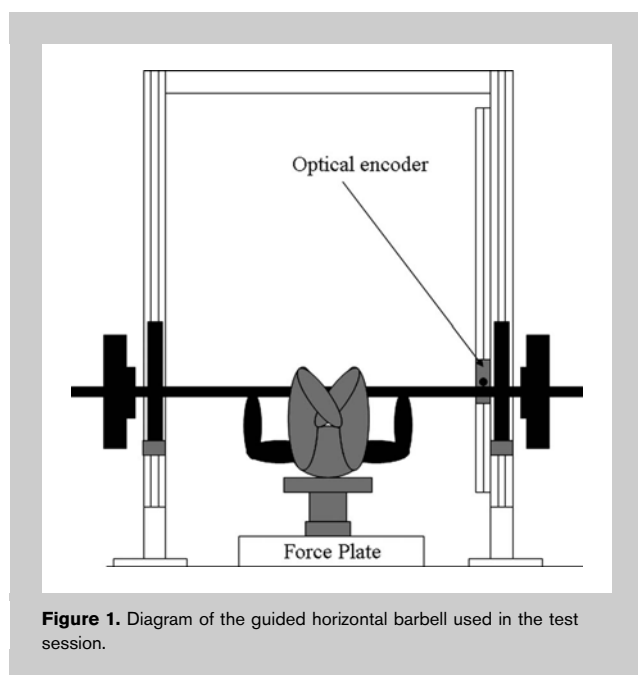


Figure 1. Diagram of the guided horizontal barbell used in the test session.

Subjects

Thirteen men (mean age, 27.8 ± 4.1 years; mean height, 184.6 ± 5.5 cm; mean body mass, 99.5 ± 18.6 kg) were enrolled. They were all interregional to national level discus ($n = 8$) and hammer ($n = 5$) throwers, who had been doing regular strength training and, in particular, bench press exercise for at least 3 years. The study took place at the beginning of the competition season, so that subjects would be homogenous in terms of training status. The subjects were instructed to avoid strength training the day before laboratory testing and to cancel training on the day itself. In accordance with Lyon Ethics Committee guidelines, the study protocol was explained to the subjects before they gave their written informed consent.

Procedures

Upper-limb force was assessed on a series of bench press movements made with a guided horizontal barbell against increasing loads (7, 15, 24, 34, 44, 54, 64, and 74 kg). The barbell, the mass of which totaled 24 kg including the guidance system, was modified to obtain the lightest (7 and 15 kg) loads; both ends of the barbell were taken off for the 15-kg load, and the barbell as such was replaced by an aluminum tube of the same diameter for the 7-kg load. This protocol allowed each subject to be compared for a given load.

The test session began with a general warm-up involving several sets of bench press exercise at low loads. Subjects lay supine on the bench (Figure 1). The barbell was positioned across their chest at nipple level above the pectoralis major, supported by the lower mechanical stops of the measurement device. At the start of the movement, the shoulders had to stay in contact with the bench. The subjects held the barbell at shoulder width, with an initial elbow angle of 90° between the upper arm and forearm (14,29), as checked with a protractor, and the barbell was marked so as to be held at exactly the same place in all trials. The subjects held their legs crossed above the bench. On a spoken order, the subject applied force as fast as possible to perform an explosive concentric arm extension. The subjects did not have to lower the bar to their chest, just to explode it off the chest as rapidly as possible. The barbell had to stay in the subjects' hands throughout the movement and could not be thrown. Two trials were performed at each load. Each trial was followed by a rest period of at least 3 minutes. The best trial, in terms of force peak as measured by the force plate, was used for analysis.

Measuring System

All lifts were performed by using the same guided horizontal barbell (Multipower Basic; Panatta Sport, Apiro, Italy) and allowing only vertical movement. Extra load was added by adding weight plates equally to both ends of the bar.

