



HAL
open science

Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical.

Pierre Samozino

► To cite this version:

Pierre Samozino. Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical.. Sciences du Vivant [q-bio]. Université Jean Monnet - Saint-Etienne, 2009. Français. NNT : . tel-00483683

HAL Id: tel-00483683

<https://theses.hal.science/tel-00483683>

Submitted on 16 May 2010

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ JEAN MONNET SAINT-ÉTIENNE

THESE DE DOCTORAT

Pour l'obtention du diplôme de Doctorat

Domaine : Biologie, Médecine et Santé
Spécialité : Motricité Humaine et Handicap

Présentée par

Pierre SAMOZINO

**CAPACITES MECANIKES DES MEMBRES INFERIEURS
ET MOUVEMENTS EXPLOSIFS**

APPROCHES THEORIQUES INTEGRATIVES APPLIQUEES AU SAUT VERTICAL

Soutenue publiquement le 27 novembre 2009

JURY

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

Dr. **Frédérique Hintzy** *Co-directrice (MCU, Université de Savoie, Chambéry)*

Pr. **Pietro E. di Prampero** *Rapporteur externe (Professore Ordinario, Università Degli Studi di Udine)*

Pr. **Eric Berton** *Rapporteur externe (PU, Université de la Méditerranée, Marseille)*

Dr. **Jean-Benoît Morin** *(MCU, Université Jean Monnet, Saint-Etienne)*

Dr. **Abderrahmane Rahmani** *(MCU, Université du Maine, Le Mans)*

Président du jury : **Pietro E. di Prampero**

RESUME

CAPACITES MECANQUES DES MEMBRES INFERIEURS ET MOUVEMENTS EXPLOSIFS
APPROCHES THEORIQUES INTEGRATIVES APPLIQUEES AU SAUT VERTICAL

Le but de ce travail était d'étudier les capacités mécaniques des membres inférieurs et leur implication dans la performance lors de mouvements explosifs par l'utilisation d'approches théoriques intégratives.

La première partie de ce travail a proposé et validé une nouvelle méthode simple d'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs. Cette méthode, basée sur les principes fondamentaux de la dynamique, présente trois équations donnant les valeurs moyennes de force, de vitesse et de puissance développées lors d'un saut à partir de trois paramètres simples : la masse, la hauteur de saut et la distance verticale de poussée. Cette méthode, utilisable sur le terrain, permet d'obtenir la puissance produite lors d'un saut maximal et permet de tracer les relations force-vitesse à partir de sauts chargés, ces tests nécessitant jusqu'à présent des outils de mesures spécifiques.

La deuxième partie de ce travail a proposé une nouvelle approche théorique intégrative pour appréhender l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs dans les sauts verticaux maximaux.

Tout d'abord, la prise en compte des contraintes mécaniques du générateur de force (les membres inférieurs) et de la dynamique du mouvement (un corps accéléré linéairement) sur la production de force lors de la poussée a permis d'exprimer mathématiquement la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en fonction de trois caractéristiques de ses membres inférieurs : leur capacité maximale de production de force, leur vitesse maximale d'extension et leur amplitude de déploiement. En plus de mettre en avant les variables mécaniques qui sont impliquées dans la performance en saut, cette équation a permis de montrer et de quantifier l'influence positive de ces trois caractéristiques mécaniques sur la hauteur de saut. Cette expression mathématique peut constituer une première étape importante dans l'analyse des différences de performances en saut entre les individus, entre les espèces, et pour un même individu entre deux moments différents.

Ensuite, cette approche théorique intégrative a été utilisée pour approcher la notion de profil force-vitesse d'un individu et pour en étudier l'influence sur la performance en saut indépendamment de la puissance maximale. Cette notion de profil force-vitesse, appréciée par la pente de la relation force-vitesse, fait référence aux différentes combinaisons de force et vitesse maximales des membres inférieures pouvant induire les mêmes capacités de puissance. A partir de l'approche théorique proposée précédemment, la hauteur de saut a été exprimée mathématiquement en fonction de la distance de poussée, de la puissance maximale et de la pente de la relation force-vitesse. Cette analyse a permis de montrer que la performance en saut, et donc la capacité à produire une grande impulsion, est fortement liée à la puissance maximale des membres inférieurs, mais également à leur profil force-vitesse. Un profil force-vitesse optimal maximisant la hauteur de saut a été mis en évidence. Cette notion de profil force-vitesse d'un athlète, et la comparaison au profil optimal, semble intéressante à considérer pour optimiser les performances lors de mouvements explosifs visant à accélérer sa propre masse.

En conclusion, ce travail de thèse a permis, au moyen d'approches théoriques intégratives, d'éclaircir les relations entre la performance en saut vertical et les caractéristiques mécaniques de la poussée, d'une part pour proposer une nouvelle méthode d'évaluation simple des capacités mécaniques des membres inférieurs, et d'autre part pour comprendre et quantifier l'implication de ces dernières dans la performance lors de mouvements explosifs. Produire une grande impulsion lors d'une phase d'extension des membres inférieurs requière une puissance maximale élevée et un profil force-vitesse optimal.

Présentée par : Pierre Samozino

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

Co-Directrice : Dr. Frédérique Hintzy (MCU, Université de Savoie)

Mots clés : Biomécanique, relation force-vitesse, puissance, effort maximal, saut, méthode d'évaluation, facteur de performance

ABSTRACT

LOWER LIMBS MECHANICAL CAPABILITIES AND EXPLOSIVE MOVEMENTS
THEORETICAL INTEGRATIVE APPROACHES APPLIED TO VERTICAL JUMP

The aim of this work was to study the lower limbs mechanical capabilities and their involvement in explosive movement performance using theoretical integrative approaches.

The first part of this work proposed and validated a new simple method to evaluate lower limbs mechanical capabilities. This method, based on fundamental laws of dynamics, presents three equations giving mean values of force, velocity and power developed during a vertical jump from only three simple parameters: body mass, jump height and push-off distance. This method, convenient for field using, allows to measure power output during a maximal jump and to obtain force-velocity relationships from loaded jumps, these tests hitherto requiring specific devices.

The second part of this work proposed a new theoretical integrative approach to apprehend the involvement of lower limbs mechanical capabilities in vertical jumping performance.

First, considering that force production during push-off is limited by mechanical constraints imposed by both movement dynamics and force generator properties (*i.e.* lower limbs characteristics) allowed to express the maximal jump height an individual can reach as a function of only three mechanical characteristics of lower limbs: their maximal capability of force production, their maximal extension velocity and their range of extension. Besides to identify the mechanical variables determining jumping performance, this equation allowed to show and to quantify the positive influences of these three mechanical characteristics on jump height. Such a mathematical expression may be a first step to analyse differences in jumping ability between individuals, between species, and for a same individual at two different times.

Then, this theoretical integrative approach was used to apprehend the concept of force-velocity muscular profile and to study its effect on jumping performance independently of maximal power capabilities. This concept of force-velocity profile, quantified by the slope of the force-velocity relationship, refer to the different combinations of maximal force and velocity of lower limbs that may induce the same maximal power capability. From the previous-proposed approach, the maximal jump height has been expressed as a mathematical function of the range of lower limbs extension, the maximal power output and the slope of the force-velocity relationship. This analysis showed that jumping performance, and so the capability to produce a high mechanical impulse, is heavily related to the lower limbs maximal power capability, but also to the force-velocity profile. An optimal force-velocity profile maximising jump height has been put forward. This concept of force-velocity profile of an athlete, and its comparison to the optimal profile, is interesting to consider for optimizing explosive movement performances aiming to accelerate body mass.

To conclude, this work allowed, thanks to theoretical integrative approaches, to clarify the relationships between vertical jumping performance and push-off mechanical outputs, on the one hand to propose a new simple method to evaluate lower limbs mechanical capabilities, and on the other hand to understand and quantify the involvement of these latter in explosive movement performances. Producing a high impulse during a lower limbs extension phase require a high maximal power output and an optimal force-velocity profile.

Presented by : Pierre Samozino

Supervisor : Pr. Alain Belli (PU, University Jean Monnet, Saint-Etienne, France)

Co-supervisor : Dr. Frédérique Hintzy (MCF, University of Savoy, France)

Mots clés : biomechanics, force-velocity relationship, power output, maximal effort, jumping, method, performance factors

Ce travail de thèse a été réalisé au sein du Laboratoire de Physiologie de l'Exercice (anciennement unité de recherche de Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et du Handicap) de Saint-Etienne, et plus précisément dans les locaux du service de médecine du sport situés à l'hôpital Bellevue.

Néanmoins, cette belle aventure de doctorat a débuté au département STAPS de l'université de Savoie où, lors de ma 1^{ère} année de master, j'ai eu la chance de croiser le Dr Frédérique Hintzy qui m'a fait découvrir la recherche, m'a transmis cette passion et m'a donné envie de poursuivre dans cette voie. Merci de m'avoir fait confiance très tôt en me donnant l'opportunité de participer à tes activités de recherches et d'enseignement, et par la suite de m'avoir permis de les continuer à Saint-Etienne dans des conditions « optimales » ! Merci pour tes qualités humaines et ta gentillesse.

Ce travail de thèse n'aurait jamais vu le jour non plus sans le professeur Alain Belli qui a accepté de diriger ce travail et m'a accueilli au sein de l'équipe « bioméca » du 2^{ème} étage. Merci de m'avoir fait découvrir votre manière d'aborder la biomécanique, avec une vision à la fois intégrative, simple (aux premiers abords seulement!) et ingénieuse, et tout cela avec quelques touches de folie (et notamment les fameux « crazy projects » !). J'espère vraiment avoir la chance de pouvoir continuer à apprendre à vos (enfin « tes », j'y arriverai un jour...) côtés.

J'en profite également pour remercier le professeur André Geysant pour m'avoir accueilli dans son laboratoire et au sein de son service lorsque je suis arrivé à Saint-Etienne. Merci pour votre grande disponibilité et votre gentillesse.

Je tiens à remercier les personnes qui m'ont fait l'honneur d'accepter de lire et de juger ce travail : les professeurs Pietro di Prampero et Eric Berton, ainsi que les docteurs Abderrahmane Rahmani et Jean-Benoît Morin.

JB, je ne savais pas si je devais te remercier en tant que co-encadrant de ce travail de thèse, collègue de travail, juge de mon travail ou encore partenaire de 3x3 ... Un immense merci pour ta disponibilité et ton accompagnement au quotidien dans mes travaux de recherche et d'enseignement, ainsi que pour le partage de tes connaissances et de tes compétences. Et ce sans oublier les extras qui ont agrémenté tout ça, des premiers footings au parc de l'Europe quand tu habitais encore au Corbusier, jusqu'à *Main Road* avec ses *Whistle Shuttles*, ses *parkers* et sa pizza *lardo* de chez Adesso ! Te côtoyer et te voir travailler donne réellement envie de faire ton métier ! Merci beaucoup JB.

Je remercie aussi amicalement tous les collègues thésards qui m'ont accueilli très chaleureusement lors de mon arrivée et qui ont partagé avec moi la vie du labo : JP (et son célèbre *Arpheuil tour*), Mitch (et ses tournois inoubliables de *Mario Kart*), Momo (et ses directives "autoritaires" en salle d'entraînement), François (merci pour ta relecture), Luc, Vincent, An (dixit Dr No), Julien, Olivier, Pascal. Merci également à Fab pour tous les

moments Savoyards partagés ensemble (j'espère pouvoir te suivre un jour sur les pentes de Pralo). Merci à tous d'avoir rendu ces années de thèse plus que sympathiques !

Une mention spéciale à mes deux collègues et amis du bureau 205 qui ont grandement contribué à l'aboutissement de ce travail, notamment grâce à nos longues discussions « scientifiques » et moins scientifiques très enrichissantes, mais surtout en rendant agréable tout le temps passé au pavillon 9 (et ailleurs...). Vous avez réussi à me faire apprécier votre ville, je me sens presque Stéphanois maintenant (ce qui ne veut pas dire pour autant supporter des verts...). Nico, j'espère que maintenant le « foxbury » n'a plus de secret pour toi. Phil, le plus important restera quand même notre belle victoire à l'Arpheuil tour'06 !

Merci à toutes les personnes que j'ai eu l'opportunité de côtoyer au cours de ce doctorat, que ce soit les enseignants-chercheurs du labo (Guillaume, Thierry, Henri), ou les médecins (Christian, Léo, Roger) et personnels (Michelle, Hourria, Dominique, Marie-Pierre, Monique) du pavillon 9. Un salut amical tout particulier à Régis et Josiane.

Merci à toute ma Famille, et surtout mes parents qui m'ont toujours encouragé, soutenu et accompagné tout au long de ce parcours scolaire. Merci pour toutes les valeurs que vous m'avais transmises et que vous continuez à me transmettre. Papa, maman, Marie, Claire, mamie Guite, merci pour toute l'affection que vous me donnez et pour tout ce que vous m'apportez chaque jour.

Soraya, tu restes de très loin la plus belle rencontre que j'ai faite lors de ces années de doctorat (et bien au-delà...). Je te remercie pour ce que tu ES, tout simplement. Que c'est bon d'être à tes côtés !

Extrait d'un entretien de R. McNeill Alexander
dans *Current Biology* (2006, vol. 16, issue 14)

Have you any hints for newcomers to the field (of Biomechanics)?

“Use simple mathematical models for clarifying arguments and generating hypotheses. Don't try to make your model as complex as the animal it represents: you will never succeed, and the effort may be counterproductive because it is often not apparent which features of a complex model are responsible for the effects it shows. On the other hand, if a model is simple enough, you can tell what caused the effect. I have found optimization models particularly useful — models that seek the best possible structure or behaviour. For example, if a model tells me that a particular pattern of behaviour is the best possible in given circumstances, and if real animals do something quite different, that suggests that I may have failed to understand the issues at stake”.

Pr. R. McNeill Alexander est un chercheur anglais appartenant à *The Institute for Integrative and Comparative Biology* de l'université de Leeds (Royaume-Uni). Diplômé en zoologie, il a surtout travaillé, et travaille toujours, sur la mécanique du mouvement humain et animal en utilisant des approches intégratives basées sur des modèles mathématiques.

TABLE DES MATIÈRES

GLOSSAIRE	4
INTRODUCTION GENERALE	6
I. PRINCIPES FONDAMENTAUX DE LA DYNAMIQUE	9
1. Analyse de la dynamique de la poussée par la quantité de mouvement.....	9
2. Analyse de la dynamique de la poussée par l'énergie mécanique.....	11
II. CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFERIEURS	13
1. Propriétés mécaniques intrinsèques du muscle strié squelettique.....	14
2. Propriétés mécaniques du muscle <i>in vivo</i>	17
III. EVALUATION DES CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFERIEURS	25
1. Principes méthodologiques généraux.....	25
2. Relations force-vitesse et puissance-vitesse par des méthodes de laboratoire.....	28
3. Evaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs par des méthodes de terrain.....	40
IV. IMPLICATIONS DES CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFERIEURS DANS LA PERFORMANCE D'UN MOUVEMENT EXPLOSIF	47
1. Pourquoi étudier le lien entre les capacités mécaniques des membres inférieurs et la performance dans les mouvements explosifs ?.....	47
2. Quelles sont les capacités mécaniques des membres inférieurs qui déterminent la performance en saut ?.....	49
V. OBJECTIFS DE TRAVAIL	56
PARTIE 1 : UNE NOUVELLE METHODE SIMPLE POUR MESURER LA FORCE, LA VITESSE ET LA PUISSANCE LORS D'UN SAUT VERTICAL	57
I. SYNTHÈSE DU CONTEXTE THÉORIQUE	58
II. METHODOLOGIE	59
1. Bases théoriques.....	59
2. Méthodologie de validation.....	61
III. RESULTATS	65
1. Précision de la méthode proposée.....	65
2. Reproductibilité de la méthode proposée.....	68
IV. DISCUSSION	68
1. Relation entre la puissance développée et les paramètres qui l'influencent.....	68
2. Validation des équations en tant que méthode de terrain pour l'évaluation de la force, de la vitesse et de la puissance lors d'un saut.....	70
3. Utilisation de la méthode proposée pour déterminer des relations force-vitesse.....	75
4. Utilisation de la méthode proposée pour l'étude des sauts chez les animaux.....	77
V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES	78
VI. APPENDICES	80

PARTIE 2a : LA PERFORMANCE EN SAUT : IMPLICATION DES CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFERIEURS	83
I. SYNTHÈSE DU CONTEXTE THÉORIQUE	84
II. APPROCHE THÉORIQUE	86
1. Contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement	86
2. Contraintes mécaniques imposées par le générateur de force	88
3. Relation entre la vitesse de décollage et la vitesse moyenne	89
4. Détermination de la vitesse de décollage maximale qui peut être atteinte	90
III. RESULTATS : INFLUENCE DE CHAQUE VARIABLE SUR L'HABILETE A SAUTER	92
IV. DISCUSSION	94
1. Limites de l'approche théorique	94
2. La performance en saut est expliquée par seulement trois grandeurs mécaniques intégratives	96
3. Influences respectives de chaque variable sur la performance en saut	98
4. Application et confrontation à des données expérimentales	99
5. Amélioration de la performance et limites mécaniques	103
V. CONCLUSION	106
VI. PERSPECTIVES	107
VII. APPENDICES	108
PARTIE 2b : LA PERFORMANCE EN SAUT <i>ALTIUS : CITIUS OU FORTIUS ?</i>	111
I. INTRODUCTION	112
II. APPROCHE THÉORIQUE	115
III. RESULTATS	116
1. Influence respective de chaque variable sur l'habileté à sauter	116
2. Profil force-vitesse optimal maximisant la hauteur de saut	119
3. Comment le profil force-vitesse peut-il influencer la hauteur de saut ?	120
IV. DISCUSSION	123
1. Puissance maximale et performance en saut	124
2. Profil force-vitesse optimal	125
3. Profil force-vitesse et entraînement sportif	126
V. CONCLUSION	128
VI. APPENDICES	129
CONCLUSION GENERALE & PERSPECTIVES	131
REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES	135
ANNEXES	148

GLOSSAIRE

m	Masse (kg)
t	Temps (s)
\vec{F}_R	Force extérieure résultante appliquée à un corps (vecteur)
\vec{p}	Quantité de mouvement (vecteur)
\bar{F}_R	Force résultante moyenne (N)
E_C	Energie cinétique d'un corps (J)
v	Vitesse de déplacement d'un corps ($m.s^{-1}$)
W	Travail mécanique produit sur un corps (J)
F_0	Force dynamique maximale pouvant être théoriquement développée à vitesse nulle (N ou $N.kg^{-1}$)
v_0	Vitesse maximale à laquelle une force théorique nulle peut être développée ($m.s^{-1}$)
P_{max}	Puissance maximale pouvant être développée (W ou $W.kg^{-1}$)
v_{opt}	Vitesse optimale de production de force permettant le développement de P_{max} ($m.s^{-1}$)
h	hauteur de saut, correspond au déplacement vertical du centre de masse lors de la phase de vol d'un saut (m)
g	Accélération gravitationnelle ($9,81 m.s^{-2}$)
t_v	Temps de vol lors d'un saut vertical (s)
t_c	Temps de contact au sol entre deux sauts verticaux consécutifs (s)
W_T	Travail mécanique total produit lors de la poussée par les membres inférieurs (J)
h_{PO}	Distance de poussée verticale lors d'un saut, correspond au déploiement des membres inférieurs (m)
h_i	Hauteur initiale du centre de masse lors d'un saut, <i>i.e.</i> en position de départ (m)
\bar{F}	Force verticale moyenne développée lors de la poussée (N ou $N.kg^{-1}$)
\bar{v}	Vitesse verticale moyenne du centre de masse lors de la poussée ($m.s^{-1}$)
\bar{P}	Puissance verticale moyenne développée lors de la poussée (W ou $W.kg^{-1}$)
t_{PO}	Durée de la phase de poussée d'un saut (s)

- v_{dec} Vitesse verticale du centre de masse au décollage d'un saut ($m.s^{-1}$)
- $SJ_0, SJ_{25}, SJ_{50}, SJ_{75}$ Sauts verticaux de type *Squat Jump* réalisés respectivement sans charge additionnelle, et avec une charge additionnelle de 25%, 50% et 75% de la masse corporelle
- GRF Force de réaction du sol (de l'anglais *Ground Reaction Force*) (N)
- a Accélération verticale du centre de masse ($m.s^{-2}$)
- \bar{F}_{PF} Valeur de \bar{F} obtenue à partir de la plate-forme de force (N)
- \bar{v}_{PF} Valeur de \bar{v} obtenue à partir de la plate-forme de force ($m.s^{-1}$)
- \bar{P}_{PF} Valeur de \bar{P} obtenue à partir de la plate-forme de force (W)
- \bar{F}_0 Valeur théorique maximale de \bar{F} que les membres inférieurs peuvent produire au cours d'une extension à vitesse nulle ($N.kg^{-1}$)
- \bar{v}_0 Valeur théorique maximale de \bar{v} à laquelle les membres inférieurs peuvent s'étendre au cours d'une extension sous l'action des muscles ($m.s^{-1}$)
- v_{decMAX} Vitesse de décollage maximale pouvant être atteinte par un individu ($m.s^{-1}$)
- h_{max} Hauteur maximale de saut pouvant être atteinte par un individu (m)
- \bar{P}_{max} Valeur maximale de \bar{P} que les membres inférieurs peuvent développer au cours d'une extension ($W.kg^{-1}$)
- pente* Pente de la relation force-vitesse ($N.s.m^{-1}.kg^{-1}$)
- $pente_{OPT}$ Valeur optimale de la pente de la relation force-vitesse permettant de maximiser la performance en saut pour des valeurs de \bar{P}_{max} et h_{PO} données ($N.s.m^{-1}.kg^{-1}$)

INTRODUCTION GENERALE

Publications entrant dans le cadre de cette introduction générale :

Samozino P., Horvais N., Hintzy F. (2007) Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 : 680-687

ANNEXE I

Samozino P., Horvais N., Hintzy F. (2007) Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? Présentation affichée au *11th Congress of the European College of Sport Science*, Lausanne 5-8 juillet, Proceedings p. 578

ANNEXE V

La locomotion, et notamment la faculté de se déplacer rapidement, est une des principales fonctions vitales des animaux, que ce soit pour capturer des proies ou s'échapper des prédateurs. La survie de l'Homme, aujourd'hui assistée par de nombreuses technologies, est beaucoup moins liée à cette capacité à se mouvoir rapidement. Cependant, le sport, qui tient une place très importante dans nos sociétés actuelles tant sur le plan culturel, social, politique ou économique, fait perdurer la mise en compétition des Hommes entre eux sur la base de leurs capacités physiques, et notamment de leur habileté à déplacer leur corps. Se déplacer rapidement est un facteur clé de la performance dans de nombreux sports (rugby, tennis, football, basket-ball, sauts en hauteur ou en longueur...) et constitue le but ultime de nombreuses disciplines d'athlétisme, dont la principale est le 100 m.

Que ce soit pour l'animal ou pour l'Homme, la rapidité des déplacements est en premier lieu déterminée par la capacité d'accélérer son corps à partir d'une position de repos, c'est-à-dire d'atteindre la plus grande vitesse possible dans les plus brefs délais¹. Pour les déplacements terrestres, les sauts maximaux et les départs de courses sont les meilleurs exemples de ce type de comportements d'accélération, et sont souvent qualifiés de mouvements explosifs. Un mouvement explosif peut donc être défini comme un mouvement réalisé de manière maximale et visant à accélérer le plus possible une masse mobile. Lors des deux exemples précédemment cités (saut et départ en sprint), l'accélération du corps s'effectue par l'extension des extrémités inférieures, c'est-à-dire des pattes postérieures pour les quadrupèdes ou des membres inférieurs pour les bipèdes². **Quelles caractéristiques doivent présenter ces membres inférieurs pour exceller dans ce type de mouvements explosifs ?** La compréhension des facteurs déterminant la capacité à accélérer passe par l'étude des phénomènes à l'origine du mouvement d'un corps.

La science qui étudie les causes du mouvement d'un corps, et plus précisément les causes de variations de mouvement, est la dynamique. Cette branche de la mécanique est régie par les trois lois énoncées par Isaac Newton au XVII^{ème} siècle dans les *Principes mathématiques de la philosophie naturelle* (Newton, 1687). La première des trois lois stipule qu'un corps reste immobile ou conserve un mouvement rectiligne uniforme aussi longtemps qu'aucune force extérieure ne vient modifier son état. Autrement dit, la modification de l'état de mouvement d'un corps, et notamment son accélération, ne peut être due qu'à l'application d'une force extérieure à ce corps. C'est la loi de l'inertie. D'après la deuxième loi, constituant le principe fondamental

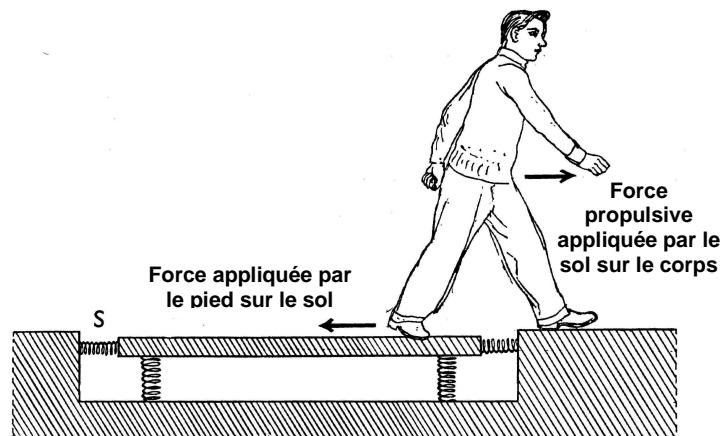
¹ Les capacités d'accélération se réfère ici, et tout au long de ce travail, à des accélérations positives.

² Pour plus de clarté, le terme « membres inférieurs » sera utilisé dans la suite du document pour désigner les membres propulseurs, que ce soit pour les animaux ou pour les Hommes.

de la dynamique, le changement de l'état de mouvement du corps est proportionnel à cette force extérieure. La troisième loi de Newton, correspondant au principe des actions réciproques, indique que cette force extérieure appliquée par l'environnement sur l'individu est la conséquence d'une force appliquée par l'individu sur ce même environnement, ces deux forces ayant la même intensité et la même direction, mais étant de sens opposés (Figure 1). Aux vues de ces trois lois, la capacité d'un individu à accélérer son corps dépend de la force produite par ses membres inférieurs sur son environnement. **L'analyse de la capacité à accélérer son corps passe donc par l'étude de la capacité « maximale »³ d'un individu à produire une force propulsive sur son environnement, et plus précisément de la capacité des membres inférieurs à produire cette force.**

Figure 1 _____

Illustration du principe d'action – réaction qui est à l'origine de tout mouvement : pour avancer dans un sens, l'individu doit appliquer une force sur l'environnement dans le sens opposé. Dans cette illustration, cette force produite peut-être visualisée par la compression du ressort S. (d'après Gray, 1953)



Le travail de thèse présenté ici s'intéresse aux capacités mécaniques des membres inférieurs et à leur lien avec la performance lors de mouvements explosifs. La première partie de cette introduction générale visera à rappeler quelques principes fondamentaux de la dynamique permettant de comprendre le lien entre l'accélération d'un corps et les modalités de la production de force. La deuxième partie aura pour but de décrire et analyser les capacités mécaniques des membres inférieurs en lien avec cette production de force lors d'efforts explosifs. La troisième partie présentera les différentes méthodes pour évaluer ces capacités mécaniques chez l'Homme. Enfin, la dernière partie aura pour objet d'identifier leur implication dans la performance en saut, celui-ci étant le meilleur exemple de mouvement explosif dont le succès dépend directement de la capacité à accélérer son corps à partir d'une position de repos.

³ L'expression « capacité maximale » peut être vue comme un pléonasme car le terme « capacité » désigne le fait « d'être capable de », et donc fait référence à une aptitude maximale. Par mesure de clarté, les termes « capacité » et « maximal » ne seront plus associés dans la suite de ce document, même s'il s'agira de ce que les membres inférieurs sont capables de produire au maximum.

I. PRINCIPES FONDAMENTAUX DE LA DYNAMIQUE

L'objet de cette partie est de comprendre et quantifier les phénomènes mécaniques à l'origine du mouvement dans le but d'identifier les caractéristiques mécaniques, ou grandeurs mécaniques, de la phase de poussée des membres inférieurs (*i.e.* la phase d'application de la force) qui déterminent la performance lors d'un mouvement explosif. Le terme « performance » correspond ici à la faculté d'accélérer son corps le plus possible, et donc d'atteindre la plus grande vitesse à la fin de la phase de poussée.

L'analyse dynamique de la poussée permet de comprendre l'action des forces extérieures et leur incidence sur la mise en mouvement du corps. Dans ce type d'analyse, et ce sera le cas dans tout ce travail de thèse, le corps est considéré comme un système entier et c'est la dynamique du centre de masse de ce système qui est étudiée. Traditionnellement, la quantification et la compréhension de l'effet d'une force extérieure sur l'état de mouvement d'un corps peuvent être abordées par deux approches : la première étudie comment la force agit sur la quantité de mouvement, la seconde étudie les variations d'énergie mécanique causées par l'application de cette force. Ces deux approches sont présentées ici à travers l'analyse d'une phase de poussée explosive des membres inférieurs (vitesse initiale nulle et direction constante tout au long de la poussée).

1. Analyse de la dynamique de la poussée par la quantité de mouvement

La notion de quantité de mouvement est la première notion mécanique utilisée par Isaac Newton lorsqu'il a formulé sa théorie (Newton, 1687). La quantité de mouvement permet de quantifier l'état de mouvement d'un corps. Longtemps caractérisé uniquement par la vitesse, l'état de mouvement d'un corps doit également tenir compte de l'inertie du corps, c'est-à-dire de sa capacité à résister aux changements de vitesse. L'inertie d'un corps dans un mouvement de translation, comme le saut ou la poussée initiale d'un sprint, se quantifie par sa quantité de matière, autrement dit sa masse. Les travaux successifs de Galilée, Descartes et Newton ont abouti à définir la quantité de mouvement \vec{p} d'un corps par le produit de sa masse m par sa vitesse \vec{v} :

$$\vec{p} = m\vec{v} \quad \text{Eq. 1}$$

Cette quantité de mouvement reste inchangée tant qu'aucune force extérieure ne vient s'appliquer sur le corps (principe d'inertie, 1^{ère} loi de Newton, Figure 2). Lors d'une phase de

poussée, la capacité à accélérer son corps à partir d'une position de repos revient donc à le faire passer d'une quantité de mouvement nulle à la plus grande quantité de mouvement possible. Par sa seconde loi, Newton indique que cette variation de quantité de mouvement ($\Delta m\vec{v}$) dépend de la force extérieure résultante⁴ (\vec{F}_R) et de son temps d'application (Δt), tel que :

$$\Delta m\vec{v} = \vec{F}_R \Delta t \quad \text{Eq. 2}$$

La quantité $\vec{F}_R \Delta t$ a été appelée impulsion et peut être calculée soit par le produit d'une force résultante constante par son temps d'application, soit, si la force résultante varie avec le temps, par le produit de la force moyenne par le temps d'application. Etant donné que les vecteurs \vec{F}_R et \vec{p} ont la même direction et le même sens, la norme de la force résultante moyenne (\bar{F}_R) peut être interprétée comme le taux de variation moyen de la quantité de mouvement en fonction du temps, c'est-à-dire la variation de la quantité de mouvement par unité de temps :

$$\bar{F}_R = \frac{\Delta mv}{\Delta t} \quad \text{Eq. 3}$$

Notons que dans le cadre de la mécanique newtonienne (vitesses faibles par rapport à la vitesse de la lumière), et si la masse ne varie pas, $\Delta mv = m\Delta v$.

L'analyse dynamique de la poussée par la quantité de mouvement met donc en avant trois caractéristiques mécaniques de la poussée pouvant déterminer l'accélération d'un corps, et donc la performance lors de mouvements explosifs :

- **l'impulsion produite sur l'environnement**
 - **la quantité de force développée pendant la poussée (représentée par la force résultante moyenne sur toute la phase de poussée)**
 - **le temps d'application de cette force⁵**
-

⁴ La force extérieure résultante correspond à la somme vectorielle de toutes les forces extérieures s'appliquant au système étudié

⁵ Ces trois grandeurs mécaniques sont reliées entre elles.

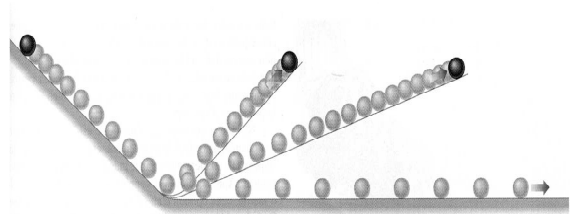


Figure 2

Expérience de Galilée à l'origine du principe d'inertie de Newton : une bille qui roule sur un plan incliné remonte sur le 2^{ème} plan incliné presque au même niveau vertical que celui de départ. Si le 2^{ème} plan est horizontal et sans frottement, la bille devrait rouler indéfiniment.

2. Analyse de la dynamique de la poussée par l'énergie mécanique

Bien que la mécanique newtonienne, fondée sur la quantité de mouvement, permette de résoudre tous les problèmes de la mécanique classique, une approche alternative, basée sur la notion d'énergie, est aussi largement utilisée pour analyser les phénomènes mécaniques à l'origine du mouvement. Ces deux approches complémentaires utilisent des principes différents.

L'énergie est un concept abstrait qui est souvent défini comme la capacité à produire un travail. Tout l'intérêt de la notion d'énergie réside dans le fait qu'elle correspond à une grandeur qui se conserve : dans un système isolé (*i.e.* sans échange d'énergie avec l'extérieur), la quantité totale d'énergie reste inchangée, seuls des échanges entre différents types d'énergie sont possibles. Ce principe de conservation de l'énergie est intéressant pour quantifier les interactions entre des phénomènes très différents, mettant en jeu des formes d'énergies diverses, qu'elles soient d'ordre électrique, thermique ou encore mécanique. Du point de vue mécanique, l'énergie d'un corps se manifeste sous deux formes fondamentales : l'énergie cinétique et l'énergie potentielle. L'énergie cinétique est l'énergie associée au mouvement alors que l'énergie potentielle correspond à l'énergie emmagasinée par un corps du fait de sa position dans un champ de force (force gravitationnelle ou élastique par exemple). L'énergie mécanique totale d'un corps est la somme de ces deux formes d'énergie.