Variation in the vertical force during the movement was recorded by a Kistler force plate (Kistler type 9281; Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland). Analog signals

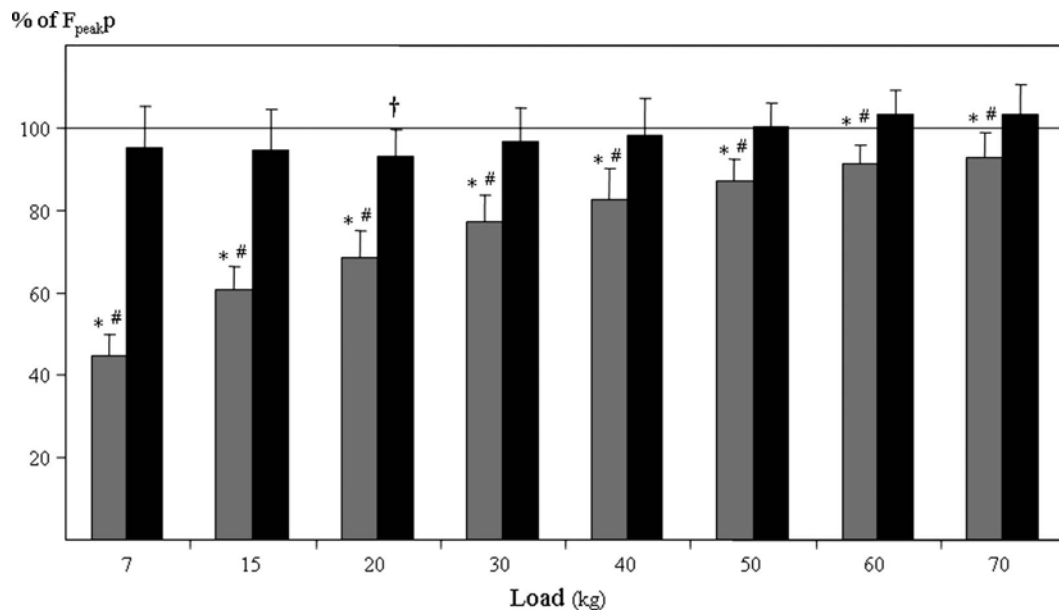


Figure 2. Force peak values taking and not taking upper-limb inertia into account ($F_{\text{peak}t}$ in black and $F_{\text{peak}b}$ in gray, respectively) related to reference force peak values ($F_{\text{peak}P}$) for each experimental load. * Significantly different from 100% $F_{\text{peak}P}$ ($P < 0.0001$). † Significantly different from 100% $F_{\text{peak}P}$ ($P < 0.01$). # $F_{\text{peak}b}$ significantly different from $F_{\text{peak}t}$ ($P < 0.0001$).

from the force plate were amplified by charge amplifiers (Kistler type 9861A; Kistler Instrumente AG). The force plate was mounted according to the manufacturer's specifications and had been calibrated by the manufacturer; no periodic recalibrating was necessary. The force plate was fixed to the ground with a base provided by the manufacturer. The bench was also fixed onto the force plate. The force signal was linear ($<0.5\%$) over a range of force of 0 to 10 kN, to within $\pm 1\%$. The resonant frequency of the force platform was greater than 200 Hz. The amplifiers were reset to 0 after the subject took his place on the bench. $F_{\text{peak}P}$ designates the peak force values recorded by the force plate during the movement.

The displacement signal was recorded by a valid and reliable kinematic system (3,24), consisting of 2 infrared photo interrupters, locked in a shuttle that glided on a track bar (Figure 1) and was fixed onto the barbell. The optical encoder was placed facing an optical code strip that was stuck to the track bar and composed of slots 0.75 mm apart. The optical encoder counted the slots as it passed them and recorded each 0.75-mm displacement as the load was being raised by the subject. Displacement was recorded over a maximum distance of 2,000 mm with a minimum speed of $0.008 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. The displacement signal was stored on a personal computer (486 DX2, 66 MHz). Customized software calculated the instantaneous velocity and acceleration from successive displacement time-derivatives for each lift. Instantaneous force (F , measured in newtons) was calculated as

follows: $F = M(a + g) + F_f$, where M is the moving mass; g is the gravitational acceleration ($9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$); a is the calculated acceleration ($\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$); and F_f is the friction force determined by a freefall test added to the concentric phase. F was determined by taking into account only the barbell load ($F_{\text{peak}b}$) or the combined mass of the load plus the upper limbs ($F_{\text{peak}t}$), as estimated from Winter's anthropometric tables (38). The index b is used here and throughout to signify that upper-limb mass was not taken into account, and the index t is used to indicate that it was. The instantaneous power, measured in watts, was calculated as the product of force and velocity at any given time. The calculation is detailed in work published by Bosco et al. (3).

The displacement and force signals were sampled simultaneously (200 Hz) and stored on a personal computer (486 DX2, 66 MHz) by an electronic interface card equipped with a 12-bit counter (type HCTL-2000; Hewlett Packard, Palo Alto, CA) for the kinematic device and a 12-bit A/D converter card (type PC-LPM16; National Instrument France, Le Blanc-Mesnil, France) for the force plate. The signals were digitally filtered with a 12-Hz low-pass Butterworth filter with no phase lag.

Force-Velocity and Power-Velocity Relationships

The relationships between force and velocity and between power and velocity were determined from the kinematic data for each subject. For each load, the peak force

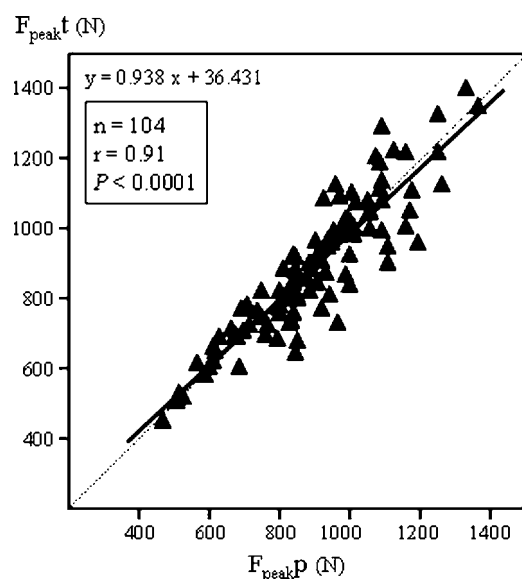


Figure 3. Relationship between force peak values measured with the force plate (F_{peakP}) and peak force values calculated from data obtained with the kinematic device taking upper limb inertia into account (F_{peakt}). The dotted line represents the identity line.

and corresponding velocities were recorded (23). The force-velocity relationships were described by linear regression between the force and the velocity of the movement for each load lift; a nonlinear force-velocity model would not have

increased correlation coefficient values consistently. The theoretical maximal isometric force (F_0) and maximal contraction velocity (V_0), corresponding to the force-velocity curve intercepts with the force and velocity axes, respectively, were extrapolated from the curve and annotated as F_{0b} or F_{0t} for force and V_{0b} or V_{0t} for velocity, depending on the mass definition used. For each load, the peak power values and corresponding velocity were recorded (23). The power-velocity relationships were described by a second-order polynomial regression. P_{max} and V_{opt} were extrapolated from the curve and annotated as P_{maxb} or P_{maxt} for power and V_{optb} or V_{optt} for velocity, depending on the mass definition used.

Statistical Analyses

Data are presented as mean $\pm$ SD. The statistical significance threshold was set at $P \leq 0.05$. In agreement with statistical norms (19), trial-to-trial reliability was tested on F_{peakP} by assessing the intraclass correlation coefficient (ICC) between the 2 trials recorded with the force plate. The ICC and statistical power were calculated from analysis of variance with repeated measures.

The Pearson product-moment correlation coefficient (r) was used to compare F_{peakt} and F_{peakP} and to determine the force-velocity and power-velocity relationships. The Wilcoxon test was used to compare force values per load under the various measurement and calculation conditions and to compare parameters determined on the basis of the force-velocity and power-velocity relationships, including upper-limb inertia or not.