Dans le cadre de l'étude de l'accélération d'un corps, c'est l'énergie cinétique qui est à prendre en compte car elle représente l'état de mouvement de ce corps, tout comme le fait la quantité de mouvement. Même si le terme d'énergie cinétique et son utilisation pour comprendre les causes mécaniques du mouvement datent du XIX^{ème} siècle (première utilisation par, entre autres, Thomas Young et Lord Kelvin), le concept était apparu bien avant, au moment même où la notion de quantité de mouvement s'officialisait avec les lois de Newton. Certains physiciens du XVII^{ème} siècle, comme Huygens ou Leibniz, restaient sceptiques quant à la grandeur « quantité de mouvement » pour quantifier l'état de mouvement d'un corps et préféraient une grandeur indépendante de la direction (c'est-à-dire une grandeur scalaire) et qui ne puisse s'annuler qu'à l'arrêt. En effet, la quantité de mouvement d'un système peut être nulle même si certains éléments du système sont en mouvement ; il suffit que la somme des quantités de mouvement de chaque élément du système soit nulle. C'est de ces observations qu'est apparue la notion d'énergie cinétique (E_C) pour quantifier l'état de mouvement d'un corps de masse m se déplaçant à la vitesse v :

$$E_C = \frac{1}{2} mv^2 \quad \text{Eq. 4}$$

Dans l'étude des causes du mouvement, ce sont les variations d'énergie mécanique qui sont importantes. La capacité à accélérer son corps à partir d'une position de repos revient donc à le faire évoluer d'une énergie cinétique nulle à la plus grande énergie cinétique possible. Les variations d'énergie cinétique, comme toutes variations d'énergie mécanique (E), sont toujours le résultat d'un travail mécanique (W), c'est-à-dire de l'application d'une force \vec{F} sur une distance d :

$$W = \Delta E = \vec{F} \cdot \vec{d} \quad \text{Eq. 5}$$

Contrairement à l'impulsion, W n'a pas de dimension vectorielle : l'équation 5 est un produit scalaire. Ce travail mécanique, qui cause l'augmentation de l'énergie cinétique du corps, permet de vaincre l'inertie de ce corps et donc de l'accélérer (théorème de l'énergie cinétique). Le concept de travail mécanique ne tient pas compte du temps : un même travail mécanique, résultant à une même variation d'énergie, peut être effectué sur des durées très différentes. C'est pour différencier ces situations que la notion de puissance mécanique est utilisée. La puissance mécanique correspond aux taux de variation de l'énergie, c'est-à-dire à la « vitesse » à laquelle le travail est effectué. La puissance moyenne \bar{P} sur l'intervalle de temps Δt peut donc être exprimée par :

$$\bar{P} = \frac{W}{\Delta t} \quad \text{Eq. 6}$$

L'analyse dynamique de la poussée par l'énergie cinétique met donc en avant quatre caractéristiques mécaniques de la poussée pouvant déterminer l'accélération d'un corps, et donc la performance lors d'un mouvement explosif:

- **le travail mécanique produit sur l'environnement**
 - **la quantité de force développée pendant la poussée (représentée par la force résultante moyenne sur toute la phase de poussée)**
 - **la distance sur laquelle cette force est appliquée**
 - **la puissance moyenne développée sur toute la phase de poussée⁶**
-

⁶ Ces quatre caractéristiques sont reliées entres elles.

Résumé Partie I - Introduction générale

En résumé, deux approches distinctes sont principalement utilisées en dynamique pour l'étude des causes du mouvement. Ces approches mettent en avant les différentes caractéristiques mécaniques de la poussée, *i.e.* les modalités d'application de la force, pouvant influencer l'accélération d'un corps lors d'un mouvement explosif.

Après ce bref résumé des principes fondamentaux de la dynamique régissant l'étude des causes du mouvement d'un corps, il est intéressant d'analyser les capacités mécaniques des membres inférieurs en lien avec ces modalités d'application de la force lors de la poussée.

II. CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFÉRIEURS

Dans les systèmes de production de force, qu'ils appartiennent au domaine du vivant (*e.g.* muscles) ou du non vivant (*e.g.* moteur thermique ou électrique), la capacité à produire une force maximale dépend généralement de la vitesse à laquelle cette force est générée. L'étude de la relation entre la capacité à générer de la force et la vitesse du mouvement lors d'efforts maximaux permet de comprendre les limites mécaniques qui contraignent la production de force. Cette notion de limite mécanique est bien connue en technologie : le fonctionnement de tout moteur est caractérisé par ses capacités de force-vitesse (ou couple-vitesse de rotation du moteur) qui sont en lien avec les exigences d'utilisation et qui déterminent ses performances maximales (Gülch, 1994, Figure 3). Par exemple, un tracteur est capable de développer des forces (ou couples) bien plus élevées qu'une voiture classique, et peut donc tracter des charges plus importantes que cette dernière. Néanmoins, lorsqu'il n'y a aucun chargement, il ne peut pas rouler plus vite que la voiture du fait d'une vitesse maximale de moteur très limitée, et ce même avec des capacités de force plus importante. Ainsi, la compréhension des limites mécaniques de la production de force des membres inférieurs, qui peuvent être considérés comme de véritables générateurs de force, passe par l'étude de la relation entre la force générée et la vitesse du mouvement.

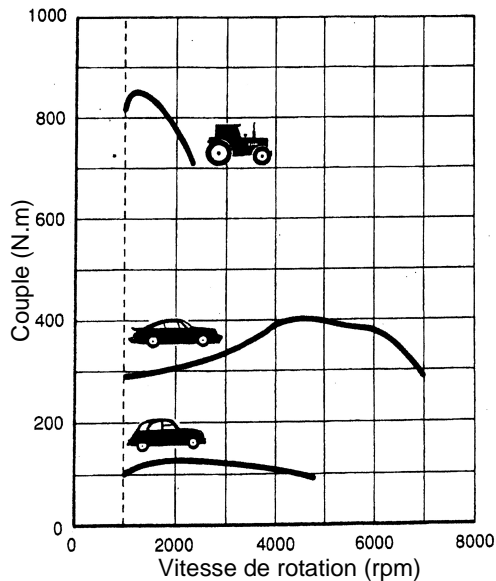


Figure 3

Caractéristiques mécaniques typiques de trois moteurs de véhicules différents. Le moteur du tracteur est spécialement construit pour développer de grandes forces à des faibles vitesses, le moteur de la voiture sportive est conçu pour pouvoir atteindre des vitesses élevées tout en produisant des forces importantes, et le moteur de la citadine est optimisé pour répondre aux besoins de force et de vitesse d'une utilisation typique en ville.

(d'après Gülch, 1994)

Au niveau de l'organisme, le système permettant de mobiliser le squelette, et par conséquent de produire de la force, est le muscle strié squelettique. Ainsi, la génération de force par les membres inférieurs a pour origine la production de force musculaire. Par conséquent, l'étude de la capacité à produire de la force chez l'Homme ou l'animal repose sur les propriétés intrinsèques du système musculo-squelettique.

1. Propriétés mécaniques intrinsèques du muscle strié squelettique

L'étude des propriétés mécaniques du muscle a été réalisée par le biais de modèles mécaniques visant à simuler le comportement mécanique du complexe muscle-tendon à partir de l'assemblage d'un nombre restreint d'éléments. Après différentes propositions de modèles, dont la première date de 1846 (Weber, 1846), c'est le modèle à trois composantes de A.V. Hill (Hill, 1951) qui sert de base aujourd'hui à de nombreuses interprétations et expérimentations menées sur le muscle isolé *in vitro* et *in situ* (Goubel et Lensele-Corbeil, 1998). Ce modèle associe une composante contractile, générateur de force du muscle, à deux composantes élastiques placées en série et en parallèle de ce générateur de force. Etant donné que les composantes élastiques interviennent très peu dans la génération de force lors d'accélération à partir d'une position de repos, seule la composante contractile sera étudiée dans ce travail. Les mécanismes de production de force par la composante contractile sont décrits par la « théorie des filaments glissants » (ou « cross-bridge theory ») proposée par A.F. Huxley en 1957 : la contraction musculaire met en jeu des filaments protéiques d'actine et de myosine, qui par leurs glissements les uns par rapport aux autres induisent un raccourcissement des fibres (Huxley,

1957). Il en résulte une production de force au niveau de chaque fibre musculaire activée, cette production de force étant dépendante de la vitesse de raccourcissement des fibres.

La relation entre production de force et vitesse de raccourcissement du muscle a été étudiée sur muscle isolé (Gasser et Hill, 1924; Levin et Wyman, 1927; Ritchie et Wilkie, 1958) et décrite mathématiquement par Fenn et Marsh (1935), puis par Hill (1938). L'équation hyperbolique proposée par Hill s'est montrée la plus adaptée et décrit la relation force-vitesse d'un muscle isolé activé de manière maximale par :

$$(F + a)(v + b) = (F_0 + a)b = \text{constante} \quad \text{Eq. 7}$$

avec F la force produite, v la vitesse de raccourcissement du muscle, F_0 la force maximale théorique (correspondant à une contraction à une vitesse nulle, soit à une contraction isométrique), a et b des constantes ayant respectivement les dimensions d'une force et d'une vitesse. Bien que cette relation ait été formulée empiriquement à partir de mesures de chaleur produite par les muscles⁷, elle a été confirmée par la suite par la théorie des filaments glissants de Huxley (1957).

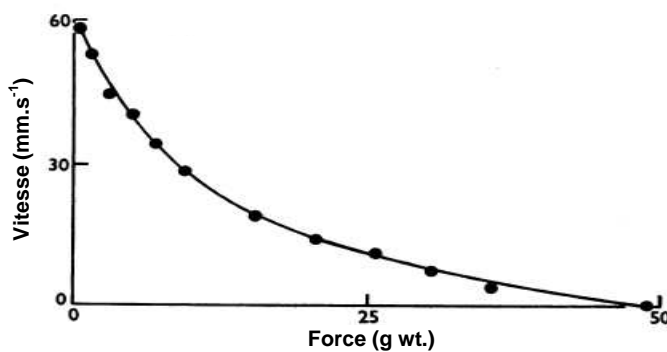


Figure 4

Relation force – vitesse obtenue sur un muscle sartorius isolé de grenouille. Les points noirs représentent les valeurs mesurées expérimentalement. La ligne continue a été tracée à partir de l'équation de Hill.

(1 g wt. = $9,81 \cdot 10^{-3}$ N)

(d'après Ritchie et Wilkie, 1958)

La Figure 4 illustre cette relation hyperbolique inverse entre force et vitesse de raccourcissement observée sur muscles isolés⁸. D'un point de vue physiologique, les points d'intersection de cette courbe avec les axes ont une signification particulière. Comme mentionné précédemment, l'intersection avec l'axe de la force correspond à la force maximale isométrique (F_0). L'intersection avec l'axe de la vitesse représente la vitesse maximale de raccourcissement du muscle sans charge, *i.e.* sans production de force (v_0). Ces deux valeurs caractéristiques sont influencées par des facteurs anatomiques et physiologiques. La force maximale F_0 est notamment dépendante de la surface de section du muscle, et plus

⁷ la chaleur produite lors d'une contraction maximale est due à l'énergie dissipée contre la viscosité du muscle lors de son raccourcissement (cf. figure 6)

⁸ notons que les relations force-vitesse peuvent être présentées indifféremment avec la force ou la vitesse en variable dépendante (axe des ordonnées)

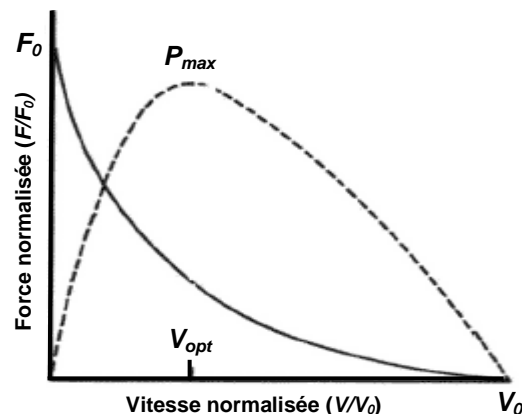
précisément du nombre de sarcomères disposés en parallèle dans le muscle (e.g. MacIntosh et Holash, 2000). La vitesse maximale de raccourcissement v_0 est surtout influencée par le type de fibres déterminant la rapidité de cycles d'attachement et de détachement de la myosine sur l'actine (Edman et al., 1988; Gülch, 1994). L'influence de la longueur des fibres (et notamment du nombre de sarcomères en série) sur v_0 , souvent proposée d'un point de vue théorique (Edgerton et al., 1986; Herzog, 2000), est très controversée (Edman, 1979; MacIntosh et Holash, 2000).

Par ailleurs, la formulation mathématique de la relation entre la force et la vitesse peut être utilisée pour étudier les capacités de puissance du muscle en fonction de la vitesse. En effet, le produit de la force développée par la vitesse de raccourcissement a une dimension de puissance⁹, et représente, comme définie dans la première partie (Eq. 6), la vitesse à laquelle le travail est effectué. La relation puissance-vitesse est de type parabolique et présente un maximum correspondant à la puissance maximale (P_{max}) que le muscle est capable de développer (Figure 5). Il existe donc une vitesse de raccourcissement optimale (v_{opt}), associée à une force précise, maximisant le développement de puissance par le muscle.

Figure 5

Relation typique force-vitesse d'un muscle isolé (ligne continue) dont la conséquence mathématique est la relation puissance-vitesse (ligne discontinue). La puissance maximale (P_{max}) est atteinte à une vitesse optimale (v_{opt}). Les valeurs de force et de vitesse sont normalisées par rapport aux valeurs maximales (F_0 et v_0).

(d'après Sargeant et de Haan, 2006)



Les relations force et puissance-vitesse, présentées ci-dessus pour des raccourcissements du muscle (actions concentriques), sont également définies pour des vitesses négatives, c'est-à-dire pour des contractions musculaires accompagnées d'un allongement de la composante contractile (actions excentriques). Lors de phase de poussées maximales chez les mammifères, les muscles des membres inférieurs travaillent principalement en se raccourcissant. Les caractéristiques mécaniques des actions excentriques ne seront donc pas détaillées dans ce travail.

⁹ $P = \frac{W}{\Delta t} = \frac{F \cdot d}{\Delta t} = F \cdot v$ (Eq. 6)

Les capacités mécaniques d'un muscle isolé découlent de ses propriétés mécaniques intrinsèques :

- **Les capacités de production de force d'un muscle diminuent lorsque sa vitesse de raccourcissement augmente**
 - **Un muscle isolé produit une puissance maximale à une vitesse de raccourcissement intermédiaire (dite vitesse optimale)**
 - **Quatre valeurs caractéristiques résument, en partie, ces capacités mécaniques musculaires : F_0 , v_0 , P_{max} , v_{opt}**
-

Ces capacités mécaniques concernent le muscle isolé (et également la fibre musculaire isolée) étudié dans des conditions *in vitro* : composition du milieu intra et extra cellulaire contrôlé, activation nerveuse maximale, température fixée... Qu'en est-il de ces capacités musculaires *in vivo* ? L'étude de ces relations force-vitesse et puissance-vitesse en condition *in vivo* (*i.e.* en conservant le muscle sur l'animal, y compris chez l'humain) est maintenant nécessaire pour comprendre les capacités mécaniques musculaires dans le cadre de mouvements réels, c'est-à-dire dans la conformation réelle des muscles et à leur emplacement propre sur le squelette.

2. Propriétés mécaniques du muscle *in vivo*

Les relations force-vitesse et puissance-vitesse *in vivo* ont été explorées sur des mouvements mono-articulaires simples n'impliquant qu'un seul groupe musculaire, mais aussi sur des mouvements pluri-articulaires considérant le membre entier (supérieur ou inférieur) comme générateur de force. Les variables mécaniques (force, vitesse, puissance) ne sont alors plus mesurées au niveau du muscle, mais à la périphérie des segments (*e.g.* main ou pied) ou autour d'une articulation (*e.g.* coude ou genou).

MOUVEMENTS MONO-ARTICULAIRES

C'est sur un mouvement humain de flexion du coude que, en 1922, A.V.Hill est le premier à observer une diminution de la force musculaire avec l'augmentation de la vitesse lors d'un effort maximal (Figure 6, Hill, 1922). Ce sont ces observations qui ont été à l'origine des explorations *in vitro* décrites précédemment sur muscles isolés. Néanmoins, la première véritable relation force-vitesse déterminée directement sur l'Homme est à attribuer à l'équipe de R.J. Dorn qui a

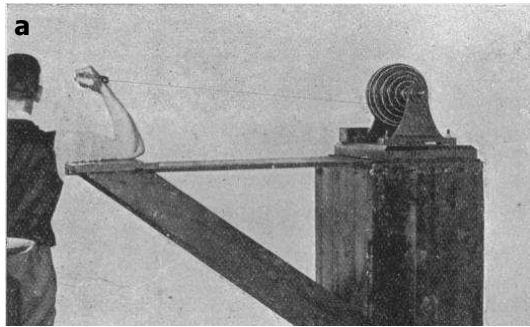
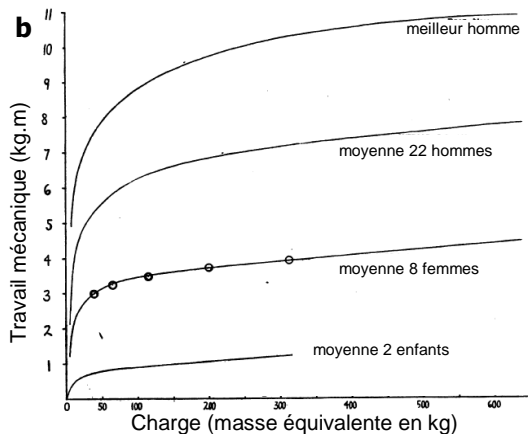


Figure 6

a - Ergomètre mis en place et utilisé par Hill en 1922 pour mesurer le travail mécanique réalisé par les fléchisseurs du coude contre l'inertie d'un volant.

b - Relation entre le travail mécanique maximal produit par les fléchisseurs du coude et la masse « équivalente » du volant d'inertie pour différents sujets.

(d'après Hill, 1922)



Le travail mécanique produit augmente avec la charge de résistance. Or, plus la résistance est élevée, plus le mouvement est lent. Ainsi, les muscles ne sont pas capables de produire autant de travail mécanique (et donc de force) lors d'un mouvement rapide (i.e. faible résistance) que lors d'un mouvement lent (i.e. résistance élevée).

L'auteur montre que le groupe musculaire, activé au maximum, produit de l'énergie qui est utilisée à la fois pour faire du travail mécanique externe (production de force) et pour vaincre les résistances visqueuses du muscle, ces résistances visqueuses augmentant avec la vitesse de raccourcissement. Ainsi, plus le mouvement est rapide, plus les capacités de production de force externe sont faibles.

retrouvé en 1947, également au niveau des fléchisseurs du coude¹⁰, la forme hyperbolique de la relation observée sur muscle isolé (Dern et al., 1947). Cette similitude de comportement mécanique entre la contraction du muscle isolé et le mouvement mono-articulaire *in vivo* a ensuite été confirmée sur cette même articulation du coude (Figure 7, Wilkie, 1950), mais également sur d'autres groupes musculaires comme les extenseurs du genou, souvent sous la forme de relations moment (ou puissance)-vitesse angulaire (Thorstensson et al., 1976a; Perrine et Edgerton, 1978; Wickiewicz et al., 1984; Froese et Houston, 1985; Rahmani et al., 1999). Ces résultats expérimentaux, mis en évidence lors de mesures isotoniques ou isocinétiques¹¹, vont dans le sens du concept de muscle équivalent (Bouisset, 1973) : « l'activité de l'ensemble des muscles agonistes agissant sur une articulation peut être considérée comme identique à l'activité d'un muscle dit équivalent » (Vandewalle et al., 1988). Les propriétés mécaniques de ce muscle équivalent sont alors la combinaison des propriétés intrinsèques des muscles, ou fibres, qui le composent (Figure 8). Comme pour le muscle isolé, les propriétés mécaniques du groupe musculaire entier peuvent être représentées, en partie, par les valeurs caractéristiques identifiées *in vitro* : F_0 , v_0 , P_{max} , v_{opt} .

¹⁰ Etant donné qu'il est impossible d'évaluer *in vivo* les propriétés mécaniques d'un seul muscle, les mesures réalisées lors de mouvements mono-articulaires concernent le groupe musculaire dans sa globalité.

¹¹ L'obtention des relations force-vitesse, *in vitro* ou *in vivo*, nécessite de contrôler (en la fixant constante) soit la force (contraction isotonique) soit la vitesse (contraction isocinétique).

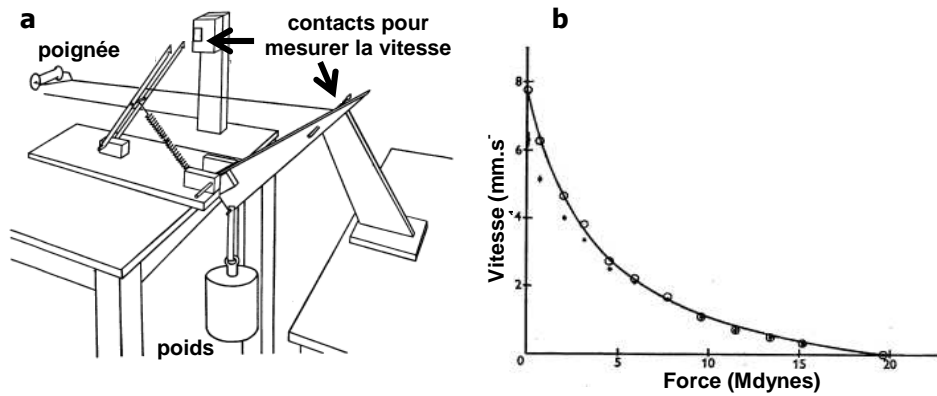


Figure 7

a – Dispositif pour évaluation isotonique des muscles fléchisseurs du coude chez l'humain.

b – Relation force-vitesse des muscles fléchisseurs du coude. Les points représentent les mesures expérimentales. Les cercles correspondent aux mêmes points après correction de l'inertie. La ligne noire est tracée à partir de l'équation de Hill (1938). 1 dyne = 10^{-5} N (d'après Wilkie, 1950)

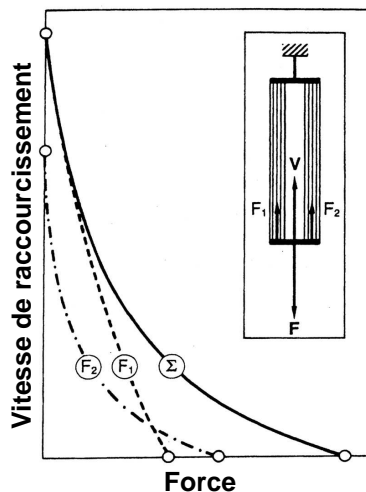


Figure 8

Relations typiques force-vitesse illustrant la contribution de deux fibres (ou muscles) aux propriétés différentes (F_1 et F_2) dans la relation force-vitesse du muscle (ou groupe musculaire) entier (Σ). Pour une vitesse V donnée, la force totale est la somme des forces développées par chaque élément. (d'après Gülch, 1994)

Cependant, les relations moment-vitesse angulaire observées ne sont que le reflet périphérique des relations force-vitesse des muscles impliqués. Effectivement, d'autres facteurs viennent influencer le comportement du muscle *in vivo*. Ainsi, en plus de la typologie des fibres composant le muscle et de l'architecture du muscle (surface de section transversale, longueur du muscle, angle de pennation des fibres), les relations moment-vitesse angulaire (et puissance-vitesse angulaire) dépendent de la configuration anatomique articulaire (bras de levier que forme le muscle avec l'articulation et qui évolue avec le mouvement) ou encore du niveau d'activation (McIntosh et Holash, 2000; Herzog, 2000). Pour ce dernier point, il est important de noter que les relations *in vitro* sont obtenues à partir d'une activation maximale du muscle, c'est-à-dire que la force maximale isométrique correspond à la force maximale absolue (ou intrinsèque), alors que pour les relations *in vivo*, cette force maximale isométrique n'est que la force maximale volontaire du sujet, celle-ci étant inférieure à la force maximale absolue (e.g. Perrine et Edgerton, 1978). Entrent donc en jeu tous les paramètres pouvant influencer cette

« volonté », comme la motivation, la fatigue ou encore l'anxiété. De plus, les relations force (et puissance)-vitesse sont également sous l'influence de possibles mécanismes de régulation de commande nerveuse (e.g. boucles réflexes inhibitrices ou excitatrices), ou encore de co-activation des muscles antagonistes, qui expliqueraient certaines différences observées entre mesures *in vitro* et mesures *in vivo*, notamment pour les vitesses de mouvement très faibles (Perrine et Edgerton, 1978; Wickiewicz et al., 1984; Edgerton et al., 1986). Tous ces facteurs (configuration anatomique, niveau et modalités d'activation) influencent les valeurs caractéristiques de ces relations (F_0 , v_0 , P_{max} , v_{opt}).

Certaines méthodes, basées sur des modèles théoriques, permettent d'évaluer les propriétés intrinsèques des muscles impliqués dans un mouvement mono-articulaire à partir de mesures périphériques (e.g. Wilkie, 1950; Herzog, 2000). Néanmoins, l'intérêt principal des relations force (et puissance)-vitesse d'un groupe musculaire *in vivo* est de quantifier les capacités mécaniques de ce groupe musculaire entier dans des conditions réelles de fonctionnement, c'est-à-dire de connaître le moment maximal (ou puissance maximale) qu'il est capable de développer en fonction de la vitesse de mouvement. Ceci correspond alors aux limites mécaniques de ce groupe musculaire alors considéré comme un générateur de force à part entière.

Dans des conditions *in vivo*, un groupe musculaire présente des capacités mécaniques similaires à celle d'un muscle isolé :

- **Relation inverse hyperbolique entre le moment développé et la vitesse angulaire du mouvement**
 - **Relation parabolique entre la puissance et la vitesse angulaire**
 - **Ces relations résultent principalement des propriétés mécaniques intrinsèques des muscles impliqués, mais sont également dépendantes de la commande nerveuse (niveau d'activation, co-activation des antagonistes, boucles réflexes inhibitrices...) et de la configuration anatomique de l'articulation (bras de levier)**
-

Les mouvements mono-articulaires sont relativement rares dans les mouvements quotidiens, que ce soit chez l'Homme ou l'animal. Le plus souvent, un individu développe de la force sur son environnement en mobilisant l'un de ses membres dans sa globalité (membre supérieur ou inférieur), que ce soit pour se déplacer lui-même ou pour déplacer des objets. Les limites mécaniques de la production de force au niveau segmentaire sont-elles dans la continuité des capacités mécaniques du muscle isolé ou du groupe musculaire agissant autour d'une seule articulation ?

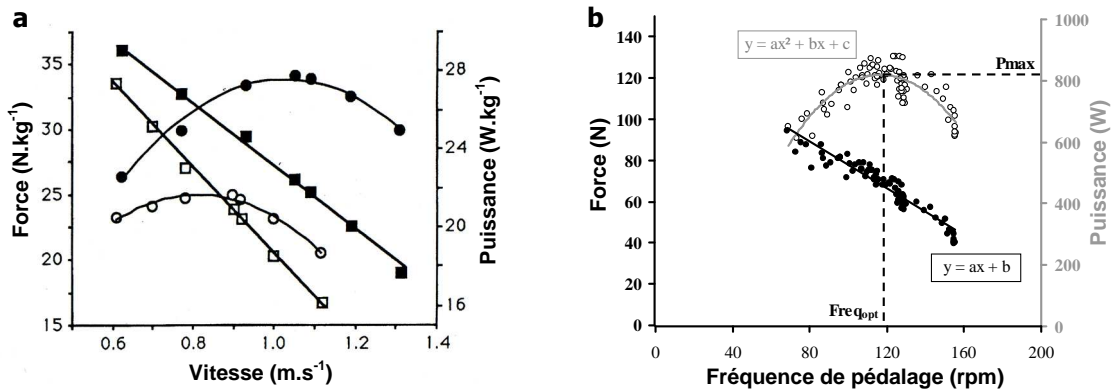
MOUVEMENTS PLURI-ARTICULAIRES

Le premier lien entre la force développée et la vitesse lors d'un mouvement pluri-articulaire a été mis en évidence sur un sprint en course par Best et Partridge en 1928 (Best et Partridge, 1928), alors que les explorations sur muscles isolés débutaient tout juste, avec notamment les travaux des équipes de Hill et de Fenn (Hill, 1922; Fenn et al., 1931; Fenn et Marsh, 1935; Hill, 1938). En effet, la mise en relation des données de force et de vitesse présentées par Best et Partridge montre que la force maximale que les membres inférieurs peuvent appliquer au sol vers l'arrière diminue quand la vitesse de mouvement augmente, cette diminution étant linéaire (du moins pour un sujet sur deux, Jaskolska et al., 1999a). Cette linéarité de la relation force-vitesse a ensuite été confirmée lors de différents mouvements pluri-articulaires, notamment lors de mouvement d'extension des membres inférieurs, en conditions isocinétiques (Sargeant et al., 1981; McCartney et al., 1983b; Wilson et al., 1997) ou isoinertielles¹² (Vandewalle et al., 1987b; Bosco et al., 1995; Seck et al., 1995; Hautier et al., 1996; Hintzy et al., 1999; Rahmani et al., 2001). La Figure 9 montre des relations force-vitesse lors de demi-squats et force-fréquence lors d'un mouvement de pédalage. Ces relations linéaires inverses peuvent être décrites mathématiquement par une fonction affine :

$$F = F_0 \left(1 - \frac{V}{V_0}\right) \quad \text{Eq. 8}$$

avec F_0 et v_0 les valeurs théoriques de force et vitesse maximales. Les relations puissance-vitesse sont alors décrites par des relations polynomiales 2^{ème} degré présentant une valeur de puissance maximale atteinte à une vitesse (ou fréquence) optimale (Figure 9). Notons que dans les études de pédalage, comme pour tous les mouvements cycliques, les relations force (ou puissance)-vitesse deviennent les relations force (ou puissance)-fréquence. La similitude de ces relations avec celles observées sur muscles isolés (*i.e.* diminution de la force avec la vitesse, puissance maximale développée à une vitesse optimale) montrent que le comportement du système musculaire global des membres inférieurs lors d'efforts maximaux est principalement dicté par les propriétés intrinsèques des muscles impliqués. Ces résultats sont appuyés par le lien étroit qu'il existe entre la typologie des fibres musculaires et les valeurs de fréquence optimale et de puissance maximale mesurée en pédalage : une proportion plus élevée en fibres rapides déplace la relation puissance-fréquence vers la droite et vers le haut (*e.g.* McCartney et al., 1983a; Hautier et al., 1996; Kohler et Boutellier, 2005).

¹² un mouvement isoinertiel est un mouvement s'effectuant contre une charge constante. Il est souvent non-uniformément accéléré et qualifié de « mouvement balistique ».

**Figure 9**

a – Relations force-vitesse (carrés) et puissance-vitesse (ronds) obtenues chez une femme (symboles blancs) et un homme (symboles noirs) lors d'exercices de demi-squats. (d'après Bosco et al., 1995)

b - Relations force-fréquence de pédalage (points et ligne noires) et puissance-fréquence de pédalage (points et ligne grises) chez un sujet typique. $Freq_{opt}$: fréquence optimale. P_{max} : puissance maximale (d'après Samozino, 2005)

Cependant, des différences de formes de ces relations existent entre membres inférieurs et muscles *in vivo* (e.g. la linéarité de la relation force-vitesse, la symétrie de la relation puissance-vitesse) et s'expliquent principalement par le caractère global de ces relations. La relation force-vitesse étudiée lors d'une extension du membre inférieur n'est plus celle d'un muscle isolé, mais celle de la musculature active globale des membres inférieurs agissant dans une configuration anatomique particulière. Pour reprendre le concept de « muscle » équivalent, les propriétés mécaniques globales des membres inférieurs sont la combinaison des propriétés mécaniques des différents groupes musculaires, et donc muscles, impliqués dans le mouvement d'extension. En plus des facteurs influençant le travail des muscles *in vivo* (notamment les bras de levier articulaires et l'activation nerveuse), d'autres éléments interviennent dans un mouvement pluri-articulaire, comme la coordination entre les différents groupes musculaires qui est influencée par leurs caractéristiques mécaniques, l'articulation qu'ils mobilisent et leur rôle dans la production de travail (production ou transfert de force, stabilisation d'une articulation...)(Herzog, 2000). Ainsi, lors d'un mouvement pluri-articulaire, les capacités de travail maximal (et donc de production de puissance maximale) sont obtenues en optimisant le système entier. Il est intéressant de noter que tous les muscles, ayant des conditions optimales différentes de travail (Herzog, 2000), ne peuvent maximiser leur puissance dans les mêmes configurations articulaires ou aux mêmes vitesses de mouvement. Il se peut alors que les conditions d'optimisation du système entier ne correspondent pas aux conditions optimales de travail pour chaque muscle (Herzog, 2000). De cette manière, les études réalisées sur des mouvements pluri-articulaires correspondent à l'analyse des caractéristiques du système musculaire pris dans sa globalité et non à l'étude des caractéristiques de chaque muscle. De plus, les propriétés des structures élastiques musculaires (e.g. tendons,

aponévroses) peuvent également influencer ces capacités mécaniques globales de force et/ou de vitesse (Bobbert, 2001; Bojsen-Moller et al., 2005). Les relations force (et puissance)-vitesse sont alors à considérer comme les capacités mécaniques globales des membres inférieurs agissant en tant que générateur de force intégré¹³ (Figure 10) et rendant compte des limites mécaniques du « moteur biologique » de l'individu (Homme ou animal).

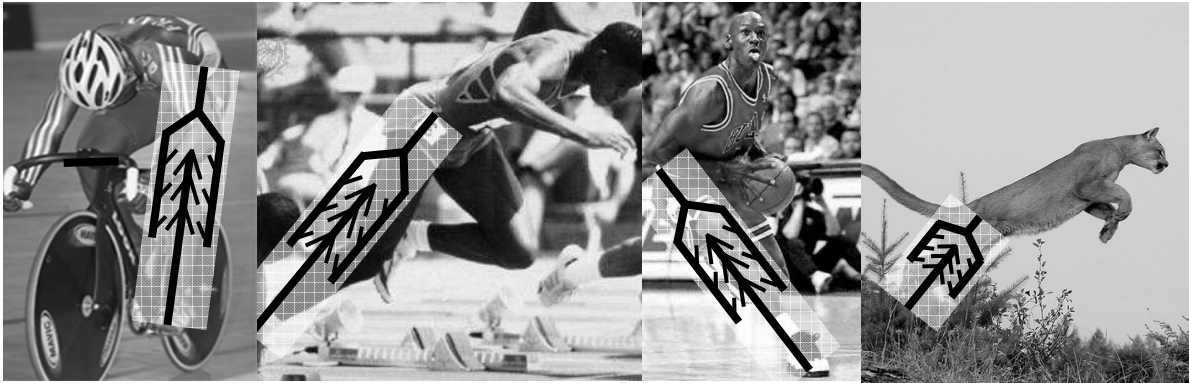


Figure 10

Chez l'homme ou l'animal, les membres inférieurs peuvent être considérés, d'un point de vue mécanique, comme des générateurs de force à part entière. Illustration dans quatre situations différentes nécessitant une grande production de force.

Comme pour le muscle isolé ou le groupe musculaire *in vivo*, ces capacités mécaniques peuvent être résumées par une combinaison des valeurs caractéristiques représentant ces relations (F_0 , v_0 , P_{max} et/ou v_{opt}). Par contre, ces valeurs doivent être interprétées avec précaution, notamment en ce qui concerne F_0 et v_0 qui représentent respectivement, lors des mesures *in vitro*, la force maximale isométrique et la vitesse maximale de raccourcissement du muscle sans charge externe. Dans le cadre d'un mouvement pluri-articulaire comme l'extension du membre inférieur, ces valeurs, souvent extrapolées à partir de mesures expérimentales réalisées à des vitesses intermédiaires, sont à considérer comme des valeurs cibles vers lesquelles tendent les capacités du générateur de force, de la même manière que peut être comprise l'asymptote d'une courbe exponentielle. Ainsi, F_0 et v_0 doivent être interprétées comme la force dynamique maximale théorique que les membres inférieurs seraient capables de produire à vitesse nulle (*i.e.* à longueur constante), et v_0 comme la vitesse maximale théorique à laquelle les membres inférieurs pourraient s'étendre sous l'action des muscles extenseurs sans contraintes externes. Ainsi, F_0 , extrapolée à partir de valeurs de force dynamique, est difficilement comparable à une mesure isométrique de la force car les deux types de contractions diffèrent sur de nombreux aspects (*e.g.* amplitude et durée de l'effort, position articulaire, activations musculaires), comme l'ont souligné Rahmani et collaborateurs lorsqu'ils ont observé que F_0 était supérieure de 23% à la force maximale isométrique (Rahmani

¹³ Dans cette représentation mécanique du membre inférieur comme générateur de force à l'origine du mouvement, ce générateur de force est représenté par un seul segment rectiligne.

et al., 2001). Cependant, malgré ces différences, d'autres études ont trouvé des valeurs de F_0 très proches et non significativement différentes de la force isométrique maximale des extenseurs des membres inférieurs (e.g. Yamauchi et al., 2007). Enfin, il est intéressant de noter que F_0 et v_0 ont été montrées comme deux propriétés mécaniques indépendantes. Les travaux de Yamauchi et collaborateurs ont mis en évidence cette indépendance par une absence de relation entre F_0 et v_0 lors de mouvements d'extension des membres inférieurs sur 67 sujets (Yamauchi et Ishii, 2007), et par des valeurs identiques de v_0 entre des mouvements d'extensions bilatérales et unilatérales pour lesquelles F_0 variait de plus de 60% (Figure 11, Yamauchi et al., 2007). Ainsi, les capacités de production de force maximale des membres inférieurs n'influencent pas, ni ne sont influencées, par leur vitesse maximale d'extension contre une charge nulle.

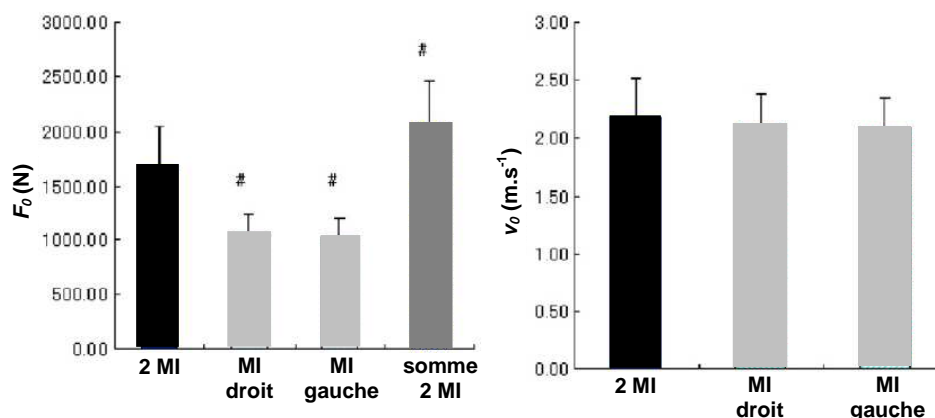


Figure 11

Valeurs de force (F_0) et de vitesse maximale (v_0) extrapolées à partir de relations force-vitesse d'extension de membres inférieurs (MI) obtenues sur des mouvements de presse horizontale en conditions bilatérales et unilatérales (droite et gauche). La somme des valeurs de F_0 obtenues à droite et à gauche a été calculée.

$P < 0.001$ en comparaison avec la condition bilatérale

(d'après Yamauchi et al., 2007)

Lors d'un mouvement pluri-articulaire maximal, comme l'extension des membres inférieurs :

- la relation entre les capacités de production de force et la vitesse d'extension du membre inférieur est linéaire décroissante
- la relation entre la puissance développée et la vitesse est parabolique (polynomiale du 2^{ème} degré)
- Ces relations, qui ne sont que le reflet des propriétés musculaires intrinsèques, représentent les capacités mécaniques du membre inférieur lors d'un effort maximal d'extension
- Ces capacités mécaniques (*i.e.* les limites mécaniques de la production de force d'un individu sur l'environnement) peuvent être résumées par une combinaison des valeurs caractéristiques suivantes : F_{0i} , v_{0i} , P_{max} ou v_{opt}

Résumé Partie II - Introduction générale

En résumé, les propriétés mécaniques des muscles squelettiques responsables de la production de force, et donc du mouvement chez l'Homme et l'animal, sont décrites par des relations entre la force produite et la vitesse du mouvement, et entre la puissance développée et la vitesse. Ces relations ont été explorées à différents niveaux fonctionnels, de la fibre musculaire isolée au membre inférieur dans sa globalité, ce qui implique différents niveaux d'interprétation. Le niveau le plus intégratif est le plus éloigné du fonctionnement du muscle, mais représente le mieux les capacités et limites mécaniques des membres inférieurs agissant en tant que générateur de force lors de mouvements maximaux réels¹⁴. Quatre valeurs caractéristiques résument en partie ces capacités mécaniques des membres inférieurs : leur force maximale, leur vitesse maximale d'extension, leur puissance maximale et la vitesse optimale correspondante.

Compte tenu des principes fondamentaux de la dynamique présentés dans la partie I, ces capacités mécaniques des membres inférieurs, limitant la production de force sur l'environnement, doivent être déterminantes dans l'habileté d'un individu à accélérer son propre corps. L'évaluation de ces capacités mécaniques est donc essentielle pour comprendre la performance lors de mouvements explosifs.

III. EVALUATION DES CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFÉRIEURS

1. Principes méthodologiques généraux

DIFFERENTS TYPES DE MOUVEMENTS

Comme indiqué précédemment, l'évaluation des capacités mécaniques des extenseurs des membres inférieurs nécessite la détermination de relations force-vitesse et puissance-vitesse. L'obtention de ces relations requiert plusieurs extensions maximales des membres inférieurs,

¹⁴ Un niveau d'analyse encore plus intégratif existe pour explorer les capacités mécaniques des systèmes « moteurs » du corps humain en tenant compte à la fois des membres supérieurs et inférieurs, par exemple lors d'un mouvement de rameur (Sprague et al., 2007)

chacune réalisée dans des conditions mécaniques différentes et représentant graphiquement un point distinct de ces relations. Les différentes méthodologies expérimentales nécessitent :

- soit de contrôler la force développée pour la maintenir constante tout au long du mouvement et de mesurer la vitesse: mouvement isotonique. Les tests sont réalisés à différentes valeurs de force (e.g. Yamauchi et al., 2005; Yamauchi et al., 2007).
- soit de contrôler la vitesse du mouvement pour la maintenir constante au cours de l'extension et de mesurer la force développée : mouvement isocinétique. Les tests sont effectués à différentes vitesses (e.g. Sargeant et al., 1981; Wilson et al., 1997).
- soit de garder constante les forces s'opposant au mouvement (force de résistance et/ou inertie des masses à mobiliser) et de mesurer les évolutions de force et de vitesse : mouvement isoinertiel. A chaque test correspond une force de résistance ou une charge différente, impliquant des forces développées et des vitesses de mouvement différentes (e.g. Arzac et al., 1996; Rahmani et al., 2004).

Les évaluations isotoniques ou isocinétiques présentent certains avantages, notamment un meilleur contrôle des conditions de réalisation du mouvement et une plus grande sécurité pour les sujets lors des expérimentations. Ces deux aspects méthodologiques, très importants dans les domaines médical, scientifique ou sportif, expliquent l'utilisation massive des mouvements isocinétiques dans les explorations humaines, les mouvements isotoniques étant moins utilisés du fait de la difficulté technique à conserver la force constante. Cependant, les conditions d'évaluation isocinétiques sont largement remises en question du fait de certains aspects méthodologiques essentiels qui ne sont pas toujours respectés (Gülch, 1994), et surtout vis-à-vis du caractère « non naturel » de ce type de mouvements à vitesse constante, très rares dans la vie quotidienne ou sur les terrains de sport (pour revue Gülch, 1994; Kannus, 1994). En effet, les mouvements humains ou animaux se caractérisent par des phases d'accélération et de décélération de son propre corps, d'une partie de son corps ou encore d'un objet extérieur. Les masses mises en jeu restent constantes tout au long du mouvement, les forces appliquées et la vitesse du mouvement varient. Ainsi, l'évaluation dynamique des capacités mécaniques des membres inférieurs, dans le but d'explorer les facteurs de performance lors de mouvements explosifs, a tout intérêt d'être réalisée en condition isoinertielle.

VALEURS INSTANTANÉES vs. VALEURS MOYENNES

L'évaluation d'un effort musculaire, comme toutes évaluations, nécessite de choisir le (ou les) paramètre(s) qui caractérise(nt) le mieux l'effort testé. Dans le cadre de l'évaluation des limites mécaniques musculaires lors d'un effort maximal, les paramètres mesurés sont la force

développée, la vitesse du mouvement et la puissance mécanique qui en résulte. Ces trois paramètres peuvent être mesurés et présentés sous deux formes différentes : valeurs instantanées (e.g. McCartney et al., 1983b; Yamauchi et al., 2007) ou valeurs moyennes sur un intervalle de temps donné (e.g. Bosco et al., 1995; Arzac et al., 1996; Zamparo et al., 1997; Rahmani et al., 2001). Le choix entre ces deux types de valeurs dépend de ce qui doit être évalué. En 1983, Andrews (Andrews, 1983) a suggéré que :

- **les valeurs instantanées** étaient adaptées à la description de la valeur du paramètre à un instant caractéristique du mouvement (e.g. instant de décollage en saut, pose du talon en course ou en marche, angle articulaire précis) ou à la caractérisation des valeurs extrêmes du paramètre au cours du mouvement (e.g. vitesse maximale, fréquence cardiaque minimale).
- **les valeurs moyennes** (ou plus largement les valeurs représentant un intervalle de temps) étaient adaptées pour rendre compte d'un effort dans sa globalité, surtout lorsque le paramètre variait significativement au cours de cet effort.

Il est intéressant de souligner que ces deux types de valeurs sont fortement liés lors de mouvements explosifs, avec par exemple des valeurs de puissance moyenne comprises entre 40 et 60% des valeurs maximales de puissance instantanée (Marsh, 1994; Martin et al., 1997; Driss et al., 2001). Du fait de cette relation étroite, l'allure globale des relations force (ou puissance)-vitesse n'est donc que très peu affectée par le type de mesures choisi, seul l'ordre de grandeur des valeurs change (Figure 12).

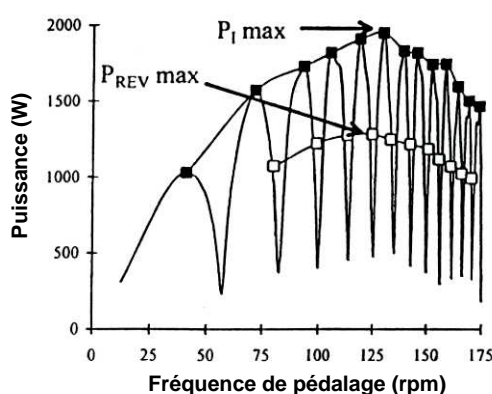


Figure 12

Puissance vs. fréquence de pédalage lors d'un sprint sur cyclo-ergomètre. P_1 max : puissance instantanée maximale à chaque coup de pédale (carrés noirs). P_{REV} max : Puissance moyennée sur chaque coup de pédale (carrés blancs)
(d'après Martin et al., 1997)

Dans le cadre de l'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs, il est question de caractériser les capacités des membres inférieurs à produire de la force ou de la puissance mécanique lors d'une phase d'extension, et ce en fonction de la vitesse d'extension. Or, les capacités de production de force varient tout au long de l'extension du membre inférieur : en plus de dépendre de la vitesse du mouvement, elles sont influencées par la

relation moment-angle (ou force-longueur) des groupes musculaires impliqués à chaque articulation (e.g. Thorstensson et al., 1976a), du temps nécessaire aux muscles pour atteindre leur niveau maximal d'activation (e.g. van Soest et Casius, 2000), ou encore du pattern d'activation des muscles sollicités (e.g. Suzuki et al., 1982; Van Soest et al., 1994). Ainsi, ne retenir que la valeur instantanée maximale mesurée lors du mouvement n'aurait que très peu de signification car cette valeur correspondrait à une configuration anatomique et neuromusculaire très particulière et ne représenterait pas les capacités dynamiques de production de force des membres inférieurs dans leur globalité. Par conséquent, même si ce sujet reste très discuté (Vandewalle et al., 1987a; Dugan et al., 2004), l'utilisation de valeurs de force, de vitesse et de puissance moyennées sur l'ensemble du mouvement d'extension semble plus adaptée pour rendre compte de ces capacités mécaniques (e.g. Rahmani et al., 2001, Bassey et Short, 1990; Arzac et al., 1996). De plus, d'un point de vue purement mécanique, les deux approches de la dynamique présentées dans la partie I montrent que l'accélération d'un corps, et donc la performance lors de mouvements explosifs, est liée à la force moyenne produite, ou à la puissance moyenne développée, pendant la phase de poussée. Ainsi, dans le cadre de mouvements explosifs, il ne suffit pas aux membres inférieurs d'être capable de développer une très grande force (ou puissance) à un instant précis (et très court) de la phase d'extension, mais davantage d'être capable de produire la plus grande « quantité » de force possible sur toute la phase d'extension, cette « quantité » de force étant mieux représentée par la force moyenne.

L'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs, dans le but de les relier à la performance lors de mouvements explosifs, a de nombreux avantages à être réalisée en condition isoinertielle et caractérisée par des valeurs de force, de vitesse et de puissance moyennées sur la phase d'extension entière (phase de poussée).

2. Relations force-vitesse et puissance-vitesse par des méthodes de laboratoire

La détermination des relations force (et puissance)-vitesse nécessite de connaître la force développée par le membre inférieur et sa vitesse d'extension lors d'un mouvement maximal. Ce type de mesure peut être réalisé lors de mouvements cycliques (répétition de mouvements d'extension du membre inférieur) ou de mouvements uniques (une seule phase d'extension).

EVALUATION LORS DE MOUVEMENTS CYCLIQUES

Mouvement de pédalage

Les capacités mécaniques des membres inférieurs ont principalement été évaluées au cours de mouvements de pédalage, que ce soit en condition isocinétique (Sargeant et al., 1981; McCartney et al., 1983b; McCartney et al., 1985) ou isoinertielle (Seck et al., 1995; Arzac et al., 1996; Martin et al., 1997; Hintzy et al., 1999). Ce mouvement a été largement utilisé car c'est un mouvement « guidé » (par les pédales) dont les contraintes mécaniques (force ou vitesse) sont facilement contrôlables et/ou mesurables. Le pédalage, pouvant être défini comme une action cyclique alternative des membres inférieurs travaillant ensemble mais en opposition de phase, sollicite les trois articulations du membre inférieur (la hanche, le genou et la cheville). La production de force lors de la phase de poussée se fait principalement par une action concentrique des muscles extenseurs du genou et des muscles extenseurs de la hanche alors que les muscles de la cheville servent avant tout à la stabiliser (Ericson et al., 1985; Ericson et al., 1986; Neptune et al., 1997). Le caractère « quasi » purement concentrique des actions musculaires fait du pédalage un mouvement support privilégié pour l'exploration des propriétés contractiles des muscles extenseurs des membres inférieurs, que ce soit lors d'efforts maximaux (pour explorer leurs capacités mécaniques) ou sous maximaux (pour explorer leur dépense énergétique ou rendement mécanique, e.g. Gaesser et Brooks, 1975; Samozino et al., 2006a, **ANNEXE IV**).

La détermination des relations force-vitesse en pédalage s'effectue à partir d'efforts maximaux de 5 à 8 secondes au cours desquels chaque membre inférieur réalise entre 10 et 20 extensions (Arsac et al., 1996). En ce qui concerne les tests en condition isoinertielle, les ergomètres les plus utilisés sont des cyclo-ergomètres à courroie de friction et volant d'inertie : la force développée par les membres inférieurs sur les pédales entraîne un volant d'inertie qui est plus ou moins freiné par une courroie de friction. Les premiers protocoles consistaient en une répétition de sprints maximaux réalisés chacun contre une force de friction différente¹⁵ (Vandewalle et al., 1987b, pour revue voir Vandewalle et al., 1987a). Au cours de chaque sprint, la force développée permet de vaincre les forces de friction de la courroie et d'accélérer le volant d'inertie dont la vitesse est mesurée (e.g. par un codeur optique, Figure 13a). Lorsque la vitesse du volant d'inertie est stabilisée à son maximum (*i.e.* accélération nulle, Figure 13b), la force propulsive transmise au volant est égale à la force de friction préalablement fixée (principe fondamental de la dynamique). Ainsi, chaque sprint permet d'obtenir une valeur de vitesse correspondant à une valeur de force, ce qui permet, à partir de plusieurs sprints contre des forces de friction différentes, d'obtenir des relations force (et puissance)-vitesse

¹⁵ cette méthode est appelée méthode des « sprints répétés »

(Vandewalle et al., 1987b, Linossier et al., 1996). Les principaux inconvénients de cette méthode sont la nécessité de réaliser plusieurs sprints et la sous-estimation de la puissance maximale, celle-ci étant atteinte lors de la phase d'accélération et non à la vitesse maximale (Lakomy, 1986; Linossier et al., 1996; Morin et Belli, 2004).

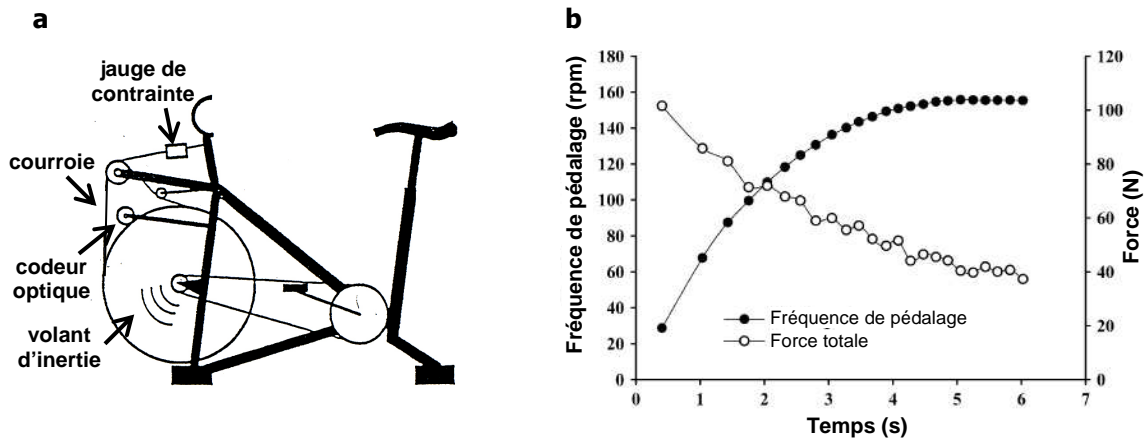


Figure 13

a - Cyclo-ergomètre à courroie de friction et volant d'inertie. La jauge de contrainte, mesurant la force de friction à chaque instant, n'est pas présente dans les protocoles « sprints répétés ». (d'après Arzac et al., 1996)
 b – Evolution typique de la fréquence de pédalage et de la force totale développée au cours d'un sprint sur cyclo-ergomètre contre une force de friction de 0.75 N.kg^{-1} . Chaque point représente la valeur moyennée sur un coup de pédale. (d'après Samozino et al., 2007)

De nouvelles méthodologies sont apparues dans les années 1990 pour permettre de tracer des relations force (et puissance)-vitesse au cours d'un seul sprint en considérant la phase d'accélération (Lakomy, 1986; Seck et al., 1995; Arzac et al., 1996; Martin et al., 1997). Ces nouvelles méthodes tiennent compte de la force nécessaire à vaincre l'inertie du volant, et permettent donc d'évaluer la force totale développée pendant cette phase d'accélération. En effet, la force totale à chaque instant est égale à la somme de la force nécessaire à accélérer le volant (mesurée à partir de l'accélération instantanée du volant, elle-même dérivée de la vitesse) et de la force de friction de la courroie sur le volant (pouvant être mesurée instantanément par jauge de contrainte sur la courroie de friction, Figure 13a). Ainsi, il est possible de quantifier la force totale à chaque coup de pédale et de la mettre en relation avec la vitesse correspondante. La force totale et la vitesse évoluant au cours d'un sprint (Figure 13b), il est donc possible d'obtenir des relations force (et puissance)-vitesse à partir d'un seul sprint de 5 à 8 secondes. L'inertie du volant (Martin et al., 1997) ou la force de friction appliquée au volant (Lakomy, 1986; Seck et al., 1995; Arzac et al., 1996) sont définies pour correspondre à des forces optimales permettant d'atteindre la puissance maximale au cours du sprint.

Pour ces deux méthodologies, les valeurs de force et de vitesse sont mesurées à la périphérie du volant d'inertie (point d'application de la force par la courroie sur le volant). Il est possible de les convertir en valeurs de couple et de vitesse angulaire (ou fréquence de

pédalage) au niveau du pédalier, voire même en valeurs de force développée au niveau du pied et de vitesse d'extension du membre inférieur. Ces calculs nécessitent que le pédalier soit solidaire du volant d'inertie (pas de roue libre utilisée) et prennent en compte les caractéristiques du système de transmission de l'ergomètre qui peuvent varier d'une étude à l'autre (Cavanagh et Sanderson, 1986). Les valeurs de P_{max} habituellement mesurées varient entre 750 et 1300 W (soit entre 10 et 17 W.kg⁻¹) en fonction du niveau et du type de sujet testé, et sont atteintes pour des fréquences de pédalage de 110 à 140 rpm (Arsac et al., 1996; Hautier et al., 1996; Hintzy et al., 1999; Samozino et al., 2007).

Mouvement de course à pied

La méthodologie « sprints répétés » a également été utilisée lors de sprint en course à pied grâce à l'utilisation de tapis ergométriques de sprint permettant de mesurer la force et la vitesse lors de phases d'accélération de 5 à 6 secondes (Lakomy, 1984, 1987b, a; Belli et Lacour, 1989; Jaskolska et al., 1999b; Jaskolska et al., 1999a). Le sujet, maintenu par une barre articulée reliée à une ceinture, doit accélérer la bande du tapis de manière maximale en produisant la plus grande force horizontale possible par l'extension de ses membres inférieurs à chaque appui (Figure 14a).

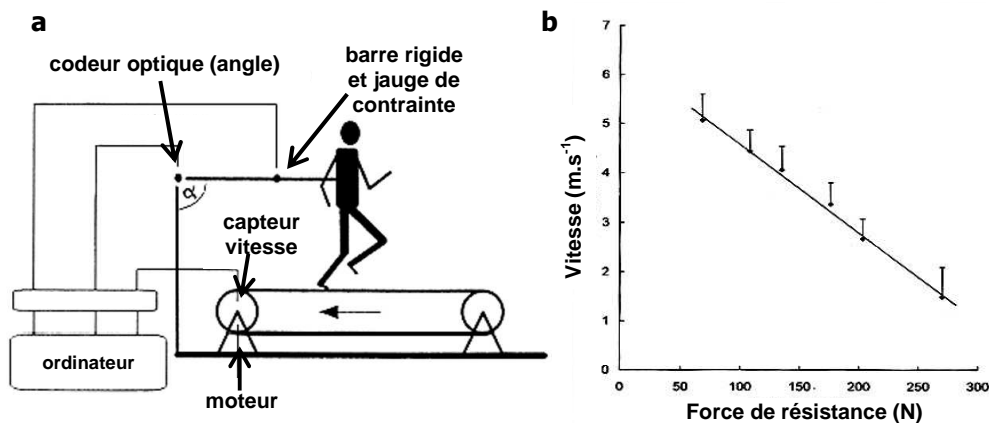


Figure 14

a – Tapis ergométrique de sprint utilisé par Jaskolska et al. (1999b).

b – Relation force-vitesse linéaire obtenue en moyennant les vitesses maximales de sprint de 32 sujets pour chaque force de résistance. (d'après Jaskolska et al., 1999b)

La vitesse à laquelle la force est produite est quantifiée en mesurant la vitesse de la bande (correspondant à la vitesse du point d'application de la force) et en supposant fixe la position horizontale du centre de gravité du sujet. A partir de cette supposition et du principe d'action-réaction de Newton, la force horizontale produite au niveau du sol est mesurée indirectement par la composante horizontale de la force qui retient le sujet (jauge de contrainte et codeur

optique pour l'angle). C'est avec ce type d'ergomètre que, bien après les observations préliminaires de Best et Partridge en 1928, les premières relations force (et puissance)-vitesse ont pu être obtenues lors de sprint en course à pied (Jaskolska et al., 1999b; Jaskolska et al., 1999a, Lakomy 1987). Plusieurs sprints avec différentes résistances de déroulement de la bande¹⁶ sont alors nécessaires pour simuler différentes conditions de sprints impliquant des forces et des vitesses distinctes. Ces relations force et puissance-vitesse sont respectivement linéaires et paraboliques, tout comme celles obtenues en pédalage (Figure 14b, Jaskolska et al., 1999b; Jaskolska et al., 1999a). Ces deux principales études ont rapporté des valeurs de P_{max} d'environ 1000 W (soit environ 11 W.kg⁻¹), de v_0 entre 6 et 8 m.s⁻¹, de F_0 d'environ 350 N et de v_{opt} de 3 à 4 m.s⁻¹. Il est intéressant de noter que la course à pied, contrairement au pédalage où les actions musculaires sont uniquement concentriques, met en jeu le cycle étirement détente, notamment par la succession rapide d'actions excentriques puis concentriques des muscles extenseurs plantaires du pied. Le cycle étirement-détente permet, grâce à des phénomènes mécaniques de stockage-restitution d'énergie élastique et à des mécanismes neuromusculaires, d'amplifier le travail mécanique produit lors de la phase d'extension (pour revue voir Komi, 2003). Ce gain mécanique pendant la phase d'extension du membre inférieur doit obligatoirement influencer les relations force (et puissance)-vitesse obtenues en course à pied (du moins à partir de certaines vitesses de course, Cavagna et al., 1971).

Inconvénients de ces mouvements cycliques pour l'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs

L'évaluation des relations force (et puissance)-vitesse lors de mouvements de pédalage et de course ont divers avantages, comme la facilité de contrôler et mesurer les paramètres (course et pédalage), le caractère « guidé » du mouvement (pédalage), les conditions d'évaluations proches de mouvements locomoteurs humains et animaux (course), ou encore l'action purement concentrique des muscles (pédalage). Cependant, ces deux mouvements présentent des limites pour l'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs.

Tout d'abord, les forces mesurées en pédalage et en course à pied ne représentent qu'une seule part de la force développée par les membres inférieurs, c'est-à-dire la composante de la force utile au mouvement considéré (ou composante efficace). Même si les valeurs obtenues sont davantage en lien avec les capacités de propulsion dans le mouvement considéré (ce qui

¹⁶ Ces différentes résistances au déroulement de la bande peuvent être obtenues en réglant le couple moteur destiné à compenser les forces de friction entre la bande et la structure du tapis. Plus le couple est important, plus les forces de résistances sont faibles, et plus la vitesse de course atteinte est élevée.

peut être un atout), elles ne reflètent qu'une partie des capacités de production de force des membres inférieurs. Ainsi, les valeurs de force et de vitesse mesurées au niveau du volant d'inertie du cyclo-ergomètre correspondent uniquement à l'énergie transmise à ce volant. Outre les faibles pertes au niveau du système de transmission (pédalier, chaîne, moyeu), une partie de la force développée par les membres inférieurs n'est pas transmise à la chaîne (force radiale ou non effective), seule la force tangentielle au pédalier (ou force effective) est mesurée (Ericson et Nisell, 1988; Patterson et Moreno, 1990). En fonction des conditions d'exercice (intensité, fréquence de pédalage), cette dernière peut varier de 25 à 60 % de la force totale lors de la phase propulsive (Patterson et Moreno, 1990; Grappe, 2005), ce qui remet en question l'utilisation du pédalage pour explorer les capacités mécaniques générales des membres inférieurs. De la même manière, seule la composante horizontale de la force appliquée au sol est prise en compte en course à pied, alors que la majeure partie de la force développée est destinée à vaincre les forces gravitationnelles (composante verticale). La composante horizontale représente entre 15 et 45% de la force totale en fonction de l'instant considéré dans la phase d'accélération (données personnelles non publiées¹⁷). Que ce soit en pédalage ou en course, la part de force mesurée (force efficace) ne dépend pas uniquement des capacités mécaniques des membres inférieurs, mais également de la technique gestuelle du sujet, phénomène d'autant plus flagrant en course à pied.

Ensuite, le caractère cyclique du mouvement peut également influencer la production de force à chaque extension de membre inférieur, notamment aux fréquences de mouvements élevées. En effet, lors d'un mouvement cyclique, la production de force et de puissance dépend de la vitesse d'extension du membre inférieur (relation force-vitesse), mais également de la fréquence de répétition de ces extensions. Lors d'un sprint sur cyclo-ergomètre, des fréquences de pédalage de plus de 200 rpm peuvent être atteintes (e.g. Arzac et al., 1996), ce qui correspond à plus de 3 extensions par seconde pour chaque membre inférieur. Ces fréquences de mouvement élevées ont été montrées comme un facteur limitant la production de puissance mécanique, notamment à cause de la dynamique d'activation et de désactivation des muscles¹⁸ impliquant du travail négatif à fréquence élevée (Neptune et Herzog, 1999; Neptune et Kautz, 2001). D'après van Soest et Casius, la dynamique d'activation altère la production de puissance lors de sprints en pédalage, ce qui expliquerait les fréquences optimales observées expérimentalement (entre 110 et 140 rpm, e.g. Arzac et al., 1996; Hautier et al., 1996; Hintzy et al., 1999) alors que les seules propriétés intrinsèques des muscles prédisent une augmentation de la production de puissance jusqu'à des fréquences de pédalage d'environ 200 rpm (van

¹⁷ Ces valeurs ont été calculées à partir de données de force mesurées dans les 3 dimensions lors de sprints sur tapis dynamométrique (validation en cours).

¹⁸ La dynamique d'activation et de désactivation représente les processus qui décrivent le délai d'augmentation et de diminution de l'état d'activité des muscles

Soest et Casius, 2000). De surcroît, la fréquence de pédalage influence également la coordination musculaire, c'est-à-dire les moments auxquels les muscles doivent être activés et désactivés pour que leur production de force se fasse pendant la phase de descente de la pédale (Neptune et al., 1997; Raasch et al., 1997). Une étude préparatoire à ce travail de thèse a mis en évidence, par analyse électromyographique, que cette coordination était altérée aux fréquences de pédalage élevées (> 120 rpm) lors de sprints maximaux accélérés (Samozino et al., 2007, cf. **ANNEXE I**). Cette coordination non optimale avait pour conséquence une production de force des principaux muscles impliqués en pédalage (grand fessier et vaste latéral) plus tardive dans le cycle, ce qui impliquait une moindre puissance positive lors de la phase de poussée et une puissance négative lors de la phase de retour de la pédale (Figure 15, pour plus de détails voir Samozino, 2005; Samozino et al., 2007). En conséquence, les capacités mécaniques évaluées lors d'efforts maximaux en pédalage dépendent des capacités mécaniques intrinsèques de la musculature globale des membres inférieurs (agissant sur chaque extension unique), mais également de la capacité du système nerveux à activer et désactiver les muscles aux bons moments dans le cycle de pédalage.