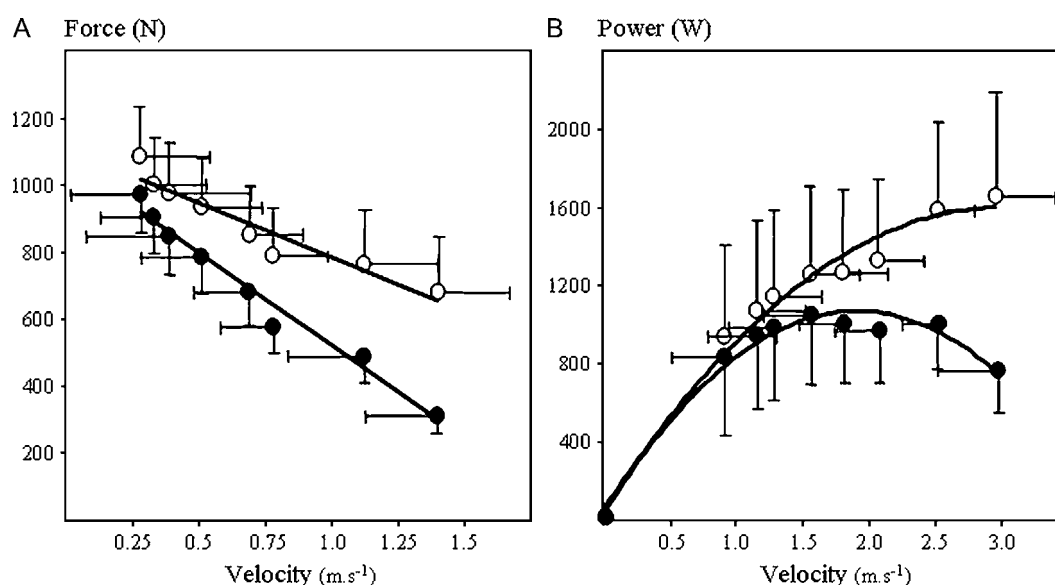


Figure 4. Mean force-velocity (A) and power-velocity (B) relationships taking (open symbols) or not taking (filled symbols) upper-limb mass into account.

RESULTS

Reliability

The trial-to-trial ICC for F_{peakp} was 0.92, and the statistical power was 97.8%. According to statistical norms (33), the reliability coefficient was very good, with no statistical difference between the 2 trials. This good intertrial reproducibility shows that subjects were accustomed to the bench press and justifies the choice of the best peak-force trial for analysis.

Importance of Inertia

The mean upper-limb mass determined according to Winter (38) was 8.7 ± 1.6 kg. The values of F_{peakb} and F_{peakt} were expressed as a percentage of F_{peakp} (Figure 2). F_{peakp} and F_{peakt} were significantly greater than F_{peakb} , regardless of the load ($P < 0.0001$). The difference between F_{peakp} and F_{peakb} , expressed as a percentage of F_{peakp} , decreased with increasing load, from $55.72 \pm 5.41\%$ to $8.44 \pm 2.10\%$ for 7 kg and 74 kg, respectively. F_{peakt} and F_{peakp} did not significantly differ, except at 24 kg ($P < 0.01$). F_{peakt} correlated significantly with F_{peakp} ($r = 0.91$; $P < 0.0001$) (Figure 3).

Force-Velocity and Power-Velocity Relationships

The mean force-velocity and power-velocity relationships are shown in Figure 4. The force-velocity relationships were significantly linear (Figure 4a), regardless of whether upper-limb mass was included in the calculation ($0.75 < r < 0.98$; $P < 0.05$) or not ($0.77 < r < 0.99$; $P < 0.05$). V_{0b} was significantly less than V_{0t} (2.11 ± 0.41 m·s⁻¹ and 3.67 ± 1.06 m·s⁻¹, respectively; $P < 0.01$), and F_{0b} was significantly less than F_{0t} ($1,037.4 \pm 206.6$ N and $1,100.2 \pm 200.1$ N, respectively; $P < 0.01$).