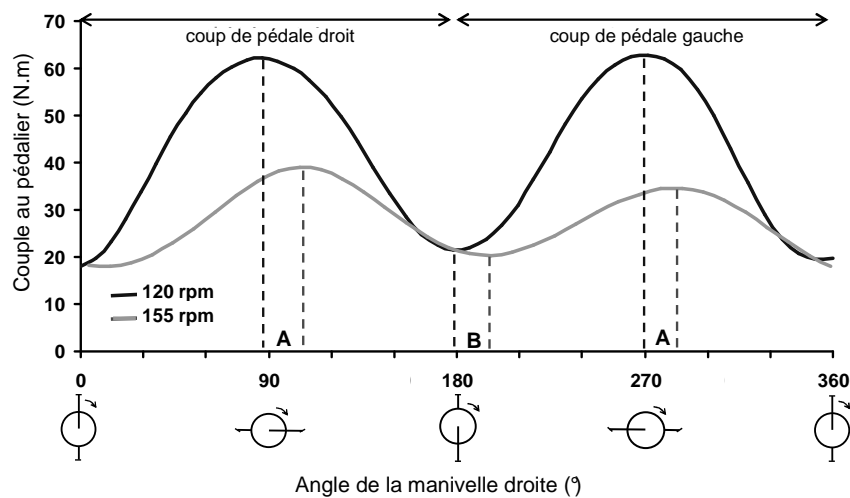


Figure 15

Evolution typique du couple développé au niveau du pédalier à 120 rpm (ligne noire) et 155 rpm (ligne grise) lors d'un sprint sur cyclo-ergomètre. A fréquence élevée, la production du couple commence (B) et atteint son maximum (A) plus tard dans le cycle. (d'après Samozino et al., 2006b, **ANNEXE V**)

L'utilisation de mouvements cycliques, comme la course ou le pédalage, permet d'évaluer les capacités « propulsives » des membres inférieurs dans des conditions réelles de locomotion, ce qui permet de prendre en compte tous les paramètres pouvant influencer la performance maximale dans ces mouvements, notamment certains aspects techniques (aptitude à diriger la force de manière efficace) ou neuromusculaires (aptitude à activer et désactiver les muscles aux bons moments). Ceci peut être un atout pour comprendre et optimiser la propulsion dans ces mouvements locomoteurs, mais constitue une limite pour l'évaluation des capacités mécaniques maximales des membres inférieurs, c'est-à-dire de ce qu'ils sont capables de produire au maximum lors d'un seul mouvement d'extension.

EVALUATIONS LORS DE MOUVEMENTS UNIQUES

L'utilisation de mouvements uniques, c'est-à-dire n'impliquant qu'une seule extension des membres inférieurs, s'effectuant dans la direction et le sens de la production de force, permet d'éviter l'effet négatif du caractère cyclique et la sous-estimation de la force développée. Ces mouvements uniques, réalisés le plus souvent dans la direction verticale, visent à déplacer vers le haut le centre de masse du sujet avec ou sans charge additionnelle. Ce mouvement est habituellement appelé « saut vertical » (ou « squat jump ») lorsque la poussée est suivie d'une phase de vol, et « squat » lorsqu'il n'y a pas de décollage. Même si le saut vertical est très largement utilisé pour l'évaluation des capacités explosives des athlètes, peu d'études ont rapporté des relations force-vitesse et puissance-vitesse sur ce type de mouvement. Seuls les travaux de Bosco et de Rahmani ont étudié ces relations en les décrivant respectivement comme linéaire et parabolique (Bosco et Komi, 1979b; Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001; Rahmani et al., 2004). Contrairement aux tests de pédalage et de course, ces relations décrivent des capacités mécaniques des deux membres inférieurs agissant ensemble.

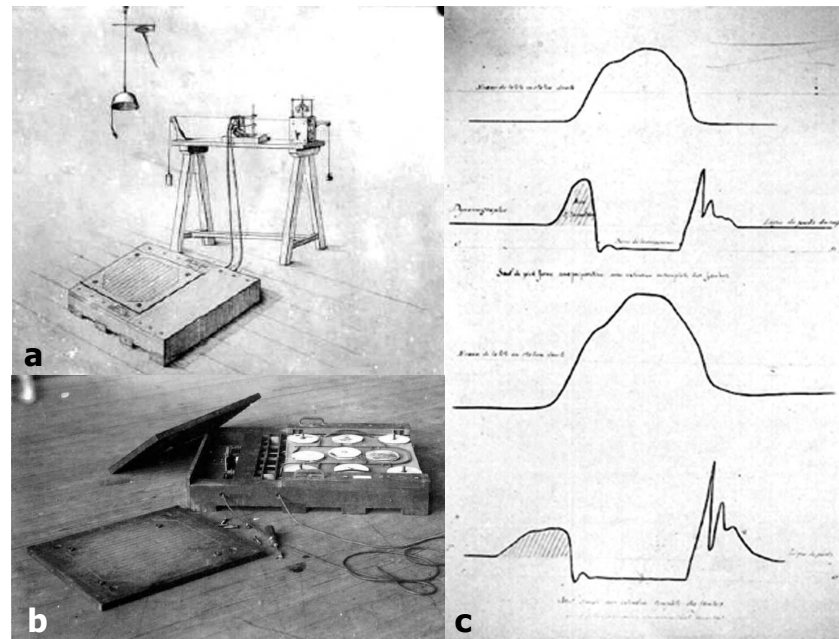


Figure 16

a – « *Disposition expérimentale pour inscrire simultanément les déplacements verticaux du corps (fil suspendu attaché à la tête) et la variation correspondante de la pression des pieds sur le sol dans des sauts verticaux* »

b – Dynamographe (vue intérieure) « *destiné à inscrire les variations de la composante normale et tangentielle de la pression du pied pendant l'appui* »

c – « *Sauts de pieds ferme en hauteur. Tracés fournis par le dynamographe et le fil de caoutchouc* »

(d'après Marey et Demeny, 1885)

Différents outils existent pour mesurer la force développée, la vitesse d'extension des membres inférieurs et la puissance mécanique lors d'une phase de poussée verticale. Dans leurs expériences réalisées à la fin du XIX^{ème} siècle, Etienne-Jules Marey et Georges Demeny étudiaient le saut vertical en combinant des analyses cinématiques (notamment par photochronographie) et dynamiques au moyen d'un dynamographe, ancêtre de la plate-forme de force (Figure 16a, b) (Marey et Demeny, 1885). Ces explorations, dont le but était davantage la compréhension des mécanismes du saut que l'évaluation des athlètes, ont mis en avant les premiers signaux de force verticale développée par les membres inférieurs sur le sol lors de l'impulsion d'un saut (Figure 16c) : la force mesurée est la force de réaction du sol dont l'intensité et la direction sont identiques à la force que les membres inférieurs appliquent sur le sol (le sens est opposé). Depuis, les plates-formes de force sont restées l'outil de laboratoire le plus utilisé pour mesurer la force appliquée au sol, mais également pour quantifier l'accélération, la vitesse et le déplacement vertical du centre de masse d'un sujet à chaque instant pendant la phase de poussée d'un saut (Figure 17, Davies et Rennie, 1968; Bosco et Komi, 1979b; Ferretti et al., 1987; Harman et al., 1991; Driss et al., 2001; Rahmani et al., 2001), ou lors d'un appui en marche ou en course (Cavagna, 1975). Notons que la vitesse verticale du centre de masse lors d'un saut vertical correspond à la vitesse d'extension des membres inférieurs. Les données de force et de vitesse verticale permettent d'obtenir la puissance

verticale développée par les membres inférieurs (Figure 17). Cette méthodologie sera détaillée dans la première partie du travail de thèse. Comme à chaque phase de poussée, et donc à chaque saut, correspond une valeur de force, une valeur de vitesse et une valeur de puissance, les relations force et puissance-vitesse peuvent être obtenues en réalisant plusieurs sauts avec différentes charges. Contrairement aux mouvements de pédalage ou de course, la force mesurée par la plate-forme (composante verticale) correspond presque totalement à la force développée par les membres inférieurs (les composantes horizontales sont très faibles).

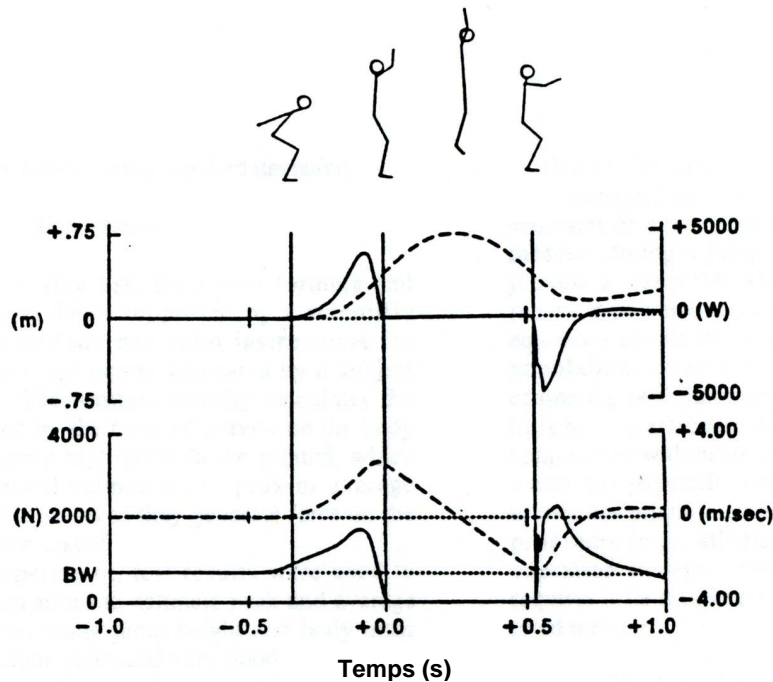


Figure 17

Evolution lors d'un *squat jump* de la force verticale (ligne continue en bas), de la vitesse verticale du centre de masse (ligne discontinue en bas), de la puissance (ligne continue en haut) et du déplacement vertical du centre de masse (ligne discontinue en haut). Le temps 0 correspond au décollage.

(d'après Harman et al., 1991)

D'autres outils de mesures, beaucoup moins coûteux qu'une plate-forme de force et plus facilement adaptables aux machines présentes dans les salles de musculation, ont ensuite été développés pour mesurer force, vitesse et puissance lors de squats ou de saut. En 1995, Bosco propose de mesurer ces paramètres à partir uniquement de données de déplacement de la masse mobilisée (masse du sujet et/ou masse additionnelle éventuelle) obtenue par un codeur optique constitué d'interrupteurs infrarouges (Figure 18). Cette méthode cinématique, validée un peu plus tard par Rahmani en la comparant à la plate-forme de force (Rahmani et al., 1998; Rahmani et al., 2000), consiste à dériver deux fois le signal de déplacement en fonction du temps pour obtenir la vitesse et l'accélération de la masse, cette dernière étant utilisée pour calculer la force totale développée.

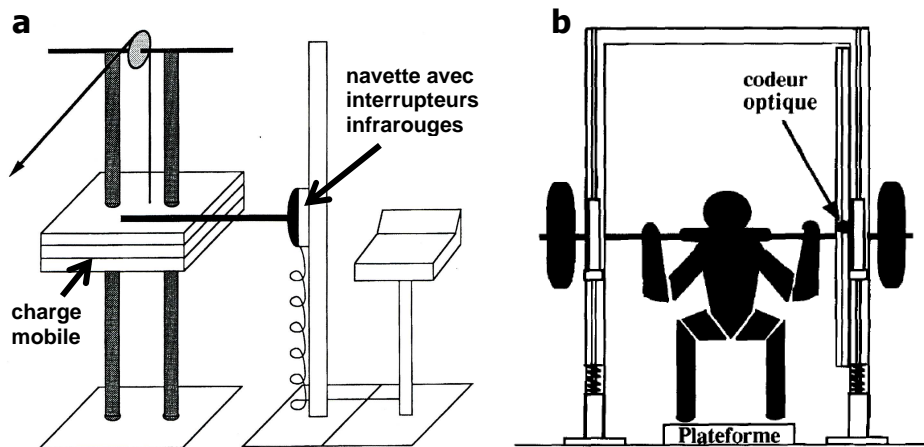


Figure 18

a - Dispositif proposé par Bosco en 1995 pour mesurer la force verticale à partir de données cinématiques. (d'après Bosco et al., 1995)

b - Validation de ce dispositif par comparaison avec les données d'une plate-forme de force lors de squats maximaux. (d'après Rahmani et al., 1998)

Basés sur cette méthodologie, d'autres dispositifs sont ensuite apparus en utilisant des capteurs de déplacement linéaire d'une charge libre (Cormie et al., 2007b; Cormie et al., 2007a) ou guidée (Harris et al., 2007). La plupart de ces dernières études avaient pour but de déterminer la charge optimale permettant de maximiser la puissance développée par des athlètes lors de poussées verticales, et ce dans le but d'optimiser leur entraînement (Dugan et al., 2004; Cormie et al., 2007d; Sheppard et al., 2008). Même si les relations typiques force (et puissance)-vitesse n'étaient pas décrites, les relations puissance-charge étudiées en sont des reflets indirects. Il est intéressant de noter que ces mouvements de poussée verticale impliquent une charge minimale qui est celle de la masse des sujets, ce qui peut être problématique pour la détermination de la vitesse optimale ou de la charge optimale si cette dernière est inférieure ou égale à la masse corporelle (Rahmani et al., 2001; Cormie et al., 2007d; Markovic et Jaric, 2007). Des systèmes d'allègement ont donc été mis en place pour permettre de tester des sauts verticaux maximaux contre des charges inférieures à la masse corporelle (Rahmani, 2000; Markovic et Jaric, 2007). D'autres types de mouvements permettent de diminuer la force de résistance que constitue le poids de corps (mouvement d'extension sur plan incliné), voire même de l'annuler (mouvement d'extension horizontale). Ces mouvements ont également été utilisés pour tester les capacités mécaniques des membres inférieures en utilisant différents types d'ergomètres mesurant force, vitesse et puissance pendant la phase de poussée (Figure 19, Avis et al., 1985; Basse et Short, 1990; Zamparo et al., 1997; Zamparo et al., 2000; Macaluso et De Vito, 2003; Pearson et al., 2004; Yamauchi et al., 2007). Certains de ces outils ont permis de tracer les relations force et puissance-vitesse (e.g. Yamauchi et Ishii, 2007). Que ce soit lors de mouvements verticaux ou horizontaux, les valeurs de P_{max} , v_0 et F_0

sont très différentes en fonction du niveau des sujets testés et varient respectivement entre 700 et 3500 W (entre 15 et 45 W.kg⁻¹), entre 1000 et 3000 N (entre 20 et 50 N.kg⁻¹) et entre 2 et 8 m.s⁻¹.

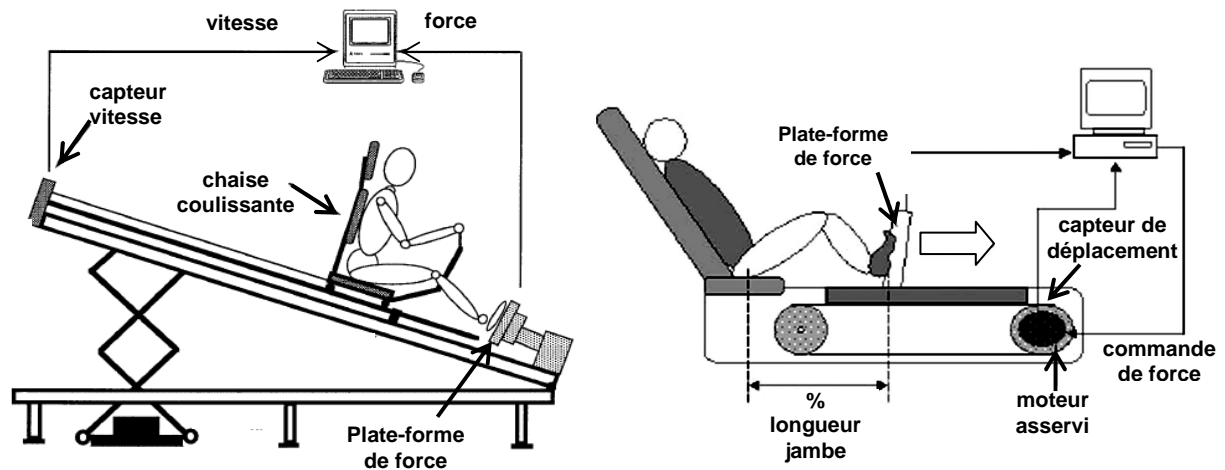


Figure 19

Ergomètres destinés à étudier les capacités mécaniques des membres inférieurs lors de poussées inclinées (à gauche, d'après Zamparo et al., 2000) et horizontales (à droite, d'après Yamauchi et Ishii, 2007).

Les mouvements d'extensions uniques semblent être les mouvements pluri-articulaires permettant d'obtenir des relations force et puissance-vitesse les plus proches des propriétés mécaniques de la musculature globale des membres inférieurs. En effet, ces mouvements uniques sont moins affectés par les influences techniques et neuromusculaires mises en avant pour les mouvements cycliques de course ou de pédalage, ce qui permet d'évaluer les « véritables » capacités mécaniques des membres inférieurs, c'est-à-dire ce qu'ils sont capables de produire d'un point de vue mécanique sur une phase d'extension unique.

Les capacités mécaniques des membres inférieurs ont largement été étudiées par la détermination des relations force et puissance-vitesse grâce à des outils de mesures permettant d'obtenir de manière précise la force, la vitesse et la puissance. Ces méthodologies de mesures, certes très précises, ne sont cependant pas toujours compatibles avec les contraintes des principaux utilisateurs. En effet, l'évaluation de ces capacités mécaniques, au cœur des processus d'entraînement dans de nombreuses activités sportives, intéresse surtout les entraîneurs et préparateurs physiques qui recherchent des méthodes d'évaluation simples, rapides, peu chères et utilisables sur le terrain. Quelles sont alors les méthodes utilisées pour évaluer les capacités mécaniques des membres inférieurs sur le terrain ?

3. Evaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs par des méthodes de terrain

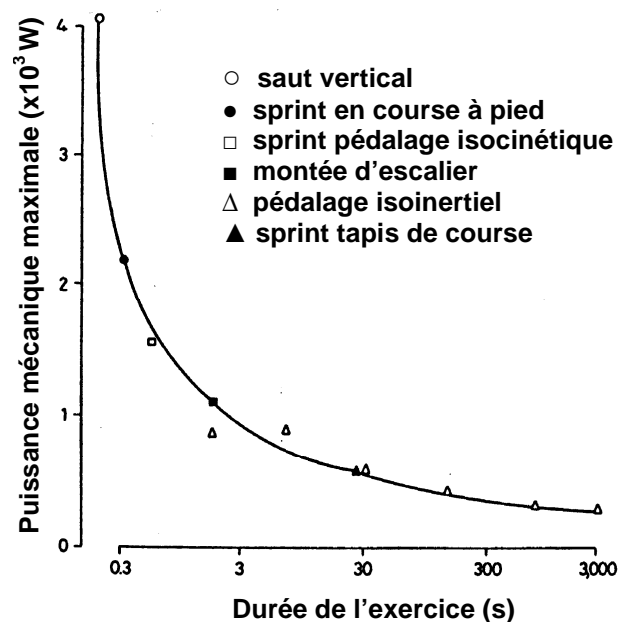
Même si les capacités de force « pure » font souvent partie des paramètres évalués par les entraîneurs en identifiant la charge maximale qu'un individu peut soulever une fois (une répétition maximale), ce sont les capacités de force « explosive », également connues sous force « dynamique » ou force « vitesse » (e.g. Young et Bilby, 1993), qui intéressent le plus les professionnels du milieu sportif. En effet, les qualités d'« explosivité », c'est-à-dire la faculté à développer une force importante très vite, sont reconnues comme un facteur de performance dans de nombreuses activités sportives, ce qui en fait un des paramètres centraux de l'évaluation des capacités physiques d'un athlète. Parmi les capacités mécaniques des membres inférieurs identifiées dans la partie II de cette introduction, la puissance maximale (P_{max}) est la valeur caractérisant le mieux cette faculté à produire une grande force très vite¹⁹. Ainsi, sur le terrain, les capacités mécaniques des membres inférieurs sont alors davantage approchées uniquement par la valeur de P_{max} que par la détermination des relations force et puissance-vitesse et le calcul des valeurs F_0 , v_0 et v_{opt} .

LA PERFORMANCE EN SAUT VERTICAL

Figure 20

Relation entre la puissance mécanique maximale et la durée de l'exercice pour différentes activités.

(d'après Lakomy 1987)



Différents tests « de terrain » ont été proposés pour mesurer la puissance maximale d'individus de manière simple, un des plus connus étant le test de montée d'escalier de Margaria (Margaria et al., 1966). Cependant, le saut vertical reste le mouvement plus utilisé

¹⁹ D'un point de vue mécanique, la puissance est le produit de la force par la vitesse.

pour tester les qualités explosives des membres inférieurs. Au-delà de sa simplicité de mise en place, le saut vertical maximal est considéré comme un des mouvements les plus explosifs dû à sa courte durée d'effort (<0,5 s) et à son importante intensité (Figure 20). Le test de saut vertical consiste à élever son centre de masse le plus haut possible par une extension des membres inférieurs. L'effort étant maximal, la puissance développée pendant la poussée est donc souvent assimilée à la puissance maximale de l'individu²⁰.

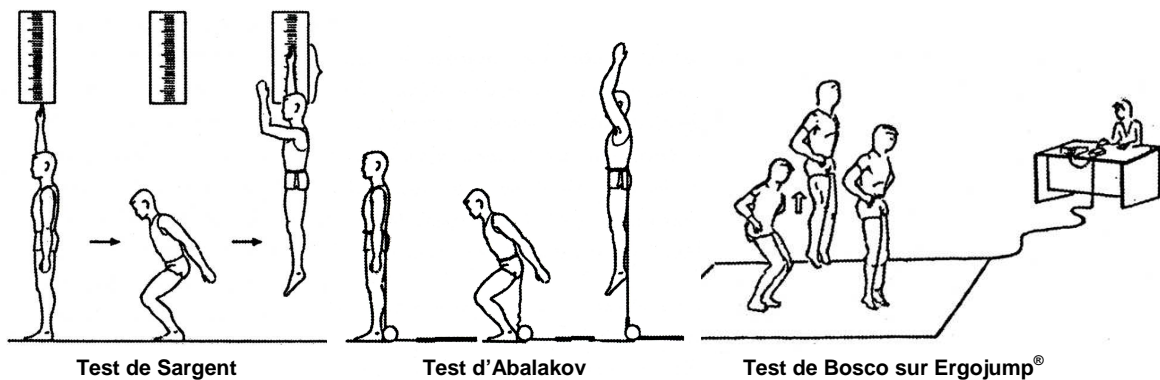


Figure 21

Différents tests pour mesurer la hauteur d'un saut vertical.

(modifié d'après Rahmani, 2000)

En 1921, D.A. Sargent a proposé la première méthode de terrain pour estimer ce déplacement vertical du centre de masse par la différence de hauteur d'empreintes laissées par la main tendue entre le point culminant du saut et la position debout²¹ (Sargent, 1921, Figure 21). La hauteur de saut ainsi estimée a été proposée comme une mesure de la puissance musculaire par un homonyme, L.W. Sargent, en 1924 (Sargent, 1924). D'autres méthodologies simples ont ensuite été proposées pour estimer le déplacement vertical du centre de masse, par le biais du déroulement d'un ruban attaché à la taille (test d'Abalakov, Figure 21) ou par la mesure du temps resté en l'air (test de Bosco, Figure 21). La mesure de ce temps de vol lors d'un saut vertical a été rendue très simple par l'utilisation de tapis « chronomètre »²² (par exemple Ergojump®, cf. Bosco, 1992) ou de cellules photo-électriques au niveau du sol (Optojump®) facilement transportables et utilisables sur le terrain. La hauteur de saut est ensuite calculée en utilisant les principes de la dynamique, comme proposée par Asmussen et Bonde-Petersen (1974) :

$$h = \frac{g \cdot t_v^2}{8} \quad \text{Eq. 9}$$

²⁰ Ce point sera discuté dans la PARTIE 2b du travail de thèse

²¹ La configuration du corps étant la même dans ces deux positions, il est possible de considérer que l'élévation de la main est très proche de l'élévation du centre de masse du sujet

²² Le principe de ce tapis repose sur l'ouverture et la fermeture d'un circuit électrique lors du décollage et de l'atterrissage du sujet, déclenchant et arrêtant ainsi un chronomètre.

avec h la hauteur de saut (déplacement vertical du centre de masse pendant la phase de vol, en m), t_v le temps de vol (en s) et g l'accélération gravitationnelle ($9,81 \text{ m.s}^{-2}$). Plusieurs déclinaisons de sauts verticaux existent avec chacun des modalités d'exécution différentes : départ d'une position de repos fléchie (*squat jump*), départ d'une position debout avec un contre-mouvement vers le bas (*counter movement jump*), départ d'une position surélevée (*drop jump*) ou encore série de rebonds sur une durée définie (5 à 60 s) pour ne citer que les principaux. Ces différents tests sollicitent des propriétés musculaires différentes, seul le squat jump permet d'évaluer uniquement les capacités « contractiles » des muscles, c'est-à-dire l'aptitude des membres inférieurs à générer de la force pour créer du mouvement à partir d'une position de repos. Néanmoins, même si la hauteur de saut est très bien corrélée à la puissance développée pendant la poussée ($r=0.92$, Davies et Young, 1984), il n'en reste pas moins qu'elle a la dimension d'un travail mécanique (poids de corps multiplié par le déplacement) et non d'une puissance comme suggérée par L.W. Sargent (Vandewalle et al., 1987a).

ESTIMATION DE LA PUISSANCE MAXIMALE PAR LE SAUT VERTICAL

Carmelo Bosco a proposé en 1983 un test simple pour mesurer la puissance mécanique développée lors de séries de rebonds verticaux durant entre 5 et 60 s (Bosco et al., 1983). La puissance moyenne développée lors de chaque saut (\bar{P} en W.kg^{-1}) est égale à :

$$\bar{P} = \frac{g^2 t_i t_v}{4 t_c} \quad \text{Eq. 10}$$

avec t_c le temps de contact entre deux phases de vol et t_i le temps total du saut (contact + vol). Le développement de cette équation est basé sur des séries de sauts réguliers qui mettent en jeu d'autres propriétés musculaires que les propriétés contractiles du muscle, comme celles liées au cycle étirement-détente (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974). Ainsi, la puissance mécanique évaluée ne reflète pas uniquement les capacités contractiles des membres inférieurs telles qu'elles sont exploitées lors de l'accélération d'un corps à partir d'une position de repos. De plus, la valeur de puissance calculée est une valeur moyenne sur plusieurs sauts, et donc ne peut pas être assimilée à la véritable puissance maximale que les membres inférieurs peuvent développer lors d'une seule extension.

Par ailleurs, toujours dans le but d'évaluer simplement les capacités mécaniques des athlètes sur le terrain, différentes formules mathématiques ont été suggérées pour estimer la puissance produite lors d'un saut vertical à partir de la hauteur atteinte et de la masse des sujets (Tableau 1). Certaines de ces équations ont été développées à partir des lois

fondamentales de la dynamique (Gray et al., 1962, formule de Lewis citée par Fox et Mathews, 1974). Ces deux formules ont été largement remises en question à cause des modèles biomécaniques sur lesquels elles étaient fondées. En effet, la formule de Lewis a été obtenue en divisant les variations d'énergie potentielle par la durée de la phase d'ascension aérienne au lieu du temps de poussée, et ne prend pas en compte les variations d'énergie potentielle pendant cette phase de poussée (Vandewalle et al., 1987a; Harman et al., 1991). La formule de Gray suppose que l'accélération verticale du centre de masse est constante pendant la poussée, ce qui est en désaccord avec les mesures expérimentales rapportées par de nombreuses études (e.g. Harman et al., 1991; Rahmani et al., 2000).

Tableau 1 : Equations proposées dans la littérature pour estimer indirectement la puissance développée lors d'un saut vertical. (d'après Lara et al., 2006a)

Auteurs	Equations
Lewis	$\sqrt{4.9 \cdot 9.8 \text{ body mass (kg)} \cdot \sqrt{\text{jump height (m)}}$
Harman <i>et al.</i>	$(61.9 \text{ jump height (cm)}) + (36 \text{ body mass (kg)}) - 1\ 822$
Bahamonde	$(78.5 \text{ jump height (cm)}) + (60.6 \text{ body mass (kg)}) - (15.3 \text{ height (cm)}) - 1\ 308$
Sayers <i>et al.</i>	$(60.7 \text{ height SJ (cm)}) + (45.3 \text{ body mass (kg)}) - 2\ 055$ $(51.9 \text{ height CMJ (cm)}) + (48.9 \text{ body mass (kg)}) - 2\ 007$
Shetty --	$(1\ 925.72 \text{ jump height (m)}) + (14.74 \text{ body mass (kg)}) - 66.3$
Canavan <i>et al.</i>	$(65.1 \text{ jump height (cm)}) + (25.8 \text{ body mass (kg)}) - 1\ 413.1$
SJ : Squat Jump jump height: hauteur de saut	CMJ : Counter Movement Jump body mass: masse du sujet

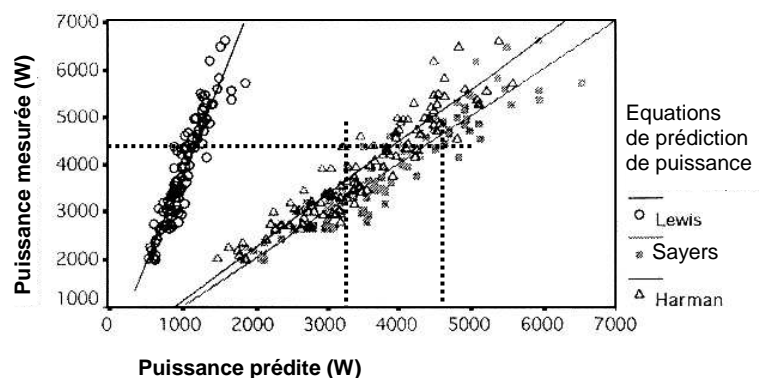
D'autres formules mathématiques ont également été obtenues expérimentalement à partir d'équations de régressions qui montrent de manière statistique que la puissance maximale est fortement liée à la hauteur de saut et à la masse du sujet (Tableau 1, Harman et al., 1991; Johnson et Bahamonde, 1996; Sayers et al., 1999; Shetty, 2002; Canavan et Vescovi, 2004; Lara et al., 2006a; Lara et al., 2006b). La première limite de ce type d'équation est l'absence de fondement théorique expliquant le lien entre la puissance et ces deux paramètres mécaniques (additionnés dans l'équation). Deux athlètes de même masse et sautant à la même hauteur développent-ils la même puissance ? Le temps de poussée ne devrait-il pas être pris en compte ? L'autre limite importante de ces équations est la dépendance des régressions obtenues à la population testée, ce qui peut conduire à des erreurs importantes lors de

l'estimation de la puissance. En effet, Lara et ses collaborateurs ont comparé en 2006 les puissances estimées par ces différentes équations aux valeurs mesurées par une plate-forme de force sur 46 sujets répartis en groupes de niveaux différents (de sédentaires à sportifs de niveau international, Lara et al., 2006b) et sur plus de 160 étudiants en sport (Lara et al., 2006a). Ils ont mis en évidence que l'erreur variait entre 3 et 40% en fonction de l'équation de régression utilisée et de la population testée, avec un biais maximum de près de 75% pour la formule de Lewis (Lara et al., 2006a; Lara et al., 2006b). La Figure 22 illustre ces divergences de prédiction entre trois équations différentes, ainsi que l'erreur possible en utilisant une seule équation : des différences de prédictions d'environ 1000 W peuvent être observées (axe des abscisses) pour des athlètes développant la même puissance (axe des ordonnées). Lara et ses collaborateurs concluent sur la nécessité d'utiliser une équation spécifique pour chaque population testée, ce qui peut être source d'ambiguïté quant au niveau de spécificité nécessaire à une précision acceptable, au choix de la bonne équation face à un groupe de sujets ou encore au changement de l'équation à utiliser lors de la progression d'un athlète.

Figure 22

Comparaison des puissances prédites par 3 formules différentes avec les valeurs mesurées sur plateforme de force. Les pointillés mettent en évidence la dispersion des valeurs prédites pour une même valeur réelle mesurée.

(modifié d'après Sayers et al., 1999)



Ces différentes formules mathématiques ne constituent pas des méthodes précises pour évaluer la puissance lors d'un saut maximal sur le terrain. Néanmoins, toutes ces études montrent, de manière statistique, la forte relation entre la masse corporelle, la hauteur de saut atteinte et la puissance développée. De plus, elles mettent en avant l'engouement important, passé et actuel (du moins de 1962 à 2006), pour l'évaluation de la puissance maximale des membres inférieurs à partir de paramètres simples obtenus au cours d'un saut vertical. Une méthode simple, précise et utilisable sur le terrain pour évaluer la puissance développée lors d'un saut maximal semblerait donc intéressante. Ceci constituera l'objet de la première partie du travail de thèse.

Sur le terrain, la détermination des relations force et puissance-vitesse est rare car elle nécessite des outils onéreux et du personnel qualifié. Ainsi, dans ces conditions, les capacités mécaniques des membres inférieurs sont souvent évaluées uniquement par le biais de la puissance maximale. Le mouvement le plus utilisé pour tester cette puissance maximale est le saut vertical. Cependant, les méthodes existantes, utilisant des formules mathématiques, ne permettent pas de quantifier précisément la puissance développée par les membres inférieurs lors d'un saut vertical maximal.

Résumé Partie III - Introduction générale

En résumé, les capacités mécaniques des membres inférieurs sont évaluées de manières précises en laboratoire par des mesures de force, de vitesse et de puissance à chaque instant lors de différents mouvements (pédalage, course, saut). Les mouvements de poussée unique (saut vertical, presse) sont les plus adaptés pour évaluer les « véritables » capacités mécaniques des membres inférieurs. Ce type d'évaluation, très important dans le milieu sportif, est difficile à réaliser sur le terrain (coût important, qualifications nécessaires, outils encombrants...). Par mesure de simplicité, les professionnels travaillant avec les athlètes sur le terrain se focalisent donc uniquement sur la puissance maximale et utilisent en particulier le saut vertical pour l'évaluer. Cependant, les méthodes simples d'estimation de la puissance développée lors d'un saut maximal manquent de précision par rapport aux évaluations de laboratoire.

Les différentes formules proposées pour estimer la puissance à partir de la hauteur de saut et de la masse ont été critiquées par Edward M. Winter dans une lettre à l'éditeur au sujet de l'étude de 2004 de Canavan et Vescovi (Canavan et Vescovi, 2004; Winter, 2005). Winter ne discute pas de la précision ou de la validité de ces formules, mais remet en question l'engouement général pour la prédiction de la puissance sur la base de la hauteur d'un saut vertical. Il s'appuie sur les écrits d'Adamson et Whitney pour rappeler que l'utilisation de la puissance comme grandeur mécanique pour indiquer l'intensité maximale d'une performance est erronée (Adamson et Whitney, 1971). Pour Winter, la performance en saut n'est pas liée à la capacité des muscles à produire une grande puissance, mais à leur capacité à développer une grande impulsion. Son argumentaire est basé sur la deuxième loi de la dynamique de Newton (*cf.* partie I de cette introduction) stipulant que la vitesse à la fin d'une phase de poussée, et donc la hauteur de saut, dépend uniquement de l'impulsion produite sur le sol.

Si cette démonstration est irréfutable, elle pousse néanmoins à réfléchir sur la distinction nécessaire entre les caractéristiques mécaniques de la poussée (c'est-à-dire la force ou la puissance développée, la vitesse, l'impulsion, le travail mécanique fourni, *cf.* partie I de cette introduction) et les capacités mécaniques du générateur de force, en l'occurrence des membres inférieurs (force, vitesse et puissance maximales, vitesse optimale, *cf.* partie II de cette introduction). Même si certaines grandeurs physiques sont utilisées à la fois pour décrire les caractéristiques de la poussée et les propriétés du générateur de force (force, vitesse, puissance par exemple), la confusion des deux peut mener à des interprétations douteuses. Winter, dans sa lettre à l'éditeur de 2004, ou Adamson et Whitney en 1971, parlent surtout des caractéristiques de la poussée, c'est-à-dire des grandeurs mécaniques mesurables pendant la poussée, et non des capacités des membres inférieurs. Ainsi, ils ont raison d'affirmer que la performance en saut, mais également de tout mouvement explosif dont le but est d'atteindre la plus grande vitesse à la fin d'une poussée, dépend uniquement de l'impulsion nette appliquée au sol (*cf.* partie I de cette introduction), le lien avec la puissance développée étant moins évident (ce lien sera discuté dans la discussion de la PARTIE 2b).

Cependant, des interrogations subsistent quant à la transposition que fait Winter entre les caractéristiques de la poussée maximisant la performance (*i.e.* l'impulsion) et les capacités mécaniques des membres inférieurs concernées. En effet, la capacité des muscles à produire une grande impulsion dont parle Winter n'est pas claire, du moins n'est pas connue (ou reconnue) comme une propriété musculaire. Il serait donc intéressant d'identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs permettant de développer cette impulsion maximale lors de mouvements explosifs. A quelle(s) capacité(s) mécanique(s) des membres inférieurs (F_0 , v_0 , P_{max} et/ou v_{opt}) s'apparente cette faculté à produire une grande impulsion lors d'une poussée?

Est-ce qu'une seule caractéristique est impliquée ? Ou alors est-ce une combinaison optimale de plusieurs propriétés musculaires ?²³

IV. IMPLICATIONS DES CAPACITES MECANIQUES DES MEMBRES INFERIEURS DANS LA PERFORMANCE D'UN MOUVEMENT EXPLOSIF

Les facteurs mécaniques déterminant la performance lors de mouvements explosifs, et en particulier lors des sauts maximaux, ont été largement étudiés sur une grande variété d'espèces, allant des petits insectes (Bennet-Clark, 1975; Burrows et Sutton, 2008) ou amphibiens (Marsh, 1994; James et Wilson, 2008) aux grands mammifères tels que les singes (Scholz et al., 2006b) ou les humains (Aragon-Vargas et Gross, 1997a; Yamauchi et Ishii, 2007). Avant de se pencher plus amplement sur l'identification des capacités mécaniques des membres inférieurs déterminant la performance dans ces mouvements explosifs, il est important de comprendre les intérêts d'un tel questionnement et les utilisations possibles des résultats qui en découlent.

1. Pourquoi étudier le lien entre les capacités mécaniques des membres inférieurs et la performance dans les mouvements explosifs ?

COMPREHENSION DES SPECIFICITES MORPHOLOGIQUES ET PHYSIOLOGIQUES DES ANIMAUX

Une grande partie des études qui se sont penchées sur les facteurs de performance lors de mouvements explosifs s'est intéressée à la performance en saut chez les animaux (Emerson, 1985; Alexander, 2003a; James et al., 2007). Une grande variabilité interindividuelle de performance existe entre les différentes espèces parallèlement à d'importantes différences morphologiques (au niveau de la structure de l'organisme) et physiologiques (au niveau de la manière dont les fonctions vitales sont assurées par l'organisme). Cette étroite relation entre les traits phénotypiques et la performance en sauts s'explique par le fait que ce type de mouvements explosifs fait partie des fonctions vitales de certains animaux, que ce soit pour

²³ Dans une revue de littérature très récente, Knudson souligne cette nécessité de s'interroger sur les variables mécaniques qui permettent de produire une grande impulsion lors de la poussée d'un saut (Knudson, septembre 2009).

capturer des proies ou s'échapper des prédateurs. Or, d'après la théorie de la sélection naturelle²⁴, les extrémités inférieures de ces animaux évoluent vers des caractéristiques phénotypiques favorisant ces mouvements de survie, et notamment la faculté à accélérer son corps, et donc à sauter loin ou haut (Figure 23).

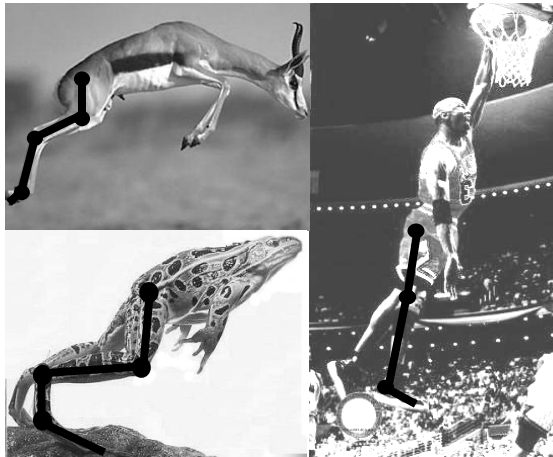


Figure 23

Illustration de différences morphologiques au niveau des membres inférieurs entre trois espèces ayant des performances en sauts et des contraintes de survie différentes.

Ainsi, de nombreuses études ont pour but de comprendre les facteurs de performance en saut afin d'expliquer les adaptations morphologiques et physiologiques chez les animaux (Marsh, 1994; Alexander, 1995; Lutz et al., 1998; Harris et Steudel, 2002; Choi et al., 2003; Burrows, 2006; James et al., 2007). De cette manière, identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs optimisant la performance lors de mouvements explosifs permettrait d'aider à comprendre les différences morphologiques et physiologiques existant entre les espèces (e.g. Alexander, 1995), mais également entre les diverses variétés au sein d'une même espèce (e.g. James et al., 2005). En effet, la sélection naturelle agit également à l'intérieur des espèces en « sélectionnant » les spécificités individuelles optimales à la survie de l'espèce²⁵.

²⁴ Chez les animaux, le principal mécanisme des évolutions morphologiques et physiologiques est le phénomène de sélection naturelle décrite par Charles Darwin au XIX^{ème} siècle dans *De l'origine des espèces* (Darwin, 1859). La sélection naturelle désigne le fait que les caractères phénotypiques favorisant la survie et la reproduction d'un animal tendent à devenir de plus en plus fréquents de génération en génération : seuls les organismes les plus adaptés à leur environnement transmettent leurs caractéristiques aux générations suivantes. Par ce mécanisme, les organes tendent à évoluer au cours des générations pour être de mieux en mieux adaptés aux fonctions vitales pour lesquelles ils sont désignés.

²⁵ L'existence du processus de sélection naturelle au sein d'une même espèce est très bien illustrée par l'histoire imaginée par Richard Dawkins, éthologiste britannique et théoricien de l'évolution (né en 1941) : « Deux brontosaures voient un T-Rex avancer dans leur direction et se mettent à courir aussi vite qu'ils le peuvent. Puis l'un des deux dit à l'autre : "Pourquoi nous fatiguons-nous au juste ? Nous n'avons de toute façon pas la moindre chance d'arriver à courir plus vite qu'un T-Rex !". Et l'autre lui répond cyniquement : "Je ne cherche pas à courir plus vite que le T-Rex. Je cherche juste à courir plus vite que toi !" »

OPTIMISATION DE LA PERFORMANCE CHEZ LES SPORTIFS

L'autre partie des études qui se sont intéressées aux facteurs de performance lors de mouvements explosifs concerne les humains uniquement, et le domaine sportif en particulier. En effet, ces mouvements, notamment les sauts, sont admis comme étant un facteur de performance dans de nombreuses activités sportives. Ainsi, comprendre les caractéristiques physiologiques et morphologiques qui déterminent la performance en saut permet d'améliorer les techniques d'entraînement, de mieux individualiser les séances de travail, de mieux cibler les évaluations des athlètes en rapport avec les qualités physiques requises ou encore de détecter les futurs champions sur la base de leur potentiel physique (Weiss et al., 1997; Cronin et al., 2002; Davis et al., 2003; Ugrinowitsch et al., 2007). Sur ce dernier point, il est intéressant de noter qu'il existe des spécificités physiques entraînables (e.g. force ou puissance musculaire, souplesse, coordination, équilibre) et d'autres non entraînables (e.g. longueur des segments, bras de leviers articulaires). Ces qualités non entraînables sont soumises à une « sélection naturelle » dans le milieu sportif : seuls les organismes les plus adaptés aux critères de performance de leur sport continuent l'activité et deviennent performants. A titre d'illustration, ce n'est pas la pratique du basket-ball qui fait grandir, mais le fait d'être grand qui favorise la performance, et indirectement la pratique de cette activité, notamment à haut niveau. Détecter des futurs champions passe inévitablement par ce type d'observations.

Ainsi, connaître l'implication des différentes capacités mécaniques des membres inférieurs dans la performance lors de mouvements explosifs pourrait aider à affiner les stratégies d'entraînement et à mieux comprendre les caractéristiques physiologiques et morphologiques en lien avec la performance.

2. Quelles sont les capacités mécaniques des membres inférieurs qui déterminent la performance en saut ?

La majorité des études qui se sont intéressées à cette question n'a pas exploré directement l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs telles qu'elles ont été présentées dans la partie II de cette introduction, c'est-à-dire à travers les valeurs caractéristiques des relations force et puissance-vitesse (F_0 , v_0 , P_{max} ou v_{opt}). De nombreuses recherches ont été effectuées sur les facteurs de la performance en saut au sens large. Ainsi, il est intéressant d'avoir une vue d'ensemble sur ces études avant de se pencher spécifiquement sur les capacités mécaniques des membres inférieurs.

LES VARIABLES MECANIQUES DE LA PHASE DE POUSSEE

Tout d'abord, certaines études ont tenté d'identifier les caractéristiques mécaniques de la poussée en lien avec la performance en saut dans le but de comprendre ce que les membres inférieurs doivent « produire » pour sauter loin ou haut. Des analyses statistiques appliquées à des données expérimentales (régressions multiples, analyses à composantes principales, corrélations) ont été proposées pour expliquer les variations inter et intra-individuelles de hauteur de saut chez les humains par des variables cinématiques et cinétiques recueillies lors de la phase de poussée (Dowling et Vamos, 1993; Aragon-Vargas et Gross, 1997a, b; Weiss et al., 1997; Kollias et al., 2001). Les variables les plus souvent associées à la performance sont la vitesse verticale du centre de masse au décollage, les valeurs instantanées maximales ou moyennes de puissance développée, ou encore le temps de poussée. Ces liens statistiques ne sont en fait que le reflet expérimental des lois de la dynamique expliquant l'accélération d'un corps (*cf.* partie I de cette introduction). De telles approches théoriques ont été réalisées, notamment pour comprendre l'habileté à sauter chez les animaux, en utilisant les principes fondamentaux de la dynamique et de la balistique. Par exemple, Emerson (1985) ou Alexander (2003a) ont mis en avant, par des équations mathématiques, un lien de proportionnalité entre la performance en saut (vertical ou horizontal) et le travail mécanique par unité de masse corporelle produit pendant la poussée. Marsh (1994) met en équation la distance de saut chez les grenouilles en fonction de la puissance moyenne développée avant le décollage.

Ces résultats expérimentaux et théoriques mettent en avant les modalités de la production de force déterminant la performance, c'est-à-dire la manière dont la force doit être développée pour sauter loin ou haut. Cependant, les capacités mécaniques des membres inférieurs en lien avec ces modalités restent floues, comme discuté précédemment (p. 46) au sujet des remarques de Winter sur le lien entre puissance et hauteur de saut (Winter, 2005).

LES CARACTERISTIQUES MORPHOLOGIQUES ET PHYSIOLOGIQUES DES MEMBRES INFÉRIEURS

Une grande majorité des études qui se sont penchées sur les facteurs de performance en saut a cherché à relier cette performance à des caractéristiques morphologiques et physiologiques des individus. Ainsi, la performance en saut a été associée à certaines propriétés intrinsèques des muscles. Une importante proportion de fibres rapides a été trouvée dans les muscles spécifiquement impliqués dans les sauts chez les grenouilles (Marsh, 1994; Lutz et al., 1998; James et al., 2007) ou dans les muscles de sportifs spécialistes en sauts (Figure 24, Bosco et Komi, 1979a; Hautier et al., 1996). De même, une plus grande force

intrinsèque des muscles (force par unité de surface de section) a été proposée pour expliquer les meilleures performances en saut chez le bonobo comparé aux humains (Scholz et al., 2006b). Au-delà de dépendre des propriétés des muscles, la performance en saut est également influencée par le contrôle neuromusculaire de ces muscles, et plus particulièrement par la coordination intermusculaire (Pandy et Zajac, 1991; Bobbert et Van Soest, 1994). Par ailleurs, des caractéristiques morphologiques ont également été associées à l'habileté à sauter. Plusieurs études ont mis en avant que les spécialistes de sauts, que ce soient des grenouilles (Emerson, 1985; Choi et Park, 1996; James et al., 2005) ou des mammifères (Emerson, 1985; Harris et Steudel, 2002), ont des membres inférieurs (relativement à leur taille) plus longs que leurs congénères. De la même manière, la masse musculaire des pattes arrières a été reliée aux performances en saut chez certains petits animaux (Figure 25, Choi et Park, 1996; James et al., 2005; James et al., 2007). Ces différents résultats mettent en avant des traits biologiques en lien avec la performance en saut, mais pas directement les capacités mécaniques impliquées. Ce sont les expressions phénotypiques de ces capacités qui ont été étudiées, plusieurs d'entre elles pouvant agir sur la même capacité mécanique (par exemple la force intrinsèque des muscles et la masse musculaire agissant sur F_0).

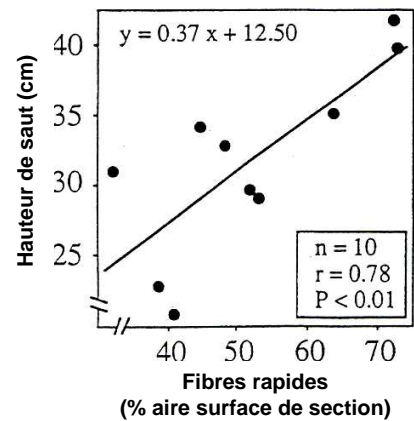


Figure 24

Effet de la proportion de fibres rapides (vaste latéral) sur la hauteur de saut chez l'homme.

(d'après Hautier et al., 1996)

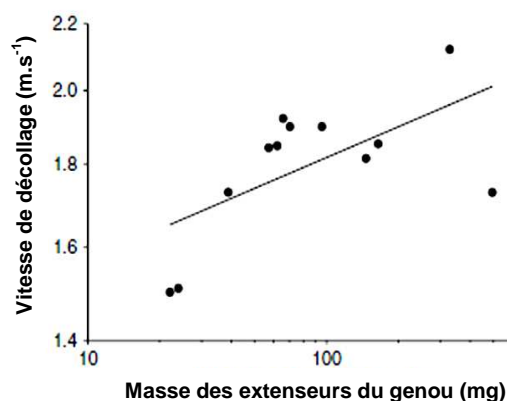


Figure 25

Relation entre la vitesse de décollage et la masse des muscles extenseurs du genou chez 12 espèces de lézards ($r=0.62$, $P=0.03$).

(d'après James et al., 2007)

CAPACITES MECANQUES EN LIEN AVEC LA PERFORMANCE EN SAUT

Approches expérimentales

La hauteur de saut a été fréquemment reliée à la puissance maximale que peuvent développer les membres inférieurs (P_{max}), qu'elle soit estimée sur cyclo-ergomètre (Vandewalle et al., 1987b; Hautier et al., 1996; Driss et al., 1998) ou sur mouvement de presse horizontale (Figure 26, Yamauchi et Ishii, 2007). Cependant, les relations obtenues, bien que significatives, présentent des coefficients de corrélation compris entre 0,65 et 0,87 (pour des valeurs de P_{max} relative à la masse corporelle et pour un nombre de sujets entre 10 et 152). Ceci signifierait que les variations de P_{max} ne peuvent expliquer qu'entre 42 et 76% des variations de hauteur de saut²⁶, ce qui a été très récemment soulignée par Knudson dans une revue de littérature remettant en question le lien direct entre la performance en saut et les capacités de puissance (Knudson, 2009). Même si une partie de l'incertitude de ces relations peut être attribuée aux conditions expérimentales et à la méthodologie d'évaluation de P_{max} , l'hypothèse de l'influence d'autres facteurs ne peut être écartée, comme les effets des qualités de force et/ou de vitesse.

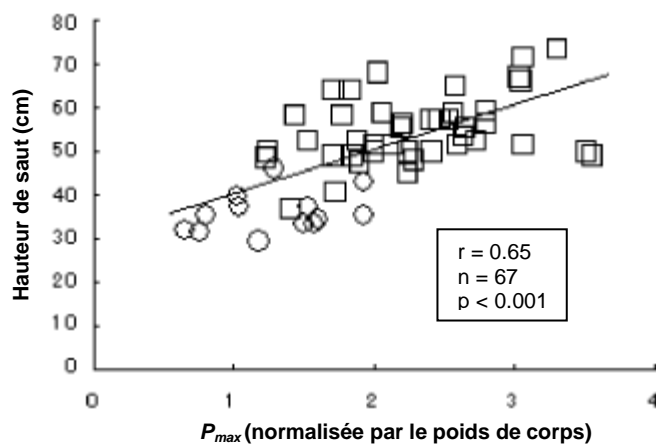


Figure 26

Effet de la puissance maximale (P_{max} évaluée sur un mouvement de presse horizontale) sur la hauteur de saut. (d'après Yamauchi et Ishii, 2007)

Néanmoins, l'influence des qualités de force sur la performance en saut vertical est controversée. En effet, l'équipe de Driss montre une corrélation significative entre la hauteur de saut et F_0 normalisée par la masse du sujet, cette relation étant non significative pour Yamauchi et Ishii (Figure 27), ces derniers ne mettant en évidence qu'un faible lien avec F_0 non-normalisée ($r=0.48$, $n=67$). Ces résultats discordants concernant l'effet des capacités de force (souvent évaluées par des tests utilisant une répétition maximale) ont été soulevés à plusieurs

²⁶ La part des variations de la hauteur de saut expliquée par P_{max} est estimée par les coefficients de détermination obtenus à partir des coefficients de corrélation présentés dans les études citées.

reprises (e.g. Young et al., 1999; Davis et al., 2003; Ugrinowitsch et al., 2007). Par exemple, certaines études montrent un effet de la force sur la hauteur de saut uniquement pour des forces évaluées à des vitesses élevées, et non pour des valeurs de force maximale (Eckert, 1968; Genuario et Dolgener, 1980; Young et al., 1999). Les qualités de vitesses semblent donc jouer aussi un rôle important, bien que des corrélations significatives (Yamauchi et Ishii, 2007) et non significatives (Driss et al., 1998) entre v_0 et la hauteur de saut aient été trouvées.

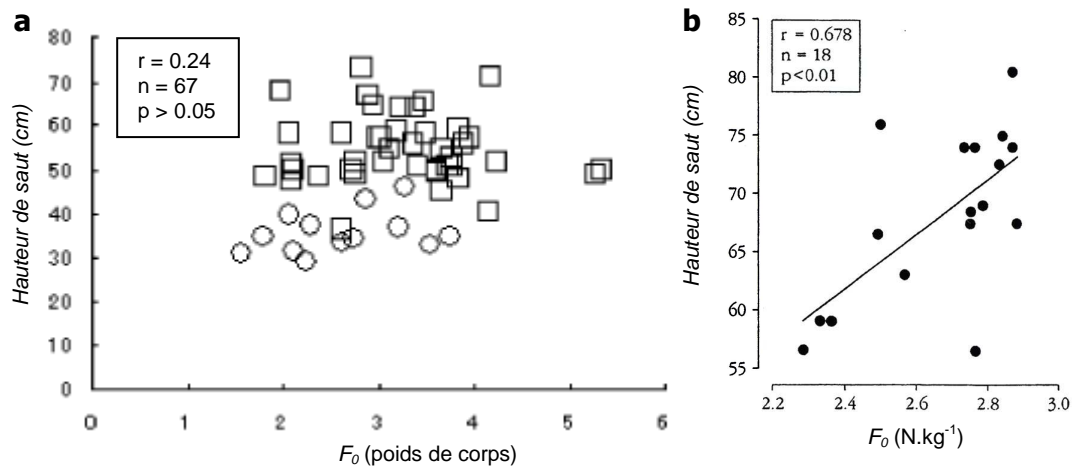


Figure 27

Relation entre la hauteur de saut et la force maximale F_0 évaluée sur un mouvement de presse horizontale (a, d'après Yamauchi et Ishii, 2007) ou de pédalage (b, d'après Driss et al., 1998).

Tous ces résultats ne permettent pas d'avoir une idée claire sur les implications des capacités mécaniques des membres inférieurs sur la performance en saut. Toutes les relations ont été testées par le biais de corrélations statistiques appliquées à des données expérimentales. Ces approches statistiques présentent le risque d'interactions entre des paramètres covariants, rendant ainsi incertain le lien de cause à effet direct entre les variables dépendantes et indépendantes. De plus, il est très difficile expérimentalement de prendre en compte tous les paramètres qui peuvent agir, ensemble ou indépendamment, sur l'habileté à sauter. Ces deux aspects peuvent en partie expliquer les controverses observées dans les précédents résultats. Par conséquent, il est pratiquement impossible d'avoir une compréhension d'ensemble de l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs sur la performance en saut à partir uniquement de données expérimentales. Pour ces raisons, des approches théoriques, basées uniquement sur des principes physiques et physiologiques, ont été conduites pour mieux comprendre les facteurs mécaniques affectant la performance en saut.

Approches théoriques

Certaines approches théoriques ont étudié la phase de poussée d'un mouvement explosif à travers l'analyse du comportement mécanique d'un corps accéléré (Marsh, 1994; Minetti, 2002; Wakai et Linthorne, 2005). Par exemple, Minetti (2002) montre comment l'augmentation de la force appliquée à une masse fait varier les autres paramètres mécaniques de la poussée : augmentation de la puissance développée sur cette masse, diminution du temps de poussée, ou encore augmentation de la vitesse de cette masse à la fin de la poussée. A propos de ce dernier point, et pour la plupart des grands animaux (l'Homme y compris) dont les muscles squelettiques constituent la base du générateur de force, l'augmentation de la vitesse du mouvement est accompagnée par une diminution des capacités de production de force (relations force-vitesse décrites dans la partie II de cette introduction). Ainsi, plus la force développée est grande, plus la vitesse du mouvement est élevée, et plus la capacité à produire de la force est faible. Par conséquent, la vitesse de décollage, et donc la performance en saut, dépend de la force produite par les membres inférieurs sur toute la poussée, elle-même dépendant des capacités mécaniques de ces membres inférieurs, ces dernières dépendant à leur tour de la vitesse du mouvement. Du fait de cette interaction circulaire entre les capacités du générateur de force et la dynamique d'un corps accéléré, les contraintes mécaniques imposées à la fois par le générateur de force et par la dynamique du mouvement doivent être prises en compte pour identifier les facteurs déterminant la performance en saut vertical.

Les seules approches théoriques qui ont considéré jusqu'à présent les contraintes biologiques limitant la production de force ont utilisé des modèles relativement complexes nécessitant des simulations instants par instants pour reconstituer des sauts verticaux au plus proche de la réalité (e.g. Pandy et Zajac, 1991; Bobbert et Van Soest, 1994; Alexander, 1995; Domire et Challis, 2007). Ces modèles intègrent un grand nombre de paramètres morphologiques (longueur des segments, insertions des muscles, nombres d'articulations, masses musculaires et leur distribution sur les segments, amplitudes articulaires, moment d'inertie des segments), physiologiques (propriétés intrinsèques de chaque muscle, compliance des tendons) et neuromusculaires (coordinations intermusculaires, dynamique et niveau d'activation des muscles) (Figure 28). Ce type de modèle permet de répondre à de nombreuses problématiques difficiles à résoudre expérimentalement, telles que les plans optimaux de coordination

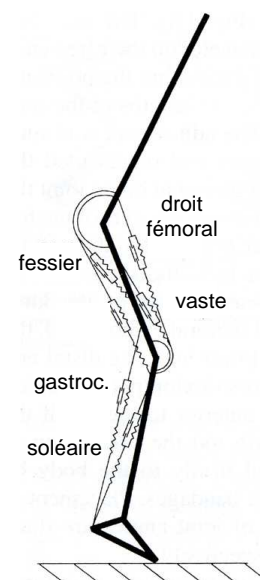


Figure 28

Schéma d'un modèle du système musculo-squelettique utilisé pour simuler les sauts verticaux.

(d'après Bobbert et al., 1996)

musculaire (Pandy et Zajac, 1991) ou les causes de différence de performance entre un *squat jump* et un *counter movement jump* (Alexander, 1995; Bobbert et al., 1996; Bobbert et Casius, 2005). Cependant, ce grand nombre de paramètres d'entrées, dont plusieurs peuvent interagir ou varier ensemble avec la même caractéristique mécanique du générateur de force, rend difficile d'isoler le ou les capacité(s) mécanique(s) des membres inférieurs déterminant la performance en saut.

Une nouvelle approche théorique intégrative, tenant en compte à la fois des contraintes mécaniques liées au générateur de force et à la dynamique du mouvement, semblerait intéressante pour comprendre l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs dans la performance lors de mouvements explosifs comme le saut vertical. Ceci fera l'objet de la deuxième partie du travail de thèse présenté ici.

Résumé Partie IV - Introduction générale

En résumé, les facteurs déterminants la performance lors de mouvements explosifs ont été largement étudiés à travers les sauts maximaux chez les animaux ou les sportifs. Un grand nombre de paramètres mécaniques, physiologiques ou morphologiques ont été mis en avant et reliés à la hauteur ou à la distance de saut. Néanmoins, du fait de la quantité de variables proposées et de certains résultats discordants, il reste difficile de se faire une idée claire sur l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs dans ce type de mouvements explosifs.

V. OBJECTIFS DE TRAVAIL

L'introduction générale a permis de mettre en avant que :

- l'accélération de son propre corps dépend de la force développée par les membres inférieurs,
- les capacités de production de force des membres inférieurs diminuent linéairement avec l'augmentation de la vitesse de mouvement, ce qui conduit à une relation parabolique entre la puissance développée et la vitesse du mouvement. Ces capacités mécaniques des membres inférieurs peuvent être résumées par une combinaison des valeurs caractéristiques suivantes : la force maximale, la vitesse maximale, la puissance maximale et la vitesse optimale,
- ces capacités mécaniques des membres inférieurs peuvent être évaluées totalement et précisément par des méthodes de laboratoire, mais les méthodes utilisables sur le terrain se limitent le plus souvent à l'estimation de la puissance maximale avec des précisions relativement faibles,
- l'implication de ces capacités mécaniques dans la performance lors de mouvements explosifs n'est pas claire.

Les objectifs du travail de thèse sont donc :

- de proposer une nouvelle méthode simple et fiable d'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs utilisable facilement sur le terrain et permettant de mesurer la force, la vitesse et la puissance lors d'une extension des membres inférieurs (**PARTIE 1**)
- de proposer une nouvelle approche théorique intégrative permettant (i) d'identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs qui déterminent la performance en saut vertical, le saut vertical étant un des meilleurs exemples de mouvements explosifs, et (ii) de quantifier leur influence respective sur la performance (**PARTIE 2a**)
- d'utiliser cette approche théorique pour appréhender la notion de « profil force-vitesse » d'un individu et d'en étudier son implication dans la performance en saut (**PARTIE 2b**)

PARTIE 1

Une nouvelle méthode simple pour mesurer la force, la vitesse et la puissance lors d'un saut vertical

Cette partie correspond aux publications suivantes :

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics* 41:2940-2945

ANNEXE II

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2008). A simple method for evaluating mechanical characteristics of lower limb extensor muscles. Présentation orale au 12th Congress of the European College of Sport Science, Jyväskylä 10-13 juillet, Proceedings p. 201

ANNEXE VI

I. SYNTHÈSE DU CONTEXTE THÉORIQUE

Les capacités explosives des athlètes sont considérées comme très importantes dans de nombreuses activités sportives dont la performance dépend en grande partie de la faculté à accélérer son corps à partir d'une position de repos, le plus souvent vers le haut ou vers l'avant (rugby, tennis, football, basketball, volley, départ en sprint...). Ces capacités d'explosivité sont souvent évaluées par la puissance maximale des muscles extenseurs des membres inférieurs (P_{max}) à travers différents types d'efforts maximaux, tels que le pédalage (Vandewalle et al., 1987b; Arsac et al., 1996), la course à pied (Jaskolska et al., 1999a) ou encore les mouvements de poussée unique (Rahmani et al., 2000; Yamauchi et Ishii, 2007). Quel que soit le mouvement, la quantification de la puissance développée, le plus souvent par des mesures précises de force et de vitesse, nécessite des outils spécifiques et/ou onéreux et des qualifications pour les utiliser (plate-forme de force, cyclo-ergomètres, codeurs optiques...). Ces méthodologies ne sont donc pas pratiques pour des utilisations de terrain, c'est-à-dire dans conditions qui concernent une grande partie des personnes intéressées par ce type d'évaluation (e.g. les entraîneurs, les préparateurs physiques...).

Certains tests de terrains ont été proposés pour évaluer P_{max} de manière simple, la plupart d'entre eux estimant la puissance développée lors d'un saut vertical maximal. Cependant, aucun de ces tests ne permet de quantifier précisément la puissance développée par la composante contractile des muscles, c'est-à-dire par le générateur de force des membres inférieurs : soit le test ne quantifie pas une puissance (e.g. hauteur de saut), soit il met en jeu d'autres mécanismes musculaires (e.g. test de rebonds de Bosco), soit il dépend fortement de la population testée et manque de précision (e.g. les formules empiriques issues d'équations de régressions multiples). Notons qu'un grand nombre de formules a été proposée ces dernières années, ce qui montre le grand intérêt porté à évaluer P_{max} à partir de paramètres simples tels que la hauteur de saut et la masse (Harman et al., 1991; Johnson et Bahamonde, 1996; Sayers et al., 1999; Shetty, 2002; Canavan et Vescovi, 2004; Lara et al., 2006a; Lara et al., 2006b). Une méthode simple et précise permettant de mesurer la puissance développée lors d'un saut vertical maximal aurait donc tout son intérêt. Par ailleurs, ces formules issues d'équations de régressions multiples mettent en avant une relation statistique forte entre hauteur de saut, masse et puissance développée. Il serait intéressant d'éclaircir ce lien sur la base des principes de la dynamique.

Les objectifs de cette première étude étaient (i) de clarifier, par l'utilisation des lois fondamentales de la dynamique, la relation entre la puissance développée et les différents paramètres mécaniques influençant lors d'un saut vertical, et (ii) d'utiliser

cette relation pour proposer une nouvelle méthode simple d'évaluation de P_{max} en condition de terrain.

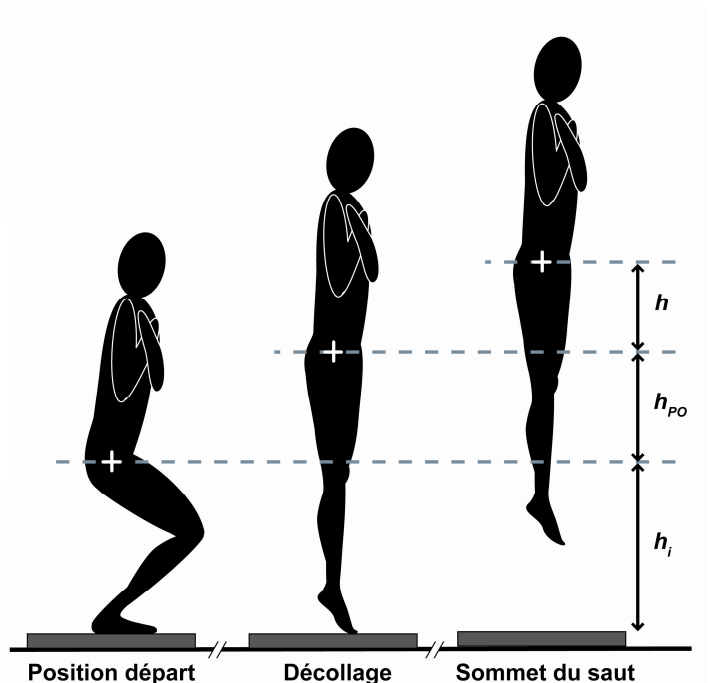
II. METHODOLOGIE

1. Bases théoriques

Afin de comprendre la relation entre la hauteur d'un saut et la puissance développée pendant la poussée, les principes de la dynamique (rappelés dans la partie I de l'introduction générale) ont été utilisés pour comprendre les modalités de la mise en mouvement du corps lors d'un tel effort.

Figure 29

Les trois positions clés du saut vertical et les trois distances utilisées dans les calculs de la méthode proposée.