The power-velocity relationships significantly matched a second-order function (Figure 4b), regardless of whether upper-limb mass was included in the calculation ($0.88 < r < 0.99$; $P < 0.05$) or not ($0.96 < r < 0.99$; $P < 0.05$). P_{maxb} was significantly less than P_{maxt} ($1,077.8 \pm 291.2$ W and $1,598.9 \pm 435.7$ W, respectively; $P < 0.01$). Likewise, V_{optb} was significantly less than V_{optt} (1.95 ± 0.21 m·s⁻¹ and 3.04 ± 0.53 m·s⁻¹, respectively; $P < 0.01$).

DISCUSSION

This study shows the importance of taking upper-limb inertia into account if force and power production during all-out bench press exercise is to be evaluated accurately with a kinematic device. When upper-limb mass was ignored, the force calculated with the kinematic device, regardless of the load, was significantly less than that measured with the force plate (Figure 2). This underestimation was greater for lighter loads because the relative contribution of the upper-limb mass to the total inertia decreased as the lifted load increased, from $53.73 \pm 4.78\%$ to $10.38 \pm 1.74\%$ at 7 kg and 74 kg, respectively. V_0 , F_0 , P_{max} , and V_{opt} were significantly underestimated, by 40.9%, 5.9%, 32.1%, and 34.9% respectively, when upper-limb inertia was not taken into account.

The percentage error was particularly great in the case of maximal power and velocity parameters values (i.e., V_0 and V_{opt}) because maximal power is obtained for light loads (i.e., high velocities). For the lightest loads, calculated peak force values were underestimated by 56% and 41% for 7 and 15 kg, respectively (Figure 2), when total inertia was not taken into account. These findings support those of Rahmani et al. (23) and Winter et al. (39), who found percentage errors on force values varying from 6% to 45%, depending on the mass and velocity conditions, when total inertia was not taken into account. Failure to consider upper-limb inertia makes it difficult to compare maximal power and optimal velocity between subjects or populations differing in upper-limb mass. Moreover, the load corresponding to maximal power production varied, from a mean of 36 kg when upper-limb inertia was ignored to a mean 15 kg when it was taken into account. This finding has practical consequences in the context of training, particularly for training programs using P_{max} loading to enhance maximal power. The results also showed that the error on F_0 , though significant, was weak. It may be concluded that taking or not taking upper-limb inertia into account during all-out bench press exercise is of particular importance for determining maximal power and velocity, but of minor interest for determining maximal force.

When upper-limb mass was taken into account, there was no significant difference in force values as measured with the kinematic device or the force plate, except in the case of a 24-kg load, and no significant difference between kinematic and force plate results emerged when all loads were analyzed together without distinction. Moreover, F_{peakp} and F_{peakt} were highly correlated, with a regression slope nearly coinciding with the identity line (Figure 3). F_{peakt} tended to be less than F_{peakp} for loads less than 54 kg but greater for greater loads (Figure 2). This finding probably indicates that the upper-limb mass estimated from the anthropometric tables did not reflect the true inertia. The bench press exercise is a multiple-joint movement involving 2 joints (i.e., the elbow and shoulder); the muscular groups involved come into play progressively, so that inertia may vary during the movement. Complementary studies using a multiple-segmental system to model the upper limbs, including upper-limb inertia, will be necessary to confirm this hypothesis.