Au cours d'un saut vertical, les membres inférieurs produisent un travail mécanique pour élever le centre de masse de sa position initiale jusqu'à la hauteur maximale du saut (Figure 29, le mouvement du centre de masse est considéré comme uniquement vertical). Comme pour tout travail mécanique, la conséquence est une variation d'énergie mécanique totale, somme des énergies cinétiques et potentielles du centre de masse. La vitesse verticale de ce centre de masse étant nulle à la position initiale et au sommet du saut, le travail mécanique total (W_T) est donc égal aux variations d'énergie potentielle entre ces deux positions :

$$W_T = mg(h_{po} + h + h_i) - mgh_i \quad \text{Eq. 11}$$

$$W_T = mg(h_{po} + h) \quad \text{Eq. 12}$$

avec m la masse corporelle (en kg), g l'accélération gravitationnelle (9.81 m.s^{-2}), h_{PO} la distance verticale de poussée (*i.e.* le déplacement vertical du centre de masse pendant la poussée), h la hauteur de saut et h_i la hauteur initiale du centre de masse en position de départ (h_{PO} , h et h_i en m, Figure 29). En négligeant les forces de friction de l'air, et d'après la loi de la conservation de l'énergie mécanique, l'énergie mécanique totale du centre de masse reste constante après le décollage²⁷. Par conséquent, W_T , développé pendant la phase de poussée uniquement, est aussi égal au produit de la distance verticale de poussée (h_{PO}) par la force verticale moyenne (\bar{F} en N) générée par les membres inférieurs pendant la poussée. Par conséquent,

$$\bar{F} = \frac{W_T}{h_{PO}} \quad \text{Eq. 13}$$

(la démonstration de cette égalité pour un mouvement accéléré est présentée dans l'appendice à la fin de cette partie, p. 80)

En remplaçant l'équation 12 dans l'équation 13, \bar{F} peut s'exprimer comme:

$$\bar{F} = mg\left(\frac{h}{h_{PO}} + 1\right) \quad \text{Eq. 14}$$

La vitesse verticale moyenne du centre de masse au cours de la poussée (\bar{v} en m.s^{-1}), correspondant à la vitesse d'extension des membres inférieurs, peut être calculée par :

$$\bar{v} = \frac{h_{PO}}{t_{PO}} \quad \text{Eq. 15}$$

avec t_{PO} la durée de la phase de poussée (en s), obtenue à partir de la relation entre l'impulsion nette et la variation de quantité de mouvement (*cf.* équations 1, 2 et 3, partie I de l'introduction). En appliquant cette relation à un saut vertical sans vitesse initiale, l'équation suivante est obtenue :

$$t_{PO} = \frac{mv_{dec}}{(\bar{F} - mg)} \quad \text{Eq. 16}$$

avec v_{dec} la vitesse verticale du centre de masse au décollage qui peut être obtenue à partir de la hauteur de saut (Bosco et Komi, 1979b) :

$$v_{dec} = \sqrt{2gh} \quad \text{Eq. 17}$$

²⁷ Pendant la phase de vol, le corps peut-être considéré en situation de chute libre. Seule la force gravitationnelle s'applique à ce corps. Ainsi, l'énergie mécanique totale reste constante. Toute variation d'énergie cinétique se transforme en énergie potentielle, et inversement.

A partir des équations 14 à 17, l'expression finale de la vitesse moyenne est :

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Eq. 18}$$

(les calculs complets de \bar{v} sont présentés dans l'appendice à la fin de cette partie, p. 81)

La puissance moyenne développée par les membres inférieurs est le produit de \bar{F} et \bar{v} obtenus à partir des équations 14 et 18 :

$$\bar{P} = mg\left(\frac{h}{h_{PO}} + 1\right)\sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Eq. 19}$$

Par conséquent, la puissance moyenne développée par les membres inférieurs au cours d'un saut vertical, ainsi que la force et la vitesse moyenne, peuvent être obtenues à partir de trois paramètres simples: la hauteur du saut, la distance verticale de poussée et la masse corporelle. Il s'agit maintenant de valider ces équations en comparant les valeurs \bar{P} , \bar{F} et \bar{v} estimées par ces calculs aux valeurs mesurées par une plate-forme de force, qui est la méthode de référence. Cette validation se fera tout d'abord lors de sauts verticaux classiques (sans charge), et également lors de sauts verticaux chargés.

2. Méthodologie de validation

SUJETS ET PROTOCOLE EXPERIMENTAL

Onze hommes en bonne santé (âge = $27,1 \pm 3,6$ ans, taille = $173,6 \pm 7,2$ cm, masse = $76,9 \pm 11,4$ kg) ont participé à cette étude de manière volontaire après avoir été informés des procédures et des attentes de l'étude, et après avoir donné leur consentement par écrit. Ils pratiquaient tous une activité physique régulière, mais n'étaient pas familiers avec les disciplines de sauts ou d'haltérophilie. Pour chaque sujet, la distance verticale entre le sol et le grand trochanter de la jambe droite a été mesurée dans une position accroupie avec un angle de genou à 90° (h_i dans la Figure 29). Cette position était contrôlée à l'aide d'une équerre (Figure 31a) et le grand trochanter était marqué d'une croix sur la peau.

Après un échauffement de 5 minutes, chaque sujet a réalisé deux *squat jumps* dans différentes conditions de charge randomisées : sans charge additionnelle (SJ_0) et avec trois charges additionnelles de 25% (SJ_{25}), 50% (SJ_{50}) et 75% (SJ_{75}) de la masse corporelle. Chaque essai était réalisé avec les bras en croix sur le torse pour la condition sans charge et en maintenant sur les épaules la barre portant les poids pour les conditions avec charge (Figure

30). Une fois debout sur la plate-forme de force, les sujets devaient fléchir leurs genoux jusqu'à atteindre la hauteur h_i précédemment mesurée. Pour ce faire, les sujets étaient guidés dans leur flexion par l'expérimentateur qui contrôlait la position verticale du grand trochanter à l'aide d'une règle verticale sur laquelle h_i était indiquée (Figure 31b). Après avoir maintenu environ 2 s cette position accroupie, les sujets devaient appliquer de la force le plus vite possible afin de sauter le plus haut possible en gardant le buste droit. Les contre-mouvements vers le bas étaient interdits verbalement, contrôlés visuellement durant chaque essai et vérifiés après l'essai en utilisant les courbes de force en fonction du temps. De plus, il était demandé au sujet d'atterrir avec la même position que lors du décollage, c'est-à-dire avec les membres inférieurs tendus et les pieds en flexion plantaire. Si toutes ces exigences n'étaient pas respectées, l'essai était annulé et recommencé, avec 5 minutes de repos entre chaque essai. Deux ou trois jours avant cette session, les sujets ont eu la possibilité de venir s'habituer à sauter sans contre mouvement avec ou sans charge additionnelle.

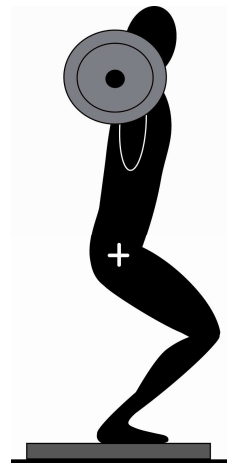


Figure 30 _____

Saut avec masse additionnelle sur les épaules.

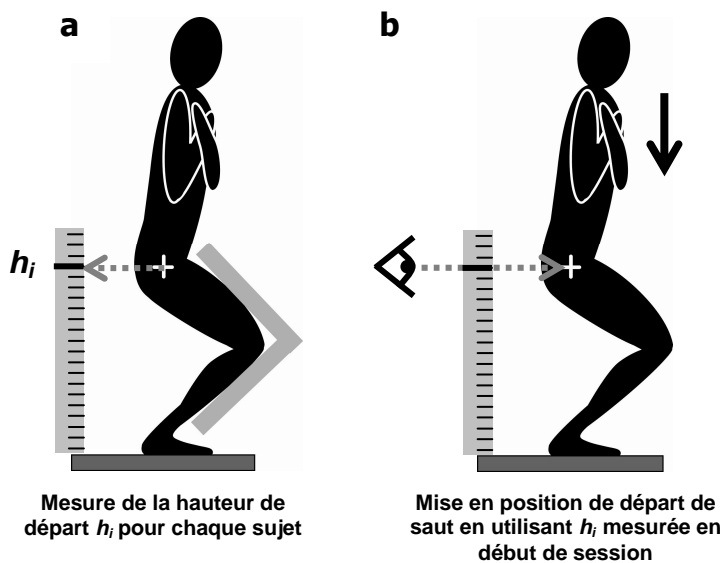


Figure 31 _____

Mesure de la hauteur de départ (h_i) en début de session en utilisant une équerre pour fixer l'angle des genoux (a), et utilisation de cette mesure pour mettre le sujet en position de départ à chaque essai (b)

Notons que les valeurs de charge additionnelle ont été choisies pour que les sujets puissent sauter en respectant les exigences de réalisation attendues. Une charge additionnelle de 100% de la masse corporelle avait été envisagée, mais une grande partie des sujets ne parvenaient pas à sauter correctement (le décollage était davantage dû à une flexion des genoux qu'à une élévation du centre de masse).

MATERIELS ET MESURES

Tous les essais ont été réalisés sur une plate-forme de force (Kistler type 9281B, Winterthur, Switzerland) connectée à un amplificateur électronique (Kistler type 9861A, Winterthur, Switzerland). Le signal de sortie, représentant la force verticale de réaction du sol (GRF^{28}), était échantillonné à 2000 Hz et enregistré dans un ordinateur *via* un boîtier d'acquisition (Type SEP3, E.I.P., Jonzieux, France). Le signal était filtré numériquement avec un filtre pass-bas de type Butterworth sans décalage de phase (fréquence de coupure de 30Hz), puis converti en valeur de force en utilisant les méthodes de calibrations du laboratoire (signal de sortie linéaire sur une plage de mesure variant de 0 à 10kN).

Pour chaque essai, la force verticale moyenne développée par les membres inférieurs lors de la poussée (\bar{F}), la vitesse verticale moyenne correspondante (\bar{v}) et la puissance moyenne (\bar{P}) ont été déterminées à partir des deux méthodes : méthode de référence (plate-forme de force) et méthode proposée (équations présentées précédemment).

Méthode de référence utilisant la plate-forme de force

La vitesse verticale instantanée du centre de masse $v(t)$ a été obtenue par intégration de l'accélération verticale du centre de masse $a(t)$ sur le temps :

$$v(t) = \int a(t).dt \quad \text{Eq. 20}$$

$$\text{avec } a(t) = \frac{GRF(t)}{m} - g \quad \text{Eq. 21}$$

La constante d'intégration était fixée à zéro car la vitesse verticale initiale était nulle. La puissance verticale instantanée $P(t)$ était le produit de la force par la vitesse à chaque instant (Figure 32). Les valeurs moyennes de force (\bar{F}_{PF}), vitesse (\bar{v}_{PF}) et puissance (\bar{P}_{PF}) pour chaque essai étaient calculées en moyennant respectivement $GRF(t)$, $v(t)$ et $P(t)$ sur toute la phase de poussée.

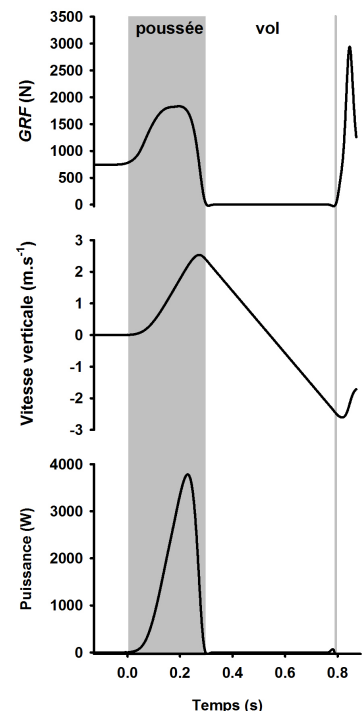


Figure 32 Force verticale (GRF), vitesse et puissance au cours d'un saut vertical.

²⁸ cette abréviation est habituellement utilisée pour représenter la force de réaction du sol et vient de l'anglais *Ground Reaction Force*

Méthode proposée utilisant les équations

Les valeurs moyennes de force (\bar{F}), de vitesse (\bar{v}) et de puissance (\bar{P}) ont également été calculées respectivement à partir des équations 14, 18 et 19. Seulement trois paramètres simples sont nécessaires pour ces calculs : la masse corporelle des sujets (m), la hauteur de saut (h) et la distance verticale de poussée (h_{po}). Dans cette étude, h a été déterminée à partir du temps de vol en appliquant les principes de la dynamique (équation 9 p.41, Asmussen et Bonde-Petersen, 1974). Le temps de vol était mesuré ici à partir du signal de force en fonction du temps. Enfin, h_{po} correspondait à la variation de longueur du membre inférieur (*i.e.* distance séparant le grand trochanter du sol) entre la position de départ et l'instant du décollage. Il a été supposé ici que les variations relatives de positions verticales du grand trochanter et du centre de masse durant un saut vertical pouvaient être négligées²⁹. Ainsi, h_{po} a été calculé par la différence entre h_i et la longueur des membres inférieurs tendus en flexion plantaire maximale, qui est la position théorique à l'instant du décollage. Cette mesure de longueur des membres inférieurs a été réalisée avant les tests par la distance entre le grand trochanter de la jambe droite et le bout des orteils, le sujet étant allongé sur le sol (Figure 33).

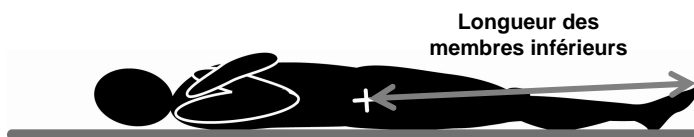


Figure 33

Mesure de la longueur des membres inférieurs.

COMPARAISON DES DEUX METHODES ET ANALYSE STATISTIQUE

La comparaison des deux méthodes a été effectuée sur l'ensemble des données recueillies sur les deux essais de chaque condition des onze sujets. Les valeurs de \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} ont été décrites par des valeurs moyennes \pm écart type (ET) pour les deux méthodes. La validité des équations proposées a été vérifiée par l'étude des corrélations et des régressions linéaires entre les deux méthodes, ainsi que par des analyses de Bland et Altman (Bland et Altman, 1986) permettant de discuter des différences observées. Après avoir vérifié la normalité des distributions avec le test de Shapiro et Wilk, la différence entre les deux méthodes (biais) a été

²⁹ En réalité, le centre de masse réel du sujet se déplace par rapport au grand trochanter pendant la poussée du fait de l'extension des membres inférieurs. Ce déplacement est néanmoins minime.

testée pour \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} pour chaque essai en utilisant un test de Student pour échantillons appariés. De plus, un autre type de biais (*biais absolu*) a été calculé pour chaque sujet et chaque essai et exprimé en fonction de la valeur de référence :

$$\text{biais absolu} = \frac{|\text{méthode proposée} - \text{méthode référence}|}{\text{méthode référence}} \cdot 100 \quad \text{Eq. 22}$$

Pour chaque paramètre et chaque condition, la reproductibilité des deux méthodes a été évaluée par le calcul de la différence moyenne entre les deux essais (Δmoy en % de la moyenne des deux essais), par le coefficient intraclass (CI) et par l'erreur standardisée de la mesure (SEM en %), tels qu'ils ont été définis par Hopkins (2000). Pour cette étude, SEM est exprimé en pourcentage des valeurs moyennes mesurées :

$$SEM = \frac{ET_{diff}}{\text{moyenne} \cdot \sqrt{2}} \cdot 100 \quad \text{Eq. 23}$$

avec ET_{diff} l'écart type des différences entre les deux essais. De plus, la différence entre les deux essais a été testée par un test de Student pour échantillons appariés. Les valeurs de Δmoy permettent de mettre en avant une variation systématique du paramètre entre les deux essais, c'est-à-dire une tendance qui se retrouve chez tous les sujets, comme par exemple un effet fatigue ou apprentissage (Δmoy doit-être le plus proche possible de 0). Les valeurs de SEM et de CI donnent une indication sur la variabilité intra-sujet de la mesure, c'est-à-dire sur les différences attendues entre deux mesures identiques sur le même sujet (variations aléatoires ou « bruit » de la mesure), et ce indépendamment des possibles variations systématiques (Hopkins, 2000).

Un seuil de significativité de 5% a été retenu pour toutes les analyses statistiques.

III. RESULTATS

1. Précision de la méthode proposée

Les hauteurs de saut atteintes variaient de $0,26 \pm 0,06$ cm pour SJ_0 à $0,09 \pm 0,03$ cm pour SJ_{75} . Les valeurs moyennes $\pm ET$ de \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} obtenues avec les deux méthodes, ainsi que les valeurs moyennes $\pm ET$ du *biais absolu*, sont présentés dans le Tableau 2. Pour chaque essai, \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} n'étaient pas significativement différent entre les deux méthodes, excepté pour la condition la plus chargée (+ 75% de masse corporelle) dans laquelle les valeurs étaient sous-estimées avec la méthode proposée. De plus, les valeurs de \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} obtenues avec la

méthode proposée étaient fortement corrélées ($n=22$, $P<0,001$) avec respectivement \bar{F}_{PF} , \bar{V}_{PF} et \bar{P}_{PF} (Tableau 2). Les pentes et les ordonnées à l'origine des régressions n'étaient pas significativement différentes de 1 et 0.

Tableau 2 : Valeurs moyennes \pm écart types de force (\bar{F}), vitesse (\bar{V}) et puissance (\bar{P}) obtenus avec les deux méthodes, *biais absolu* moyen entre les deux méthodes et caractéristiques des corrélations et régressions linéaires entre les deux méthodes.

		Methodes de référence	Méthode proposée	Biais (%)	Coefficient de corrélation de Pearson (r)	Pente de la régression linéaire ^a	Ordonnée à l'origine de la régression linéaire ^b
Force (N)	SJ ₀	1294 \pm 132	1282 \pm 133	1.74 \pm 1.17	0.98 ***	0.98	10.56
	SJ ₂₅	1451 \pm 143	1433 \pm 141	1.63 \pm 1.26	0.99 ***	0.97	24.21
	SJ ₅₀	1554 \pm 151	1557 \pm 153	1.68 \pm 1.41	0.97 ***	0.99	24.57
	SJ ₇₅	1675 \pm 175	* 1654 \pm 170	1.57 \pm 0.98	0.99 ***	0.96	42.55
	toutes conditions			1.66 \pm 1.20	0.99 ***	0.98	13.30
Vitesse (m.s ⁻¹)	SJ ₀	1.08 \pm 0.12	1.10 \pm 0.12	2.88 \pm 2.00	0.96 ***	0.98	0.04
	SJ ₂₅	0.96 \pm 0.11	0.95 \pm 0.10	3.93 \pm 2.65	0.92 ***	0.83	0.15
	SJ ₅₀	0.81 \pm 0.11	0.80 \pm 0.10	4.79 \pm 3.74	0.87 ***	0.84	0.13
	SJ ₇₅	0.72 \pm 0.07	* 0.66 \pm 0.09	9.01 \pm 7.68	0.72 ***	0.89	0.02
	toutes conditions			5.16 \pm 5.08	0.96 ***	1.06	-0.07
Puissance (W)	SJ ₀	1412 \pm 221	1411 \pm 224	2.29 \pm 1.95	0.98 ***	1.00	0.27
	SJ ₂₅	1389 \pm 198	1357 \pm 186	3.99 \pm 2.87	0.95 ***	0.89	118.42
	SJ ₅₀	1253 \pm 198	1246 \pm 187	5.25 \pm 3.91	0.88 ***	0.83	200.76
	SJ ₇₅	1182 \pm 142	* 1085 \pm 152	8.95 \pm 7.41	0.76 ***	0.82	120.24
	toutes conditions			5.12 \pm 5.09	0.92 ***	0.98	-5.71

^a pas différent significativement de 0

^b pas différent significativement de 1

* $P<0,05$

*** $P<0,001$

Les graphiques de Bland et Altman sont présentés pour SJ₀ dans la Figure 34. Quelle que soit la condition de charge ou le paramètre considéré, les différences entre les deux méthodes ne sont pas corrélées aux valeurs mesurées ($P>0,05$).

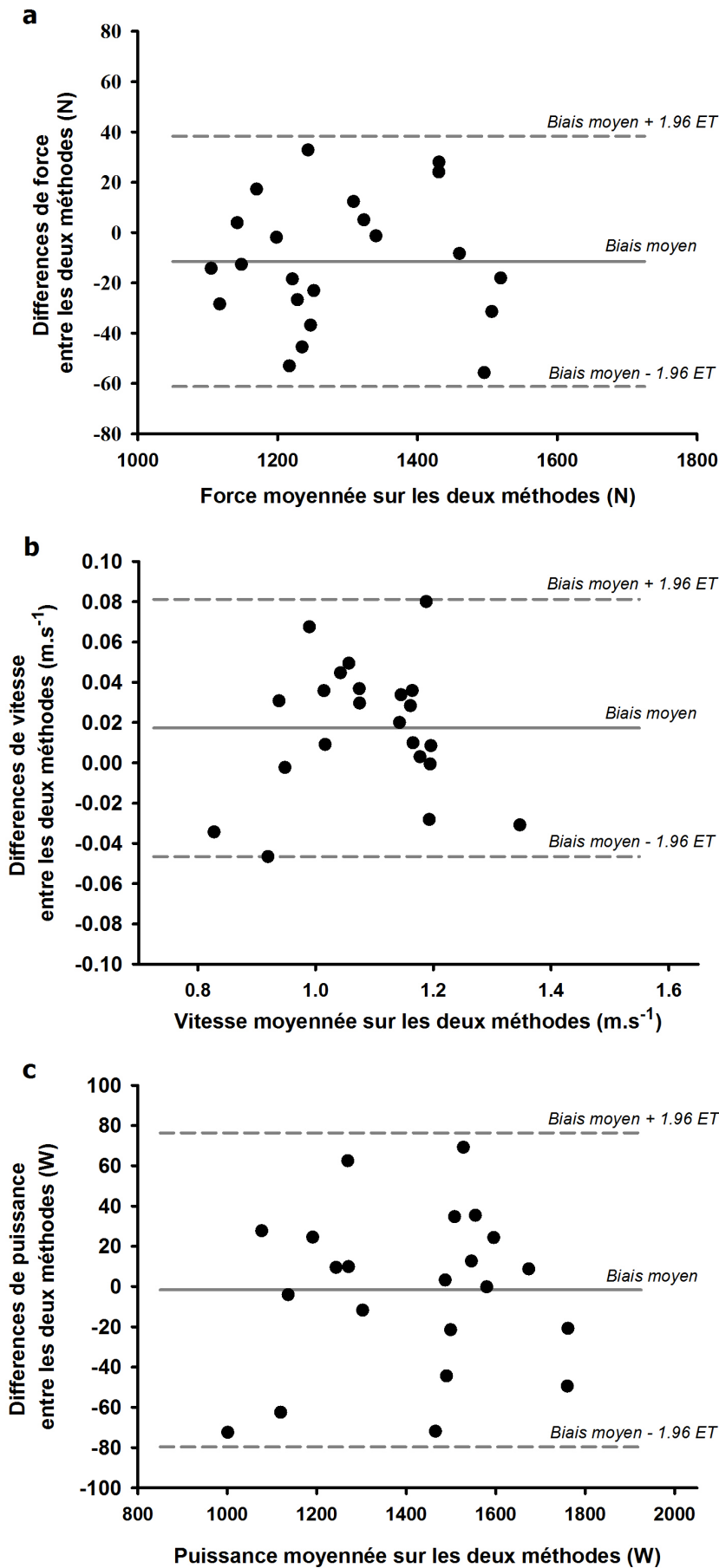


Figure 34

Graphiques de Bland et Altman représentant les différences de force (a), de vitesse (b) et de puissance (c) entre les deux méthodes. Les données sont obtenues à partir des deux essais de chaque sujet. La ligne continue horizontale correspond au biais moyen. Les lignes discontinues horizontales représentent les limites d'agrément (moyenne ± 1.96 écart type (ET) des différences entre les deux méthodes).

2. Reproductibilité de la méthode proposée

Les valeurs de différence moyenne entre les deux essais (Δmoy), d'erreur standardisée de la mesure (SEM) et de coefficient intraclasse (CI) obtenus à partir des deux essais sont présentées dans le Tableau 3. Les valeurs de \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} ne sont pas significativement différentes entre les deux essais, autrement dit Δmoy n'est pas significativement différente de 0.

Tableau 3 : Données de reproductibilité : variations moyennes (Δmoy), erreurs standardisées de la mesure (SEM) et coefficients intraclasse (CI) obtenus à partir des deux essais consécutifs pour \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} .

		Δmoy (%)		SEM (%)		CI	
		Méthode de référence	Méthode proposée	Méthode de référence	Méthode proposée	Méthode de référence	Méthode proposée
Force (N)	SJ ₀	0.32%	0.64%	2.52%	2.56%	0.94	0.94
	SJ ₂₅	0.68%	-0.30%	1.47%	1.57%	0.98	0.98
	SJ ₅₀	-1.37%	0.30%	2.24%	1.46%	0.95	0.98
	SJ ₇₅	0.18%	0.07%	1.70%	1.82%	0.97	0.97
Vitesse (m.s ⁻¹)	SJ ₀	2.22%	2.32%	6.23%	3.84%	0.70	0.89
	SJ ₂₅	0.06%	-0.60%	5.70%	3.27%	0.78	0.91
	SJ ₅₀	-3.79%	0.21%	7.93%	3.60%	0.66	0.93
	SJ ₇₅	-0.15%	-1.28%	7.47%	5.91%	0.50	0.82
Puissance (W)	SJ ₀	2.55%	2.96%	7.24%	6.35%	0.79	0.85
	SJ ₂₅	0.79%	-0.89%	5.72%	4.66%	0.85	0.89
	SJ ₅₀	-4.36%	0.51%	9.22%	5.13%	0.67	0.89
	SJ ₇₅	-0.19%	-1.21%	8.55%	7.89%	0.52	0.70

CI = 1: reproductibilité parfaite; 0.80<CI<0.90: très bonne reproductibilité; 0.70<CI<0.80: bonne reproductibilité; 0.60<CI<0.70: reproductibilité modérée; CI<0.60: reproductibilité faible

IV. DISCUSSION

1. Relation entre la puissance développée et les paramètres qui l'influencent

Le premier objectif de cette étude était d'expliquer, par les lois fondamentales de la mécanique, les relations statistiques obtenues par les études qui proposaient, à partir de régressions multiples, des formules mathématiques pour estimer la puissance développée pendant un saut vertical (Harman et al., 1991; Johnson et Bahamonde, 1996; Sayers et al., 1999; Shetty, 2002; Canavan et Vescovi, 2004; Lara et al., 2006a; Lara et al., 2006b).

La relation entre la puissance développée, la masse corporelle et la hauteur de saut a été confirmée et expliquée par des calculs. L'équation finale de la puissance (équation 19) confirme que la hauteur de saut toute seule n'est pas un bon indicateur de la puissance développée, comme l'avait soulignée Vandewalle et collaborateurs (1987a). En effet, deux athlètes de masses différentes peuvent atteindre la même hauteur de saut alors que le plus lourd développe une plus grande puissance. Par exemple, ceci peut constituer un biais méthodologique si la hauteur de saut est utilisée pour quantifier un gain de puissance à la suite d'un entraînement en force associé à une augmentation de masse musculaire. De plus, l'expression de la puissance (équation 19) met en avant un autre paramètre important, jusqu'à très peu considéré : la distance de poussée. Effectivement, deux athlètes de même masse, sautant à la même hauteur, mais débutant leur poussée respective à partir de hauteurs différentes, ne développent pas la même puissance. Celui qui débute sa poussée de plus bas, ou du moins qui pousse sur une plus grande distance, est moins puissant, ce qui est mis en avant dans l'équation 19. Les équations obtenues à partir de régressions multiples (Harman et al., 1991; Sayers et al., 1999; Canavan et Vescovi, 2004) ne distingueront pas ces deux athlètes, sauf si leur position de départ est standardisée en terme de distance verticale de poussée au lieu d'être fixée *via* l'angle du genou. Dans le cas d'athlètes de différentes tailles, si la position de départ est fixée par la distance de poussée, les conditions de saut ne seront pas identiques à cause d'angles de genoux différents.

Ainsi, le seul moyen d'appliquer correctement une équation estimant la puissance à une large population est de considérer la distance de poussée (ou la durée). Il est intéressant de noter ici que la durée et la distance de poussée sont étroitement liées lors d'un saut vertical à cause des spécificités du mouvement (ce point sera davantage détaillé dans la partie 2a). Johnson et Bahamonde (1996) ont montré dans leur régression multiple que la taille des sujets était reliée à la puissance développée. Ce lien statistique est sans doute dû à l'étroite relation existant entre la distance de poussée et la taille des athlètes. Par ailleurs, soulignons que l'expression de la puissance proposée ici (équation 19) est la même que celle trouvée en 1962 par Gray et ses collaborateurs. Cette équation, qui n'avait jamais été vérifiée expérimentalement, souffrait de critiques car son développement considérait l'accélération verticale du centre de masse constante lors de la poussée, ce qui n'est effectivement pas le cas en réalité (Vandewalle et al., 1987a). Néanmoins, le développement proposé ici ne suppose pas l'accélération constante et aboutit à la même équation. Ceci laisserait penser que lorsqu'un mouvement non uniformément accéléré est considéré dans son ensemble, c'est-à-dire comme une unité indivisible (ici la phase de poussée), il peut être assimilé, sans trop d'erreurs, à un mouvement uniformément accéléré dont l'accélération serait égale à l'accélération moyenne du mouvement d'origine (valeur moyennée sur le mouvement entier).

2. Validation des équations en tant que méthode de terrain pour l'évaluation de la force, de la vitesse et de la puissance lors d'un saut

Le deuxième objectif de cette étude était de tester les équations proposées comme une nouvelle méthode simple pour évaluer la puissance développée lors d'un saut vertical. Une telle méthode simple utilisable sur le terrain constitue un centre d'intérêt pour l'évaluation des athlètes depuis des dizaines d'années (Gray et al., 1962; Bosco et al., 1983; Harman et al., 1991; Sayers et al., 1999; Canavan et Vescovi, 2004).

LIMITES DES EQUATIONS PROPOSEES

Les équations proposées ici résultent de calculs basés sur les principes fondamentaux de la dynamique. Même si aucun postulat important allant à l'encontre de la réalité n'a été nécessaire, comme cela a été le cas par exemple pour le travail de Gray et al. (1962), certaines hypothèses simplificatrices ont été requises pour développer les équations. Les principales sont celles liées à toute étude appliquant les lois newtoniennes à l'ensemble du corps considéré comme un système global et représenté par son centre de gravité (e.g. Bosco et Komi, 1979b; Harman et al., 1990). De plus, les forces de frictions de l'air ont été négligées, ces forces n'affectant la hauteur de saut que des très petits animaux (masse inférieure à 0.5 g, Scholz et al., 2006a). Comme mentionné dans la partie méthodologie (p. 64), les équations proposées négligent les déplacements du centre de masse du sujet liés aux mouvements des segments les uns par rapport aux autres, ce qui peut induire des différences lors de la comparaison avec les données de la plate-forme. En effet, l'extension des membres inférieurs lors de la poussée abaissent la position relative du centre de masse du système. Le déplacement vertical réel du centre de masse du sujet est donc légèrement inférieur à h_{p0} durant cette phase. Enfin, les équations proposées conduisent à des valeurs moyennes au cours de la poussée, en opposition avec les valeurs pic mesurées ou estimées dans certaines études (Canavan et Vescovi, 2004; Yamauchi et Ishii, 2007). Néanmoins, comme discuté dans l'introduction générale (p. 26), ces valeurs moyennes sont plus représentatives de l'effort musculaire réalisé (Andrews, 1983).

VALIDITE DES EQUATIONS PROPOSEES LORS D'UN SAUT VERTICAL SANS CHARGE

Tout d'abord, la validité des équations 14, 18 et 19 a été vérifiée sur des sauts verticaux usuels, c'est-à-dire réalisés sans charge additionnelle, dans le but de proposer ces équations comme une nouvelle méthode d'évaluation de terrain. Pour qu'une méthode soit pertinente, il faut qu'elle mesure ce qu'elle est censée mesurer (précision) et qu'elle donne des résultats identiques lors de mesures répétées dans les mêmes conditions (reproductibilité).

Précision

La pertinence des valeurs mesurées est d'abord appuyée par la cohérence des valeurs de puissance obtenues (~ 1300 W ou ~ 18 W.kg⁻¹ pour SJ₀) avec les valeurs rapportées par les études ayant testé le même type de sujets (Harman et al., 1990; Harman et al., 1991; Driss et al., 2001). De plus, la précision des équations proposées a été testée en comparant les valeurs de force, vitesse et puissance calculées avec ces équations aux valeurs mesurées par la méthode de référence, comme cela avait déjà été effectué dans différentes études (Harman et al., 1991; Sayers et al., 1999; Rahmani et al., 2000). Les coefficients de corrélation entre les deux méthodes (très élevés, $r > 0,96$), les valeurs de biais moyen (faibles) et les limites d'agrément (resserrées autour du biais) présentés dans les graphiques de Bland et Altman montrent une très bonne précision de la méthode proposée pour évaluer \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} au cours d'un saut vertical. Les fortes corrélations vont de pair avec des droites de régressions dont la pente est proche de 1 et l'ordonnée à l'origine proche de 0, ce qui est essentiel pour une validation. Le *biais absolu* inférieur à 3 % pour \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} confirme ces résultats. Notons que ce *biais absolu* est un paramètre clé pour quantifier la validité et la précision d'une nouvelle méthode, même s'il peut être paraître redondant par rapport aux autres paramètres déjà mentionnés. Il tient compte à la fois du biais et des écarts types des différences, et présente la qualité d'être relativement explicite car il représente l'erreur moyenne réalisée à chaque mesure.

Reproductibilité

En plus d'être précise, une méthode de mesure doit être reproductible. Le niveau de reproductibilité est tout d'abord mis en avant par la faible variation moyenne entre les deux essais ($\Delta_{moy} < 3\%$), cette différence n'étant pas significative. De plus, les valeurs d'erreur standardisée de la mesure (faibles) et de coefficients intraclasse (élevés) sont du même ordre que celles rapportées dans les études précédentes utilisant le même type de mouvement : par

exemple, des valeurs de *SEM* entre 2 et 4% pour \bar{F} , entre 3 et 8% pour \bar{v} et entre 5 et 9% pour \bar{P} (Bassey et Short, 1990; Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2000; Hopkins et al., 2001; Sheppard et al., 2008; Hori et al., 2009). Les valeurs de ces trois paramètres indiquent une bonne reproductibilité des mesures réalisées avec les équations proposées. Il est intéressant de noter ici que ce niveau de reproductibilité est similaire à celui de la méthode de référence, que ce soit pour la force, la vitesse ou la puissance. Ceci prouve que la faible variabilité intra-individuelle n'est pas due à la méthode de mesure utilisée, mais au test de saut vertical lui-même ou à la variabilité propre des paramètres mesurés. Par exemple, des valeurs de *SEM* de 3,3% ont été mesurées uniquement pour la hauteur de saut (Markovic et al., 2004). De même, des niveaux de reproductibilité semblables (de 3 à 7%) ont été rapportés pour l'évaluation de la puissance développée en course ou en pédalage, quel que soit l'ergomètre utilisé (Hopkins et al., 2001). Enfin, la mesure de la vitesse verticale du centre de masse semble être plus variable que la mesure de la force (quelle que soit la méthode), cette variabilité de la vitesse expliquant la variabilité de la puissance (Rahmani et al., 2000)

Ces résultats de précision et de reproductibilité des valeurs supportent la validation de la méthode proposée pour évaluer la force, la vitesse et la puissance lors d'un saut vertical à partir de trois paramètres simples facilement mesurables sur le terrain. La précision et la reproductibilité de cette méthode dépendent surtout de la précision avec laquelle sont mesurées la hauteur de saut (h) et la distance de poussée (h_{po}). D'un côté, la hauteur de saut a été mesurée ici en utilisant la méthode basée sur le temps de vol (Asmussen et Bonde-Petersen, 1974), mais pourrait être évaluée avec d'autres méthodologies de terrain (tests d'Abalakov ou de Sargent par exemple), chacune ayant ses avantages et ses inconvénients. D'un autre côté, la distance verticale de poussée a été estimée par la différence entre la longueur des membres inférieurs tendus et la hauteur du grand trochanter en position de départ. Cette méthode est très simple et pratique, mais pourrait être améliorée pour une augmentation de la précision. Il faut noter que la validation de la méthode proposée s'est effectuée dans des conditions similaires à celles rencontrées sur le terrain, du moins pour tout ce qui touche à la réalisation du protocole et aux mesures de h et h_{po} : détermination de l'angle de genou à 90° avec une équerre, mise en place du sujet en position de départ avec un simple mètre ou utilisation du temps de vol pour quantifier h par exemple. Concernant ce dernier point, le temps de vol n'a pas été mesuré avec les outils usuellement utilisés sur le terrain (ergojump ou optojump par exemple) car il était difficile de coupler ces outils avec la plate-forme de force sur un même saut. Néanmoins, la précision du chronomètre de ces outils est très proche de celle de la plate-forme de force utilisée dans la présente validation.

Cette nouvelle méthode a été validée sur des *squat jumps* (sans contre mouvements). Cependant, rien ne laisse penser que les équations proposées ne seraient pas valables pour un *counter-movement jump* dont la vitesse verticale est également nulle au début de la phase de poussée. Par contre, une telle utilisation des équations nécessiterait une quantification précise de h_{PO} , soit par fixation *a priori*, soit par mesure *a posteriori*. Dans le premier cas (fixation *a priori*), un dispositif simple pourrait être imaginé en utilisant un élastique tendu sous les fesses du sujet en position basse (position de début de poussée vers le haut), permettant ainsi à l'expérimentateur de contrôler le contre mouvement vers le bas, et donc la distance de poussée. Dans le second cas (mesure *a posteriori*), un bon exemple serait l'application des équations proposées à des sauts réalisés sous barres guidées³⁰ (e.g. Figure 18b, p.38). Il suffirait de placer des indicateurs (e.g. une bague en plastique) sur les barres de guidage juste au dessus et en dessous de la charge, ces indicateurs pouvant être déplacés par la charge tout en présentant très peu de frottement. La position de ces marqueurs à la fin du saut indiquerait respectivement la hauteur du saut et la distance de poussée. Même si ces conditions ne sont plus réellement celles de terrain, une telle application semble intéressante car ces systèmes de barres guidées sont présents dans la plupart des salles de musculation, et seul un mètre serait alors nécessaire pour obtenir h et h_{PO} ³¹.

Aux vues de tous les points mentionnés ci-dessus, les équations proposées dans cette étude constituent une méthode simple d'évaluation de la force, de la vitesse et de la puissance lors d'un saut vertical présentant une précision et une reproductibilité similaires aux méthodologies de laboratoire. Cette méthode est facilement utilisable sur le terrain car elle ne nécessite qu'un seul saut et trois paramètres simples facilement mesurables : la masse, la hauteur de saut et la distance de poussée. Etant donné que certaines études ont montré que la masse corporelle est proche de la charge optimale qui maximise la puissance (Cormie et al., 2007d; Markovic et Jaric, 2007; Jaric et Markovic, 2009), la méthode proposée ici peut être considérée comme un test précis d'évaluation de la puissance maximale développée par les membres inférieurs. Cependant, d'autres études ont montré que la puissance développée lors d'un saut vertical maximal n'était pas toujours la puissance maximale des membres inférieurs (Rahmani et al., 2001; Sleivert et Taingahue, 2004; Harris et al., 2007; Thomas et al., 2007). Ainsi, l'utilisation de différentes charges additionnelles pour déterminer la charge optimale et/ou tracer les relations force et puissance-vitesse s'avèrent très intéressantes dans l'évaluation des athlètes.

³⁰ du type *Smith Machine*

³¹ L'application des équations à des mouvements sur barre guidée a été testée dans le laboratoire et donne des premiers résultats encourageant.

APPLICATION DE LA METHODE A DES SAUTS CHARGES

Pour ce qui est de la validité des sauts avec charges additionnelles (SJ₂₅, SJ₅₀ et SJ₇₅), les résultats obtenus vont dans le même sens que ceux décrits précédemment pour SJ₀ : forte corrélation entre les deux méthodes, coefficients de corrélations similaires à ceux obtenus lors de précédentes validations utilisant la plate-forme de force (e.g. Rahmani et al., 2000), pentes et ordonnées à l'origine des régressions proches respectivement de 1 et de 0, *biais absolu* relativement bas (Tableau 2). Néanmoins, la différence entre les deux méthodes semble augmenter avec la charge additionnelle pour \bar{v} et \bar{P} , ce qui est visible au niveau du coefficient de corrélation ou du *biais absolu*. Ce dernier atteint environ 9% pour \bar{v} et \bar{P} dans la condition la plus chargée, seule condition pour laquelle la méthode proposée sous-estime significativement les valeurs de \bar{F} , \bar{v} et \bar{P} par rapport à la méthode de référence. Cependant, ces valeurs de *biais absolu* de 9% sont acceptables, et restent notamment bien inférieures aux différences de 15 à 30% rapportées lors de comparaisons des valeurs mesurées par plate-forme de force avec celles obtenues à partir de capteurs de déplacements très utilisés pour ce genre d'évaluation (Cormie et al., 2007a; Hori et al., 2007). Cette faible diminution de la précision pour la vitesse avec l'augmentation de la charge additionnelle est accompagnée d'une légère altération de la reproductibilité. Cette tendance avait déjà été discutée par Sheppard et collaborateurs (2008) qui mettaient en cause l'utilisation du temps de vol pour mesurer la hauteur de saut. En effet, cette méthode nécessite que les sujets atterrissent dans la même position que la position qu'ils avaient lorsqu'ils ont quitté le sol, c'est-à-dire jambes tendues et pieds en hyper extension. Il se pourrait que lorsque la charge augmente, cette exigence soit de moins en moins bien respectée, notamment avec une moindre extension des membres inférieurs au décollage. Ceci est d'autant plus vraisemblable que les sujets sont peu habitués au port de charge, et encore moins aux sauts chargés, comme cela était le cas dans la présente étude. Même si l'utilisation du temps de vol peut être source de variabilité et d'erreur lors de sauts chargés, la diminution de précision et de reproductibilité a également été observée ici pour la méthode de référence, mais aussi sur les coefficients de corrélation présentés par Rahmani (2000) lorsqu'il a comparé l'utilisation de codeurs optiques à la plate-forme de force sur des demi-squats. Il se pourrait alors que la plus grande variabilité intra-individuelle observée ici vienne du simple fait que les sujets n'étaient pas habitués à ce type de mouvement avec charge additionnelle, notamment des sauts, et qu'ils étaient donc moins aptes à reproduire deux fois le même effort. Pour ces mêmes raisons, ils avaient de plus en plus de difficultés à se stabiliser, et donc à respecter la position de départ, contrôlée ici par un simple guidage visuel de l'expérimentateur³², ce qui est inévitablement source de variabilité intra-individuelle. Par ailleurs, des légers contre-

³² Pour rappel, ce guidage visuel avait été choisi pour être dans des conditions les plus simples à mettre en place sur le terrain.

mouvements, montrés comme inévitables lors de sauts verticaux par Zamparo et al. (1997), pourraient être également source d'erreurs pour la méthode proposée en induisant une sous-estimation de h_{p0} . Un autre dispositif simple permettant de mieux contrôler cette position de départ et/ou des sujets plus habitués à ce genre d'effort seraient associés inévitablement à une amélioration de la précision et de la reproductibilité.

3. Utilisation de la méthode proposée pour déterminer des relations force-vitesse

Compte tenu de la validité de la méthode proposée pour mesurer force, vitesse et puissance au cours de sauts verticaux avec et sans charge additionnelle, la détermination de relations force-vitesse semble alors possible sur le terrain, ou du moins sans outils de mesures spécifiques et encombrants. La plupart des études qui ont tracé ce type de relations à partir de mouvements uniques, comme les sauts ou les demi-squats, avaient mis en place entre 7 et 10 conditions de charges différentes afin d'avoir un nombre de points suffisant (Bosco et Komi, 1979b; Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001; Rahmani et al., 2004). Dans l'étude présentée ici, le nombre de conditions peut paraître faible pour déterminer des relations force-vitesse, mais reste néanmoins suffisant pour savoir si la méthode proposée permet ce type d'évaluation.

Pour chaque condition, le meilleur des deux essais a été choisi pour déterminer les relations entre la force et la vitesse à partir des valeurs mesurées avec la méthode proposée. Comme suggéré précédemment (e.g. Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001), ces relations ont été déterminées par des régressions linéaires ajustées par la méthode des moindres carrés³³ (Figure 35). Elles étaient toutes significatives (r compris entre -0.957 et -0.999, $P < 0.05$), excepté pour un seul sujet ($r=-0.84$, $P=0.164$). Notons que ce sujet présentait une grande variabilité de position de départ entre les conditions de sauts (attestée par les valeurs de h_{p0} mesurées par la plate-forme de force), ce qui explique la non-linéarité de sa relation force-vitesse. Les valeurs de F_0 et V_0 extrapolées étaient respectivement de 2262 ± 383 N (ou $29,0 \pm 4,2$ N.kg⁻¹) et de 2.83 ± 0.9 m.s⁻¹. Ces valeurs, largement inférieures à celles rapportées par les équipes de Rahmani (2001, 2004) ou Bosco (1995), sont cohérentes avec le type de sujets testés ici. En effet, la hauteur des sauts sans charge étaient dans la présente étude de $0,26 \pm 0,06$ m, alors que des hauteurs moyennes entre 0,43 et 0,46 m ont par exemple étaient mesurées pour des sujets sprinters de haut niveau dans les travaux de Rahmani et collaborateurs (2004).

³³ Des régressions d'ordre supérieur ont été testées mais elles n'amélioreraient pas la qualité d'ajustement.

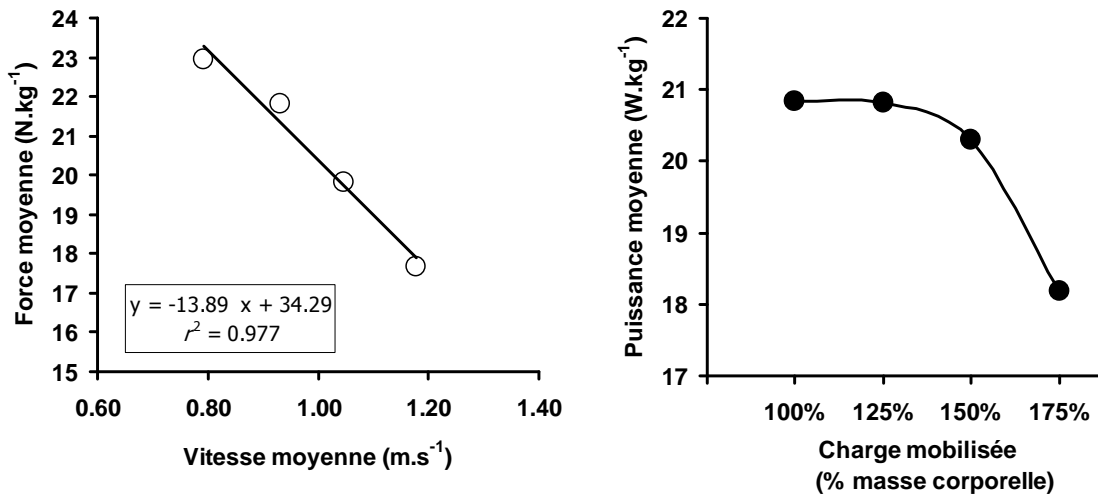


Figure 35

Relations typiques force-vitesse (à gauche) et puissance-charge mobilisée (à droite). La relation force-vitesse est modélisée par une régression linéaire ($p < 0,05$). Chaque point correspond à un saut réalisé avec une charge différente.

Si les quatre conditions testées permettent de mettre en évidence des relations force-vitesse correctes, elles ne sont pas suffisantes pour déterminer des relations puissance-vitesse. Néanmoins, ces quatre conditions peuvent être utilisées pour déterminer la charge optimale permettant de développer la puissance maximale, évaluation de plus en plus prise en compte dans le milieu de la préparation physique, comme en atteste le grand nombre de publications à ce sujet ces dernières années (Dugan et al., 2004; Cormie et al., 2007d; Harris et al., 2007; Markovic et Jaric, 2007; Sheppard et al., 2008; Jaric et Markovic, 2009). Cette évaluation du « profil puissance-charge » d'un athlète est très proche de la relation puissance-vitesse et caractérise les mêmes capacités mécaniques des membres inférieurs, c'est-à-dire la puissance maximale pouvant être développée par les membres inférieurs (\bar{P}_{max}) et les conditions optimales correspondantes. Par contre, la détermination de la charge optimale et de la puissance maximale peut être réalisée avec un plus petit nombre de conditions (avec un éventail de charges plus restreint) que l'obtention d'une véritable relation puissance-vitesse. Par exemple, certains auteurs évaluent les relations puissance-charge chez des athlètes à partir de trois sauts verticaux réalisés avec des charges inférieures à 50% de la masse corporelle (Driss et al., 2001; Sheppard et al., 2008). Par conséquent, la méthode proposée dans cette étude, pour qui le choix des charges est limité par la nécessité de décoller du sol, convient pour ce type d'évaluation (Figure 35). Pour les sujets testés ici, les valeurs de \bar{P}_{max} mesurées par la nouvelle méthode sont de 1467 ± 208 W ($18,8 \pm 3,6$ W.kg⁻¹) et sont atteintes le plus souvent lors du saut sans charge ou avec une charge de 25% de la masse corporelle.

Comparée aux précédentes études ayant mis en avant des relations force et puissance vitesse lors de demi-squat (Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001), la méthode proposée dans cette étude nécessite la réalisation d'un saut, ce qui restreint donc les charges pouvant être utilisées. Cependant, **les résultats ci-dessus supportent la possibilité d'utiliser cette méthode pour tracer des relations force-vitesse, ainsi que pour déterminer la puissance maximale et la charge optimale. La réalisation de sauts avec des charges supplémentaires (intermédiaires ou plus élevées) permettrait d'affiner l'obtention de ces relations, et même de tracer des relations puissance-vitesse complètes.** Des charges plus élevées seraient envisageables avec des sujets plus habitués aux mobilisations de charges et/ou avec l'utilisation de barres guidées qui diminueraient l'appréhension du saut chargé et qui amélioreraient la quantification de h et h_{p0} .

4. Utilisation de la méthode proposée pour l'étude des sauts chez les animaux

Au-delà de l'intérêt connu dans le milieu sportif, l'évaluation des caractéristiques mécaniques d'une phase de poussée lors d'efforts maximaux constitue également un élément important pour la compréhension du système locomoteur des animaux. Ainsi, de nombreuses études utilisent des plates-formes de force pour quantifier la force, le travail mécanique ou la puissance développée par certains animaux afin de comprendre et d'analyser leur performance en saut. De telles expériences ont été réalisées sur des sauterelles (Bennet-Clark, 1975), des grenouilles (James et Wilson, 2008), des petits primates (Aerts, 1998) ou encore des chimpanzés (Scholz et al., 2006b). C'est dans ce cadre que la méthode d'évaluation proposée dans cette étude pourrait également être appliquée. En effet, elle permettrait d'estimer la force, la vitesse et la puissance moyenne développée par l'animal uniquement à partir de sa masse, de la longueur de déploiement de ses extrémités inférieures et de la hauteur de saut atteinte, ces trois paramètres pouvant être facilement appréciés par simple observation, ou par l'utilisation d'appareils non spécifiques (e.g. caméra vidéo standard). Ce type d'évaluation permet de laisser l'animal dans son milieu et d'évaluer ses capacités mécaniques en évitant les contraintes de laboratoire (placement sur une plate-forme, stimulation pour un effort maximal...).

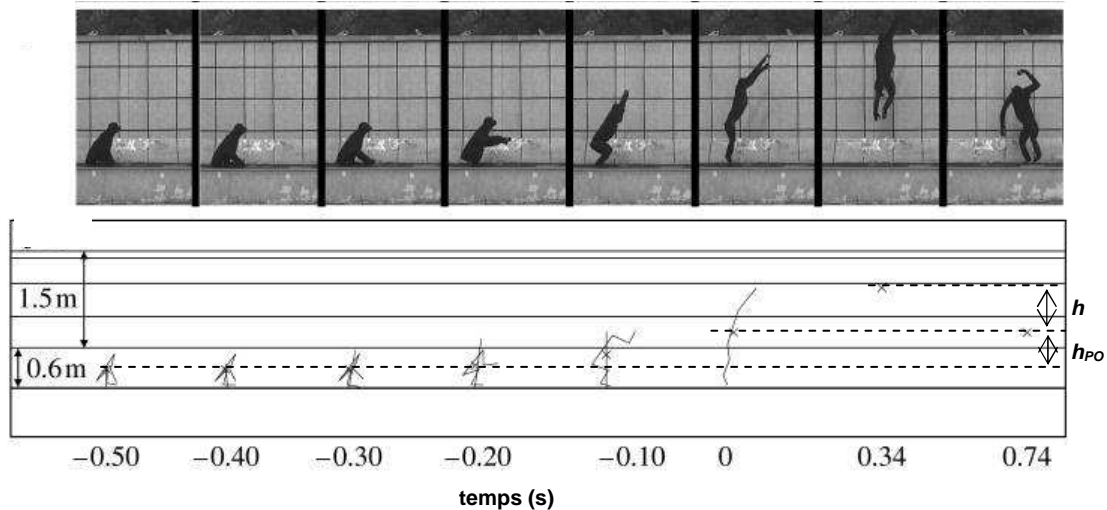


Figure 36

Photos (en haut) et schémas (en bas) illustrant un saut vertical de Bonobo étudié par l'équipe de Scholz à l'aide d'une plate-forme de force (Scholz et al., 2006b)

Pour exemple, il est possible d'estimer de manière relativement précise les caractéristiques mécaniques de la poussée du saut vertical du Bonobo présenté par Scholz et collaborateurs en 2006. La première figure de cet article (ici Figure 36) est constituée de huit photos représentant différentes étapes du saut (ce qui correspondrait à une séquence filmée à simplement 16 images/s). Ces photos permettent d'apprécier la distance de poussée (entre 0,55 et 0,60 m) et la hauteur de saut (~0,70 m). Ces valeurs, associées à la masse de l'animal (34 kg, communiquée dans l'article), permettent d'estimer la force moyenne développée (entre 730 et 760 N), la vitesse verticale moyenne (entre 1,8 et 1,9 m.s⁻¹), la puissance moyenne (entre 1300 et 1400 W) ou encore le travail mécanique total produit (entre 415 et 435 J). Lorsque ces valeurs sont comparées aux valeurs obtenues par la plate-forme (du moins celles présentées dans l'article), l'erreur de l'estimation est de compris entre 3 et 10% (puissance mesurée de ~1220 W, travail de ~450 J par exemple).

V. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Cette première partie du travail de thèse a mis en évidence, à partir d'équations basées sur les principes fondamentaux de la dynamique, des relations simples entre la force, la vitesse et la puissance développée lors d'un saut et trois caractéristiques du saut : la hauteur du saut, la distance verticale de poussée et la masse du sujet. Tout d'abord, ces relations ont permis de montrer l'importance de considérer la distance de poussée lors de l'évaluation de la puissance mécanique des membres inférieurs. Ensuite, une nouvelle méthode d'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs a été proposée à partir de ces relations. Cette nouvelle

méthode, dont la précision et la reproductibilité sont similaires à celles des outils de mesure de laboratoire, présente l'avantage d'être utilisable sur le terrain car elle nécessite uniquement la mesure des trois paramètres simples mentionnés ci-dessus.

Les résultats de validation présentés dans cette étude ouvrent de nouvelles perspectives à cette méthode. Il serait intéressant de tester cette méthode sur des sujets plus habitués aux mobilisations de charges afin d'élargir le spectre de charges utilisées et de déterminer des relations force et puissance-vitesse plus « complètes ». Cette méthode pourrait être également envisagée pour l'évaluation des capacités mécaniques d'autres parties du corps, comme les membres supérieurs par exemple. Pour cela, des mouvements dynamiques de développé couché (avec lâcher de la barre en fin de poussée) seraient possibles avec l'utilisation de barres guidées. Comme discuté précédemment (p. 73), ces barres guidées permettraient d'obtenir, à l'aide de repères et d'un simple mètre, la distance verticale de poussée et la hauteur de déplacement de la barre en l'air. Connaissant la charge mobilisée, les valeurs moyennes de force, de vitesse et de puissance sont directement accessibles par les équations proposées. Un exemple de résultats préliminaires de relations force et puissance-vitesse des membres supérieurs obtenus avec la méthode proposée lors de développé couché est montré dans la Figure 37. Notons que les forces de frottement de la barre guidée et l'inertie des bras n'ont pas été prises en compte, cette dernière ayant été montrée comme non-négligeable (Rambaud et al., 2008).

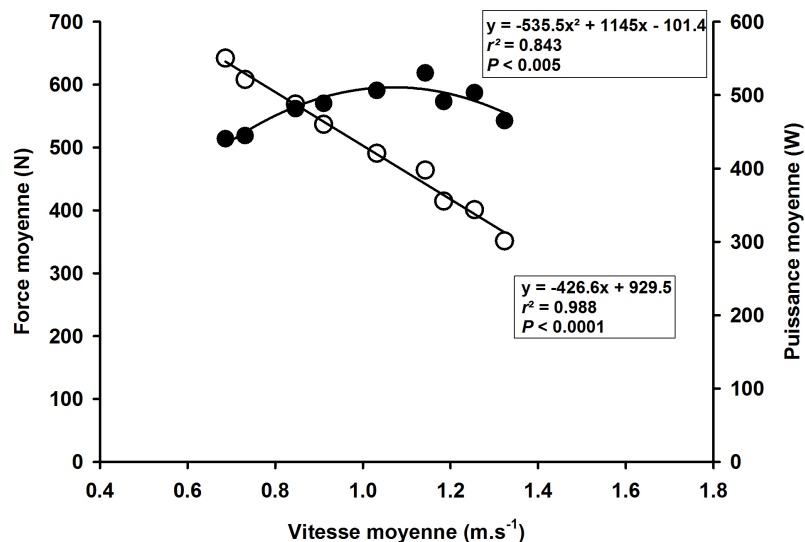


Figure 37

Résultats préliminaires de relations force-vitesse (points blancs) et puissance-vitesse (points noirs) des membres supérieurs évalués par la nouvelle méthode lors de développés couchés. Les forces de frottement de la barre guidée et l'inertie des bras n'est pas été pris en compte.

VI. APPENDICES

Calculs du travail mécanique total à partir de la force moyenne et de la distance totale

D'un point de vue mathématique, le travail mécanique total effectué sur une masse correspond à l'intégration de la force appliquée sur le déplacement. Graphiquement, cela représente l'aire sur la courbe de la force en fonction du déplacement. Quelles que soient les évolutions de la force, il peut être montré que cette aire peut être mesurée par l'intégration de la force instantanée sur le déplacement ou estimée par le produit de la force moyenne sur le déplacement total. Ceci est détaillé dans la démonstration suivante.

Considérons un corps animé par un mouvement accéléré avec une accélération variable. La force nette appliquée sur ce corps n'est donc pas constante.

$$F(t) \neq \text{constante}$$

Ce corps parcourt une distance totale D durant un temps total T . Le travail mécanique total W_T est donc l'intégrale de la force nette F sur le déplacement x , avec $x \in [0; D]$.

$$W_T = \int_0^D F(x) dx \quad \text{Eq. A1}$$

W_T peut être estimé approximativement en divisant D par n distances D_i ayant la même longueur d :

$$D = \sum_{i=1}^n D_i = n.d \quad \text{Eq. A2}$$

W_T peut aussi s'exprimer par :

$$W_T = \sum_{i=1}^n \int_{D_i} F(x) dx \quad \text{Eq. A3}$$

(Riemann's integral)

Si n tend vers l'infini :

- l'erreur due à l'approximation tend vers zéro
- d est infiniment court (tend vers zéro)
- la force nette $F(x)$ peut être considérée comme constante durant chaque distance D_i .

Soit f_i la force nette durant chaque distance D_i .

Ainsi, le travail mécanique W_i produit durant chaque distance D_i peut être calculé comme l'intégral de la force nette f_i sur le déplacement d :

$$W_i = \int_{D_i} f_i \, dx = f_i d \quad \text{Eq. A4}$$

Une approximation de W_T peut alors être exprimée par :

$$W_T = \sum_{i=1}^n W_i \quad \text{Eq. A5}$$

Par conséquent,

$$W_T = \sum_{i=1}^n f_i d \quad \text{Eq. A6}$$

$$\Leftrightarrow W_T = d \cdot \sum_{i=1}^n f_i \quad \text{Eq. A7}$$

$$\Leftrightarrow W_T = n \cdot d \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f_i \quad \text{Eq. A8}$$

$$\Leftrightarrow W_T = D \cdot \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n f_i \quad \text{Eq. A9}$$

$$\Leftrightarrow W_T = D \cdot \bar{F} \quad \text{Eq. A10}$$

avec \bar{F} la force nette moyennée sur le déplacement total D :

$$\bar{F} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f_i \quad \text{Eq. A11}$$

Quand n tend vers l'infini, l'approximation tend vers zéro. Ainsi, il peut être accepté que le travail mécanique total est égal au produit de la force nette moyenne multipliée par la distance parcourue. Cette démonstration mathématique peut être confirmée par des données expérimentales.

Calculs de la vitesse verticale moyenne lors de la poussée

$$\bar{F} = mg \left(\frac{h}{h_{PO}} + 1 \right) \quad \text{Eq. 14}$$

$$\bar{v} = \frac{h_{PO}}{t_{PO}} \quad \text{Eq. 15}$$

$$t_{PO} = \frac{mv_{dec}}{(\bar{F} - mg)} \quad \text{Eq. 16}$$

$$v_{dec} = \sqrt{2gh} \quad \text{Eq. 17}$$

En remplaçant l'équation 14 dans l'équation 16,

$$t_{PO} = \frac{v_{dec} h_{PO}}{gh} \quad \text{Eq. A12}$$

En remplaçant l'équation A12 dans l'équation 15,

$$\bar{v} = \frac{gh}{v_{dec}} \quad \text{Eq. A13}$$

En utilisant les équations A13 et 17, et après simplification,

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Eq. 18}$$

PARTIE 2a

La performance en saut : implication des capacités mécaniques des membres inférieurs

Cette partie correspond aux publications suivantes :

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. Jumping ability: a theoretical integrative approach. *Journal of Theoretical Biology*. En revision.

ANNEXE III

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2009). Vertical jumping performance: an integrative mechanical approach. *Présentation affichée au 13^{ème} Congrès international de l'ACAPS, Lyon*

ANNEXE VII

I. SYNTHÈSE DU CONTEXTE THÉORIQUE

Les mouvements explosifs sont impliqués dans la plupart des mouvements de survie des animaux et dans la majeure partie des activités sportives humaines. Connaître les capacités mécaniques des membres inférieurs qui déterminent la performance lors de ces mouvements explosifs est une étape essentielle pour comprendre les adaptations morphologiques et physiologiques des animaux au cours des générations, et pour optimiser les qualités physiques des athlètes.

L'étude des caractéristiques des membres inférieurs en lien avec les mouvements explosifs a surtout été réalisée en explorant les facteurs de performance en saut. De nombreuses études expérimentales ont tenté de relier l'habileté à sauter à des caractéristiques morphologiques ou physiologiques : la masse musculaire, la longueur des segments, la typologie des muscles ou encore leur point d'insertion sur le squelette (e.g. Marsh, 1994; Davis et al., 2003; James et al., 2007). Cependant, ces traits biologiques ne sont que l'expression phénotypique des capacités mécaniques, et ne renseignent qu'indirectement sur l'implication réelle de ces dernières. D'autres études expérimentales, davantage tournées sur les sportifs, ont tenté de relier les capacités de puissance, de force ou de vitesse des membres inférieurs à la hauteur de saut, mais les résultats sont très discordants (Driss et al., 1998; Young et al., 1999; Yamauchi et Ishii, 2007). Ces controverses peuvent être expliquées par les risques liés aux approches statistiques basées sur des corrélations ou des régressions multiples (e.g. lien de cause à effet incertain, facteurs confondants), ou par le grand nombre de variables qui peuvent agir, ensemble ou indépendamment, sur l'habileté à sauter. Ainsi, la compréhension globale de l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs dans la performance en saut est très difficile à partir de données expérimentales uniquement.

Pour ces raisons, des approches théoriques ont été réalisées afin de mieux comprendre l'ensemble des facteurs pouvant influencer les performances en saut. Certaines études ont montré, en utilisant les lois de la dynamique, que la performance en saut était liée au travail ou à la puissance mécanique développée pendant la phase de poussée (Emerson, 1985; Marsh, 1994; Alexander, 2003a). Cependant, les capacités mécaniques des membres inférieurs permettant de produire un grand travail ou une grande puissance lors d'une poussée sont encore très discutées, à l'image du commentaire de Winter défendant l'importance de l'aptitude à fournir une grande impulsion au détriment des capacités de puissance (Winter, 2005). D'autres approches théoriques se sont focalisées sur le comportement d'un corps accéléré, et notamment sur les relations étroites qui existent entre les différentes caractéristiques mécaniques de la poussée : plus la force appliquée est élevée, plus le mouvement est rapide, plus le temps de poussée est court et plus la puissance est grande (Minetti, 2002). Cependant,

de telles études ne considèrent pas les limites mécaniques du générateur de force, c'est-à-dire des membres inférieurs, dont les capacités de production de force diminuent lorsque la vitesse du mouvement augmente. Ainsi, plus la force développée est importante, plus la poussée est rapide, et plus faibles sont les capacités de production de force. Cette interaction circulaire entre capacités mécaniques du générateur de force et dynamique du mouvement rend nécessaire la prise compte simultanée des contraintes liées aux membres inférieurs et celles inhérentes au mouvement lui-même. Les seules approches théoriques qui ont considéré ces contraintes biologiques limitant la production de force sont des modèles complexes intégrant un grand nombre de paramètres morphologiques, physiologiques et neuromusculaires (e.g. Pandy et Zajac, 1991; Bobbert et Van Soest, 1994; Alexander, 1995; Domire et Challis, 2007) et nécessitant des simulations pas à pas pour reconstituer le saut réel. Bien qu'ils aient déjà montré leur grand intérêt dans la compréhension de divers phénomènes physiologiques (e.g. Bobbert et Casius, 2005), ces modèles n'ont pas permis d'isoler clairement le ou les capacité(s) mécanique(s) des membres inférieurs déterminant la performance en saut.

L'objectif de cette deuxième partie de thèse était de proposer une nouvelle approche théorique intégrative permettant (i) d'identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs qui déterminent la performance en saut vertical (le saut vertical étant un des meilleurs exemples de mouvements explosifs) et (ii) de quantifier leur influence respective sur la performance.

II. APPROCHE THÉORIQUE

Les contraintes mécaniques imposées par les caractéristiques du générateur de force et par la dynamique du mouvement sont principalement exprimées à travers les interactions entre la force produite et la vitesse du centre de masse sur toute la phase de poussée. Le but de cette section est de comprendre comment ces deux contraintes mécaniques affectent l'interdépendance de la production de force et de la vitesse du mouvement.

1. Contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement

La hauteur de saut (h), correspondant au déplacement vertical du centre de masse pendant la phase de vol, dépend de la vitesse verticale de celui-ci au décollage (v_{dec}), ce qui est montré par cette équation balistique bien connue (Bosco et Komi, 1979b):

$$h = \frac{v_{dec}^2}{2g} \quad \text{Eq. 24}$$

Cette section analyse la phase de poussée *via* la dynamique du centre de masse dans le but de comprendre, par une approche mathématique, la dépendance de v_{dec} à la production de force. La poussée est considérée ici dans sa globalité, et n'est pas étudiée instant par instant. Considérons une phase de poussée durant laquelle un corps de masse m est accéléré dans une direction verticale. D'un point de vue mécanique, les membres inférieurs peuvent être représentés par un générateur de force constitué d'un seul segment (comme illustré dans la Figure 10, p. 23). Le travail mécanique total (W_T) produit par les membres inférieurs pendant la poussée est égal aux variations d'énergie mécanique du centre de masse, c'est-à-dire la somme des énergies cinétique et potentielle. La vitesse du centre de masse, et donc l'énergie cinétique de ce dernier, étant nulle au début de la poussée, W_T peut être exprimé par :

$$W_T = \frac{1}{2} m v_{dec}^2 + m g h_{pO} \quad \text{Eq. 25}$$

avec g l'accélération gravitationnelle et h_{pO} la distance verticale de poussée correspondant à la variation de longueur du générateur de force, c'est-à-dire des membres inférieurs. De plus, W_T , développé par les membres inférieurs au cours de la poussée, est aussi égal au produit de h_{pO}

par la force verticale moyenne \bar{F} produite lors de cette poussée (cf. PARTIE 1, p. 60). Si \bar{F} est normalisée par la masse corporelle, c'est-à-dire exprimée en N.kg^{-1} , cela donne³⁴:

$$\bar{F} = \frac{W_T}{mh_{PO}} \quad \text{Eq. 26}$$

(la démonstration de cette égalité pour un mouvement accéléré est présentée dans l'appendice à la fin de la PARTIE 1, p. 80). Notons que \bar{F} , sous cette forme normalisée à la masse mobilisée, a la dimension d'une accélération (*i.e.* accélération verticale induite par la force de poussée \bar{F}).