Figure 4a,b shows how the shapes of the force-velocity and power-velocity curves are affected when upper-limb inertia is taken into account. These shapes were close to those obtained by Rahmani et al. (25) and Taylor et al. (28). In those studies, maximal power could not be extrapolated accurately from the polynomial regression equation because P_{max} lay outside the experimental points, in contrast to the current study. Reducing the mass of the original barbell to 7 and 15 kg enabled a velocity great enough to allow the apex of the power-velocity relationship to be achieved and P_{max} to be obtained, in contrast to the design by Rahmani et al. (23,25). This raises the main methodological problem encountered in determining maximal power during squat

or bench press exercises using a guided barbell. It could be hypothesized that bench throw exercises are more suited to evaluate upper-limb muscular characteristics than bench press exercises are. Newton et al. (21) showed that peak concentric velocities were significantly greater, by 27%, during bench throw than during concentric bench press. Further studies are needed to test this hypothesis, although devices enabling bench throw over a wide load range under safe conditions for the athletes are scarce.

PRACTICAL APPLICATIONS

This study confirmed the importance of taking the total inertia of the moving system into account to analyze force-velocity and power-velocity relationships accurately during bench press by using a kinematic device. It further highlights the importance of using light loads to enhance the range of velocities in assessing upper-limb muscular parameters to determine $P_{\max}$ accurately. $P_{\max}$ often correlates with performance in explosive events; precise determination of $P_{\max}$ would allow interindividual performance variations between throwers to be analyzed. It has a practical application in training; ignoring inertia prevents accurate determination of the load at which an athlete or a practitioner should work to improve his or her power. This protocol allows muscular characteristics to be determined with precision in laboratory and field conditions by using a simple and relatively inexpensive kinematic device.

REFERENCES

- Arsac, LM, Belli, A, and Lacour, JR. Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 74: 100–106, 1996.
- Baker, D. Acute effect of alternating heavy and light resistances on power output during upper-body complex power training. *J Strength Cond Res* 17: 493–497, 2003.
- Bosco, C, Belli, A, Astrua, M, Tihanyi, J, Pozzo, R, Kellis, S, Tsarpela, O, Foti, C, Manno, R, and Tranquilli, C. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol* 70: 379–386, 1995.
- Bret, C, Rahmani, A, Dufour, AB, Messonnier, L, and Lacour, JR. Leg strength and stiffness as ability factors in 100 m sprint running. *J Sports Med Phys Fitness* 42: 274–281, 2002.
- Caiozzo, VJ, Perrine, JJ, and Edgerton, VR. Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J Appl Physiol* 51: 750–754, 1981.
- Cronin, JB and Henderson, ME. Maximal strength and power assessment in novice weight trainers. *J Strength Cond Res* 18: 48–52, 2004.
- Cronin, JB, McNair, PJ, and Marshall, RN. The role of maximal strength and load on initial power production. *Med Sci Sports Exerc* 32: 1763–1769, 2000.
- Cronin, JB, McNair, PJ, and Marshall, RN. Magnitude and decay of stretch-induced enhancement of power output. *Eur J Appl Physiol* 84: 575–581, 2001.
- Cronin, JB, McNair, PJ, and Marshall, RN. Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *J Sports Med Phys Fitness* 42: 267–273, 2002.
- Cronin, JB, McNair, PJ, and Marshall, RN. Power absorption and production during slow, large-amplitude stretch-shorten cycle motions. *Eur J Appl Physiol* 87: 59–65, 2002.
- Cronin, JB, McNair, PJ, and Marshall, RN. Force-velocity analysis of strength-training techniques and load: implications for training strategy and research. *J Strength Cond Res* 17: 148–155, 2003.
- Dorel, S, Hautier, CA, Rambaud, O, Rouffet, D, van Praagh, E, Lacour, JR, and Bourdin, M. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *Int J Sports Med* 26: 739–746, 2005.
- Hautier, CA, Linossier, MT, Belli, A, Lacour, JR, and Arsac, LM. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fiber type composition. *Eur J Appl Physiol* 74: 114–118, 1996.
- Izquierdo, M, Häkkinen, K, Gonzalez-Badillo, JJ, Ibanez, J, and Gorostiaga, EM. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *Eur J Appl Physiol* 87: 264–271, 2002.
- Kanehisa, H and Miyashita, M. Specificity of velocity in strength training. *Eur J Appl Physiol* 52: 104–106, 1983.
- Kaneko, M, Fuchimoto, T, Toji, H, and Suei, K. Training effect of different loads on the force-velocity relationship and mechanical power output in human muscle. *Scand J Sports Sci* 5: 50–55, 1983.
- Morin, JB, Hintzy, F, Belli, A, and Grappe, F. Force-velocity relationships and sprint running performances in trained athletes. *Sci Sports* 17: 78–85, 2002.
- Murphy, AJ, Wilson, GJ, and Pryor, JF. Use of the iso-inertial force mass relationship in the prediction of dynamic human performance. *Eur J Appl Physiol* 69: 250–257, 1994.
- Nelson, JR and Thomas, JK. *Research Methods in Physical Education*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1996.
- Nelson, SG and Duncan, PW. Correction of isokinetic and isometric torque recordings for the effects of gravity. A clinical report. *Phys Ther* 63: 674–676, 1983.
- Newton, RU, Kraemer, WJ, Häkkinen, K, Humphries, BJ, and Murphy, AJ. Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements. *J Appl Biomech* 12: 31–43, 1996.
- Perrine, JJ and Edgerton, VR. Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med Sci Sports* 10: 159–166, 1978.
- Rahmani, A, Belli, A, Kostka, T, Dalleau, G, Bonnefoy, M, and Lacour, JR. Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *J Appl Biomech* 15: 337–344, 1999.
- Rahmani, A, Dalleau, G, Viale, F, Hautier, CA, and Lacour, JR. Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *J Appl Biomech* 16: 27–36, 2000.
- Rahmani, A, Viale, F, Dalleau, G, and Lacour, JR. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol* 84: 227–232, 2001.
- Sargeant, AJ, Hoinville, E, and Young, A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol* 51: 1175–1182, 1981.
- Shim, AL, Bailey, ML, and Westings, SH. Development of a field test for upper-body power. *J Strength Cond Res* 15: 192–197, 2001.
- Taylor, NA, Cotter, JD, Stanley, SN, and Marshall, RN. Functional torque-velocity and power-velocity characteristics of elite athletes. *Eur J Appl Physiol* 62: 116–121, 1991.
- Terzis, G, Georgiadis, G, Vassiliadou, E, and Manta, P. Relationship between shot put performance and triceps brachii fiber type composition and power production. *Eur J Appl Physiol* 90: 10–15, 2003.
- Tihanyi, J, Apor, P, and Fekete, G. Force-velocity-power characteristics and fiber composition in human knee extensor muscles. *Eur J Appl Physiol* 48: 331–343, 1982.

31. van Soest, AJ and Casius, LJ. Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Med Sci Sports Exerc* 32: 1927–1934, 2000.
32. Vandewalle, H, Peres, G, Heller, J, Panel, J, and Monod, H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur J Appl Physiol* 56: 650–656, 1987.
33. Vincent, WJ. *Statistics in Kinesiology*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1995.
34. Wilson, GJ, Elliott, BC, and Wood, GA. The effect on performance of imposing a delay during a stretch-shorten cycle movement. *Med Sci Sports Exerc* 23: 364–370, 1991.
35. Wilson, GJ, Murphy, AJ, and Pryor, JF. Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *J Appl Physiol* 76: 2714–2719, 1994.
36. Wilson, GJ, Newton, RU, Murphy, AJ, and Humphries, BJ. The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc* 25: 1279–1286, 1993.
37. Wilson, GJ, Wood, GA, and Elliott, BC. Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shorten cycle activity. *J Appl Physiol* 70: 825–833, 1991.
38. Winter, DA. *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: Wiley, 1990.
39. Winter, DA, Wells, RP, and Orr, GW. Errors in the use of isokinetic dynamometers. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 46: 397–408, 1981.
40. Young, W, McLean, B, and Ardagna, J. Relationship between strength qualities and sprinting performance. *J Sports Med Phys Fitness* 35: 13–19, 1995.