En remplaçant l'équation 25 dans l'équation 26 :

$$\bar{F} = \frac{v_{dec}^2}{2h_{PO}} + g \quad \text{Eq. 27}$$

A partir de cette équation, v_{dec} peut être exprimée par :

$$v_{dec} = \sqrt{2h_{PO}(\bar{F} - g)} \quad \text{Eq. 28}$$

Cette relation entre v_{dec} , \bar{F} et h_{PO} représente les contraintes mécaniques imposées par la dynamique de mouvement d'un corps accéléré. Ainsi, v_{dec} dépend de la force moyenne produite au cours de la poussée, de la masse à mobilisée (vu que \bar{F} est exprimée en fonction de la masse corporelle) et de la distance sur laquelle la force est produite (*i.e.* la variation de longueur des membres inférieurs). L'équation 28 met en avant, dans d'autres termes que ceux de Minetti (2002), l'étroite relation entre les différentes caractéristiques mécaniques de la poussée, et notamment entre la vitesse à la fin de cette poussée et la force développée. Si la force moyenne développée (relative à la masse mobilisée) augmente, la vitesse finale augmente également. La relation générale entre \bar{F} et v_{dec} est présentée dans la Figure 38 pour différentes valeurs de h_{PO} au cours d'une poussée verticale. Chaque ligne représente, pour différentes valeurs de h_{PO} , les conditions force-vitesse (conditions $\bar{F}-v_{dec}$) permises par la dynamique du mouvement, c'est-à-dire les couples de valeurs $\bar{F}-v_{dec}$ possibles lors d'un mouvement accéléré. Chaque condition $\bar{F}-v_{dec}$ correspond à une hauteur de saut (obtenue par l'équation 24). La performance en saut augmente quand h_{PO} augmente et/ou quand \bar{F} augmente, \bar{F} et v_{dec} évoluant de manière concomitante et spécifique à la valeur de h_{PO}

³⁴ Pour plus de clarté et de cohérence avec la PARTIE 1, la force verticale moyenne est toujours représentée ici par le symbole \bar{F} même si l'unité dans laquelle cette force est exprimée diffère entre les deux parties.

(équation 28). Cependant, cette augmentation concomitante de \bar{F} et v_{dec} est limitée par les caractéristiques du générateur de force. En effet, pour les générateurs de force composés principalement de muscles squelettiques, les capacités de production de force sont connues pour être dépendante de la vitesse du mouvement.

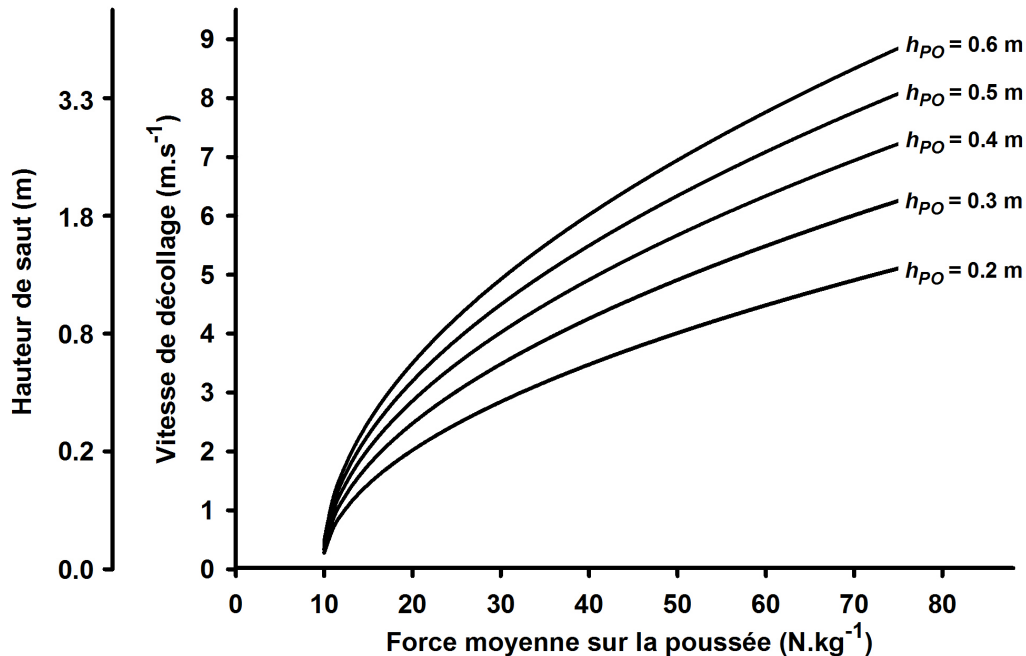


Figure 38

Variations de la vitesse verticale de décollage et de la hauteur de saut en fonction de la force moyenne développée sur la phase de poussée pour différentes distances verticales de poussée (h_{PO}). Chaque ligne représente les conditions force-vitesse permises par la dynamique du mouvement. La hauteur de saut et la vitesse verticale de décollage sont reliées par l'équation 24.

2. Contraintes mécaniques imposées par le générateur de force

Considérons ici uniquement les animaux se propulsant par l'action directe de leurs muscles, c'est-à-dire la plupart des grands animaux (Alexander, 1995). Les capacités mécaniques du générateur de force sont alors liées aux propriétés mécaniques musculaires. Comme présenté dans la deuxième partie de l'introduction générale (p. 13), les capacités mécaniques des membres inférieurs sont représentées par une relation linéaire inverse entre la force maximale pouvant être générée et la vitesse de mouvement, ou vitesse d'extension des membres inférieurs (équation 8, p. 21). Ces relations force-vitesse au niveau des membres inférieurs ont été largement étudiées à partir des valeurs de force (\bar{F}) et de vitesse (\bar{v}) moyennées sur toute la phase d'extension du membre. Ces relations sont souvent définies par deux valeurs caractéristiques : la valeur théorique maximale de \bar{F} que les membres inférieurs peuvent

produire au cours d'une extension à vitesse nulle (\bar{F}_0 , normalisée par la masse corporelle, en N.kg^{-1}) et la valeur théorique maximale de \bar{v} à laquelle les membres inférieurs peuvent s'étendre au cours d'une extension sous l'action des muscles (\bar{v}_0 en m.s^{-1}). Graphiquement, \bar{F}_0 et \bar{v}_0 correspondent aux intersections de la relation force-vitesse avec respectivement les axes de la force et de la vitesse. Au cours d'un effort maximal, comme peut l'être la phase de poussée d'un saut, la force \bar{F} maximale pouvant être produite peut donc être exprimée en fonction de \bar{v} :

$$\bar{F} = \bar{F}_0 \left(1 - \frac{\bar{v}}{\bar{v}_0}\right) \quad \text{Eq. 29}$$

L'équation 28 indique la dépendance de v_{dec} à la force développée. L'équation 29 indique la dépendance de la force développée à \bar{v} . Il serait maintenant intéressant de connaître le lien entre v_{dec} et \bar{v} .

3. Relation entre la vitesse de décollage et la vitesse moyenne

En se basant sur la seconde loi de Newton, la variation de quantité de mouvement d'un corps est proportionnelle à l'impulsion nette produite sur ce corps et se fait dans la direction de cette impulsion (cf. partie I de l'introduction générale, p. 9). L'application de ce principe à une poussée verticale sans vitesse initiale donne :

$$v_{dec} = (\bar{F} - g) \cdot t_{pO} \quad \text{Eq. 30}$$

avec t_{pO} la durée de la phase de poussée (cette équation est une variante de l'équation 16 avec \bar{F} normalisée par la masse, p. 60). A partir des équations 27 et 30, et après réduction, t_{pO} peut être exprimé par :

$$t_{pO} = \frac{2h_{pO}}{v_{dec}} \quad \text{Eq. 31}$$

La vitesse verticale moyenne \bar{v} sur toute la phase de poussée correspond au ratio de h_{pO} sur t_{pO} (équation 15, p. 60), et donc peut-être donnée à partir de l'équation 31 comme :

$$\bar{v} = \frac{v_{dec}}{2} \quad \text{Eq. 32}$$

Il est intéressant de souligner que cette équation est basée uniquement sur les relations impulsion-variation de quantité de mouvement et travail mécanique-variation d'énergie, et ne suppose pas que l'accélération du centre de masse soit constante durant la poussée.

4. Détermination de la vitesse de décollage maximale qui peut être atteinte

La prise en compte à la fois des contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement (v_{dec} augmentant avec \bar{F} , équation 28) et celles imposées par les propriétés musculaires (capacité de production de force diminuant avec l'augmentation de la vitesse, équation 29) permet de déterminer la valeur maximale de \bar{F} qui peut être produite lors d'une poussée verticale, maximisant alors v_{dec} et h .

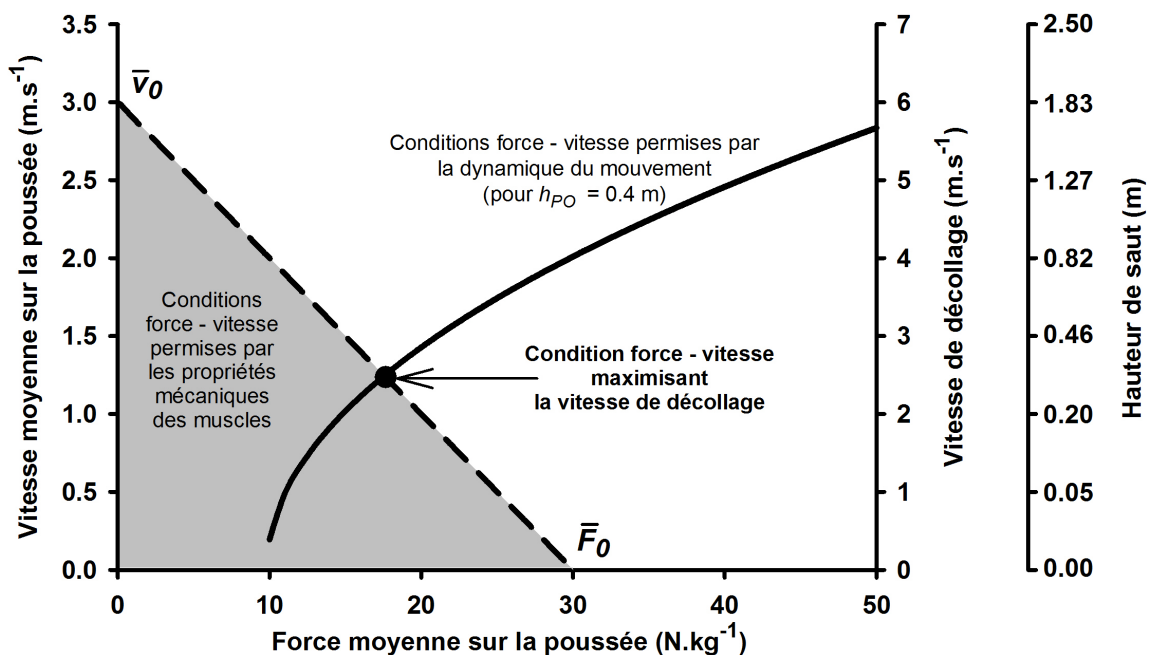


Figure 39

Représentation théorique des contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement (ligne continue) et par les propriétés musculaires (ligne discontinue) lors d'un saut vertical. La ligne continue représente la vitesse verticale de décollage en fonction de la force moyenne produite sur la poussée. Les conditions force-vitesse (force et vitesse moyennes sur la poussée) permises par les capacités mécaniques des membres inférieurs sont représentées pour des efforts sous-maximaux (aire grisée) et des efforts explosifs maximaux (ligne discontinue). Les valeurs de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{po} sont ici respectivement de $30 N.kg^{-1}$, $3 m.s^{-1}$ et $0,4$ m. (voir le texte pour plus de détails)

La Figure 39 présente ces deux types de contraintes mécaniques agissant sur la production de force lors d'une poussée verticale pour une valeur de h_{PO} typique d'un humain (0,4 m). L'aire grisée sous la relation force-vitesse (ligne discontinue) représente l'ensemble des conditions $\bar{F} - \bar{v}$ que la musculature des membres inférieurs peut développer, la relation force-vitesse correspondant aux conditions $\bar{F} - \bar{v}$ lors d'efforts maximaux. Comme dans la Figure 38, la ligne continue représente les conditions $\bar{F} - v_{dec}$ permises par la dynamique du mouvement, les plus grandes performances en saut étant atteintes quand \bar{F} augmente. En conséquence, la valeur maximale de v_{dec} (v_{decMAX}) qui peut être atteinte à la fin d'une poussée est obtenue dans des conditions qui respectent à la fois les capacités maximales musculaires et la dynamique du mouvement. Ces conditions optimales de poussée correspondent graphiquement aux valeurs de(s) point(s) d'intersection des deux lignes sur la Figure 39. Les valeurs de force et de vitesse qui caractérisent cette (ces) condition(s) optimale(s) doivent donc être un ou des couple(s) de solution du système formé par les équations 28, 29 et 32, les inconnues étant \bar{F} , \bar{v} et v_{dec} .

$$\left\{ \begin{array}{l} v_{dec} = \sqrt{2h_{PO}(\bar{F} - g)} \\ \bar{F} = \bar{F}_0 \left(1 - \frac{\bar{v}}{\bar{v}_0}\right) \\ \bar{v} = \frac{v_{dec}}{2} \end{array} \right. \quad \begin{array}{l} \text{Eq. 28} \\ \text{Eq. 29} \\ \text{Eq. 32} \end{array}$$

Ce système d'équations, dont l'équation 28 n'est pas linéaire, a un seul ensemble de solutions avec \bar{F} , \bar{v} et v_{dec} des valeurs réelles positives. La solution concernant v_{dec} , qui correspond donc à v_{decMAX} , peut être exprimée par :

$$v_{decMAX} = h_{PO} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right) \quad \text{Eq. 33}$$

A partir de l'équation 24, la hauteur maximale de saut pouvant être atteinte (h_{max}) peut s'exprimer par :

$$h_{max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right)^2 \quad \text{Eq. 34}$$

(La résolution de ce système d'équations est détaillée en appendice à la fin de cette partie, p. 108)

Par conséquent, h_{\max} , qui respecte à la fois les contraintes mécaniques du mouvement et du générateur de force, dépend uniquement de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} , qui sont trois grandeurs mécaniques qui caractérisent les capacités des membres inférieurs. Notons que cette équation 34 est vraie pour $\bar{v}_0 > 0$, $h_{PO} > 0$ and $\bar{F}_0 > g$. Il s'agit maintenant de tester l'implication de chacun de ces trois paramètres sur h_{\max} .

III. RESULTATS : INFLUENCE DE CHAQUE VARIABLE SUR L'HABILETE A SAUTER

Les influences de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} sur h_{\max} ont été analysées à partir de l'équation 34. Tout d'abord, une analyse de sensibilité a été effectuée en étudiant les variations relatives de h_{\max} en fonction des variations \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} , chaque paramètre étant étudié séparément (Figure 40). Les valeurs de références de ces trois paramètres correspondent à des valeurs typiques rencontrées chez les humains ($\bar{F}_0 = 30 \text{ N.kg}^{-1}$, $\bar{v}_0 = 3 \text{ m.s}^{-1}$ et $h_{PO} = 0.4 \text{ m}$). Néanmoins, l'amplitude des variations considérées concerne la plupart des grands animaux. La performance en saut augmente quand \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} augmentent, et semble être plus sensible à \bar{F}_0 qu'à \bar{v}_0 ou h_{PO} . En effet, les variations de h_{\max} avec \bar{F}_0 sont plus grandes que celles induites par \bar{v}_0 , elles-mêmes plus élevées que celles induites par h_{PO} : un changement de 10% de \bar{F}_0 conduit à des variations de h_{\max} comprises entre ~10 et 15%, alors que les mêmes évolutions de 10% de \bar{v}_0 et h_{PO} mènent respectivement à des variations de h_{\max} de 6 à 11% et de 4,5 à 7,5%. Soulignons tout de même que ces influences relatives ont été calculées à partir de valeurs de références correspondant à des caractéristiques humaines, et qu'elles pourraient être différentes pour d'autres valeurs de références.

Ensuite, les influences absolues de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} sur h_{\max} sont présentées dans la Figure 41. L'amplitude des valeurs de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} a été choisie pour correspondre à la plupart des grands animaux sautant par la contraction directe de leurs muscles (Alexander, 1995). L'influence positive des trois paramètres sur h_{\max} est confirmée pour une plus grande amplitude de valeurs. De plus, la forme des courbes de niveaux de cette Figure 41 (forme incurvée de type hyperbolique) montre que l'influence de chaque paramètre est amplifiée par l'augmentation des deux autres.

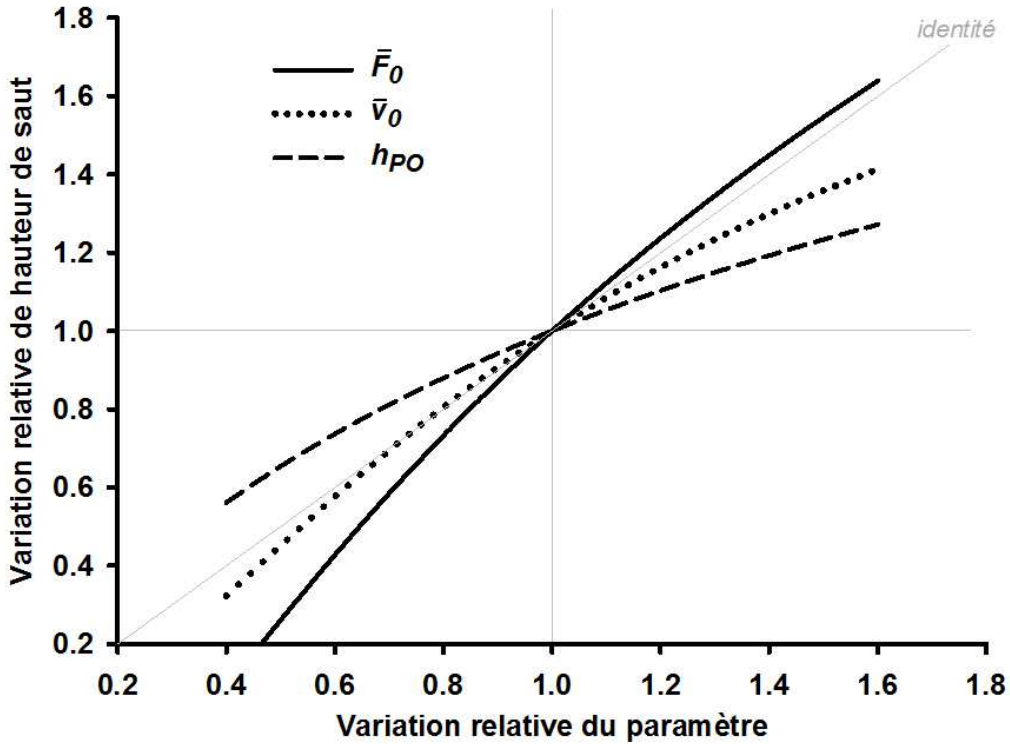


Figure 40

Analyse de sensibilité : variations relatives de la hauteur de saut en fonction des variations relatives de chacune des trois caractéristiques mécaniques des membres inférieurs (\bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0}). Les valeurs de référence de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} sont ici respectivement de 30 N.kg^{-1} , 3 m.s^{-1} et $0,4 \text{ m}$.

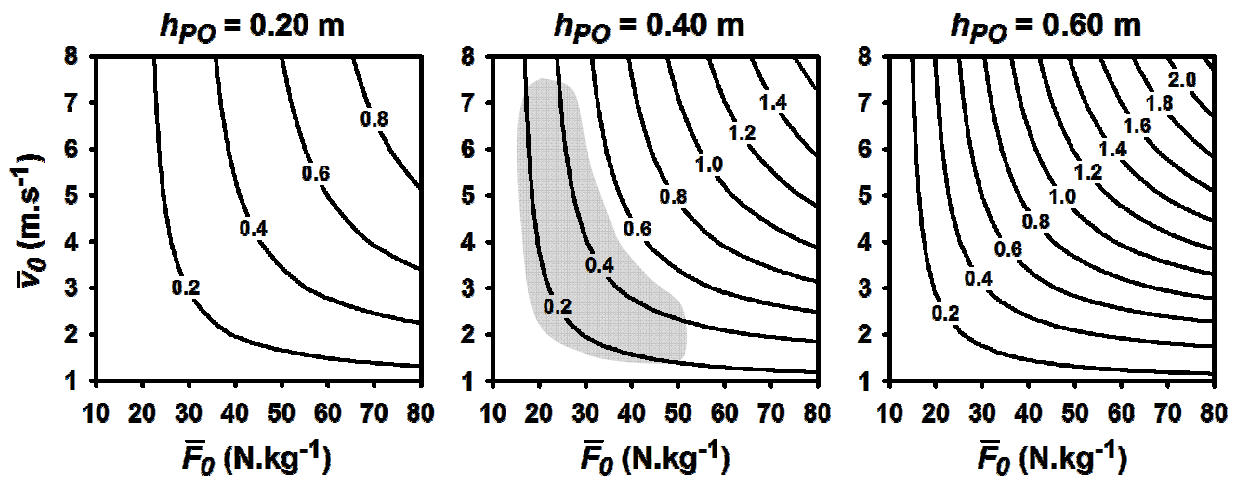


Figure 41

Courbes de niveaux montrant l'influence de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} sur la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en utilisant ses membres inférieurs comme générateur de force. Chaque cadran montre l'influence de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 sur la hauteur maximale de saut pour trois valeurs différentes de h_{p0} caractérisant des individus différents. La zone grisée correspond aux caractéristiques et performances humaines.

Très peu ou pas de valeurs de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 concernant les membres inférieurs ont été rapportées pour les animaux. Il est donc difficile de situer les différents animaux pouvant être concernés par l'équation 34 sur les courbes de niveau de la Figure 41. Seules les performances de l'Homme peuvent être situées sur cette figure (zone grisée). En considérant les valeurs de \bar{F}_0 (entre 20 et 50 N.kg⁻¹) et \bar{v}_0 (entre 1,5 et 8 m.s⁻¹) rapportées précédemment sur des mouvements de poussée (Rahmani et al., 2001; Rahmani et al., 2004; Yamauchi et Ishii, 2007) et celles mesurées dans la première partie de ce travail, et en estimant h_{p0} entre 0,35 et 0,45 m, les valeurs de h_{max} correspondantes seraient comprises entre ~0,2 et ~0,5 m (les valeurs maximales de chaque paramètres n'étant probablement pas obtenues par les mêmes sujets). Ces hauteurs de saut sont cohérentes avec les performances humaines en saut vertical.

IV. DISCUSSION

Cette étude propose une nouvelle approche pour identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs impliqués dans la performance en saut. Cette approche intégrative conduit à une expression mathématique de la hauteur maximale qu'un individu peut atteindre (h_{max}) en fonction de seulement trois grandeurs mécaniques qui représentent des capacités des membres inférieurs : la force dynamique maximale théorique qu'ils peuvent générer sur une extension (\bar{F}_0), la vitesse maximale théorique à laquelle ils peuvent s'étendre sous l'influence de la force musculaire (\bar{v}_0) et leur amplitude optimale de déploiement déterminant la distance sur laquelle la force est générée (h_{p0}). Ces trois paramètres influencent positivement l'habileté à sauter. L'originalité de l'expression mathématique proposée est de prendre en compte à la fois les contraintes mécaniques du mouvement et les contraintes musculaires qui limitent la production de force lors d'une extension accélérée des membres inférieurs.

1. Limites de l'approche théorique

Les développements théoriques qui ont permis d'exprimer h_{max} en fonction de trois capacités mécaniques des membres inférieurs ont nécessité quelques suppositions simplificatrices qui peuvent limiter l'application d'une telle expression mathématique.

Tout d'abord, vu que les propriétés mécaniques du générateur de force ont été caractérisées par une relation force-vitesse inverse, l'équation 34 dans sa forme actuelle s'applique uniquement aux animaux se propulsant directement par la contraction de leurs

muscles (comme la plupart des mammifères, dont l'Homme). Tous les petits animaux utilisant des mécanismes élastiques pour sauter (e.g. certains insectes, Bennet-Clark, 1975) ne sont donc pas concernés par l'équation 34, même si l'approche théorique proposée peut aider à comprendre leur performance (ceci sera discuté plus loin). De plus, la linéarité de la relation force-vitesse de la musculature globale des membres inférieurs, ainsi que l'extrapolation de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 , sont bien admis pour des mouvements d'extension chez l'Homme (Rahmani et al., 2001; Yamauchi et Ishii, 2007), mais ont très peu été étudiés chez l'animal. Cependant, la similitude des propriétés mécaniques musculaires et de l'organisation squelettique chez les Hommes et les grands animaux laisse penser que les capacités mécaniques de leurs membres propulseurs ne diffèrent que par l'ordre de grandeur des valeurs caractéristiques. Il est important de noter que \bar{F}_0 et \bar{v}_0 sont deux valeurs purement théoriques et doivent être considérées comme des valeurs cibles vers lesquelles tendent les capacités de production de force. Ainsi, \bar{F}_0 et \bar{v}_0 doivent être davantage interprétées comme les capacités de « force » et de « vitesse » du générateur de force, et non pas uniquement comprises comme des valeurs numériques.

D'autres suppositions théoriques ont été faites lors du développement des équations, comme celles inhérentes à l'application des lois newtoniennes à un corps entier considéré comme un système, ou encore comme la négligence des forces de résistances aérodynamiques qui n'affectent que les sauts des très petits animaux (masse corporelle inférieure à 0,5 g, Scholz et al., 2006a). De plus, comme pour la PARTIE 1, il a été supposé ici que le déplacement du centre de masse du sujet lors de la phase de poussée était égal à l'amplitude de déploiement des membres inférieurs (i.e à la distance de poussée h_{p0}). Or, du fait de l'extension des membres inférieurs, la position du centre de masse varie à l'intérieur même du système, ce qui résulte à une élévation réelle du centre de masse du sujet inférieure au déplacement de son tronc lors de cette phase, et donc inférieure au déploiement des membres inférieurs³⁵. Néanmoins, la comparaison avec les valeurs mesurées par la plate-forme de force dans la PARTIE 1 supporte la faible incidence de cette simplification.

La principale limite de l'approche proposée réside dans la relation, existant dans certains cas, entre les deux paramètres caractérisant le générateur de force (\bar{F}_0 et \bar{v}_0) et h_{p0} . En effet, \bar{F}_0 et \bar{v}_0 sont deux valeurs moyennes représentant la force maximale et la vitesse maximale sur l'ensemble de la phase de poussée. Elles sont donc influencées par l'amplitude de

³⁵ Autrement dit, la masse réellement déplacée sur la distance h_{p0} lors de la poussée est inférieure à la masse totale du sujet, la masse des membres inférieurs étant mobilisée sur une distance plus faible (e.g. la masse des pieds n'est quasiment pas mobilisée). Ainsi, le travail potentiel effectué lors de la poussée est légèrement inférieur à mgh_{p0} .

mouvement des membres inférieurs, et donc par h_{PO} . Pour un individu donné, une variation de h_{PO} (à partir d'un changement de position initiale par exemple) peut induire des variations de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 du fait des effets couplés de la relation force-longueur des muscles et de l'évolution des bras de levier articulaires au cours de l'extension. Ainsi, \bar{F}_0 et \bar{v}_0 correspondent aux capacités maximales de force et de vitesse des membres inférieurs pour une amplitude de mouvement donnée, c'est-à-dire pour une valeur de h_{PO} donnée. Par conséquent, les effets des variations intra-individuels de h_{PO} sur h_{max} doivent être considérés avec précautions vu que les variations de h_{PO} peuvent induire des changements de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 . Ainsi, des comparaisons de performance en saut d'un même individu à deux moments différents (e.g. avant et après entraînement) nécessite de garder h_{PO} constant (Minetti, 2002; Zamparo et al., 2002). Pour des comparaisons inter-individuelles ou inter-espèces, la valeur de h_{PO} considérée doit correspondre à la distance de poussée optimale ou habituelle pour chaque individu. Dans ce cas, l'étude de l'effet de h_{PO} sur les différences de performance entre individus est alors possible (un exemple de ce type d'analyse est présenté dans la 4^{ème} section de cette discussion, p. 99). Dans les sections suivantes de la discussion, quand les effets de h_{PO} sur h_{max} seront mentionnés, il s'agira de considérer différents individus avec différentes distances de poussée usuelles ou optimales, et non d'interpréter ces effets comme le résultat de variations intra-individuelles de h_{PO} .

2. La performance en saut est expliquée par seulement trois grandeurs mécaniques intégratives

L'originalité de l'approche « macroscopique » proposée est d'expliquer toutes les variabilités de performance en saut à partir du plus petit nombre de variables possible. Ceci est en accord avec la conception d'Alexander à propos des modèles mathématiques utilisés pour l'exploration des systèmes biologiques : « *plus le modèle est simple, plus l'importance de ses caractéristiques sur les effets observés est claire* » (Alexander, 2003b). Tout l'intérêt d'expliquer la performance en saut par le plus petit nombre possible de caractéristiques mécaniques est de rassembler les variables inter-reliées, c'est-à-dire les caractéristiques morphologiques ou physiologiques (e.g. le nombre d'articulations des membres inférieurs et la longueur de ces derniers) qui affectent la hauteur de saut à travers leur interaction sur la même grandeur mécanique (e.g. h_{PO}). Cependant, ceci implique le caractère intégratif des variables. Jusqu'à présent, la performance en saut avait été expliquée à partir de spécificités morphologiques et

physiologiques. Les trois variables intégratives (\bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0}) identifiées dans l'équation 34 ne correspondent pas à ce type de traits phénotypiques, mais représentent des caractéristiques mécaniques des membres inférieurs faisant référence à leurs capacités mécaniques. Ces trois caractéristiques englobent tous les paramètres biologiques précédemment avancés pour expliquer la variabilité de performance en saut. Par exemple, \bar{F}_0 et \bar{v}_0 ne correspondent pas uniquement aux propriétés intrinsèques des muscles, mais sont les résultantes de toutes les spécificités morphologiques et physiologiques qui influencent respectivement la force maximale qui peut être développée lors d'une extension et la vitesse maximale d'extension.

L'influence positive de \bar{F}_0 sur h_{\max} est en accord avec les études ayant montré un effet de la force sur la performance en saut (Alexander, 1995; Maffiuletti et al., 2002; Scholz et al., 2006b; Ugrinowitsch et al., 2007; Yamauchi et Ishii, 2007; Cheng, 2008), mais également avec les études ayant relié la masse musculaire des pattes arrières de certains animaux avec leur habileté à sauter (Choi et Park, 1996; James et al., 2007; James et Wilson, 2008). En effet, la force musculaire maximale, proportionnelle à la surface de section des muscles (Alexander, 1985), augmente logiquement avec la quantité de masse musculaire impliquée dans l'extension. D'autres facteurs qui ont été précédemment reliés à la performance en saut influencent directement \bar{F}_0 : une optimisation du recrutement des unités motrices (Maffiuletti et al., 2002), des insertions musculaires sur le squelette favorisant, par les bras de levier articulaires, la production de moment et de force (Emerson, 1985), ou encore une vitesse de montée en force élevée (Vanezis et Lees, 2005), cette dernière pouvant être influencée par la raideur des structures élastiques musculaires (e.g. tendons et aponévroses, Bojsen-Moller et al., 2005). De plus, il est important de souligner que \bar{F}_0 représente une force normalisée par la masse corporelle (exprimée dans l'équation 34 en N.kg^{-1}). Comme les plus grands animaux sont connus pour produire des forces relatives maximales (i.e. \bar{F}_0) plus faibles, h_{\max} est logiquement influencée par la taille des animaux (Alexander, 1985; Scholz et al., 2006a; James et al., 2007).

De la même manière, l'influence positive de \bar{v}_0 sur h_{\max} est cohérente avec les études qui ont montré que les muscles utilisés par les grenouilles pour sauter étaient composés principalement de fibres rapides (Marsh, 1994; Lutz et al., 1998), ou par les études qui ont mis en évidence un effet de la force sur la hauteur de saut uniquement si cette force était évaluée à des vitesses élevées (Eckert, 1968; Genuario et Dolgener, 1980; Young et al., 1999). L'effet de \bar{v}_0 sur la performance en saut a également été suggéré par les positions des insertions musculaires autour des articulations, favorisant dans certains cas la vitesse du mouvement plutôt que la force développée (Emerson, 1985). Les stratégies de coordination

neuromusculaire, largement présentées comme déterminantes pour la performance en saut vertical (Pandy et Zajac, 1991; Bobbert et Van Soest, 1994), sont aussi intégrées dans les capacités mécaniques désignées par \bar{F}_0 et \bar{v}_0 .

Ce caractère intégratif est aussi vrai pour h_{po} qui influence positivement h_{max} . En effet, h_{po} englobe diverses caractéristiques morphologiques qui augmentent l'amplitude du mouvement et qui ont été reliées à la performance en saut, telles que la longueur des membres propulseurs (Emerson, 1985; Choi et Park, 1996; Harris et Steudel, 2002; James et Wilson, 2008), le nombre d'articulations et leur amplitude de mouvements respectives (Alexander, 1995, Figure 42), ou la hauteur de la position initiale (Alexander, 1995; Selbie et Caldwell, 1996; Domire et Challis, 2007; Ugrinowitsch et al., 2007). Notons que James Gray avait déjà mis en avant que ce n'était pas réellement la longueur des membres inférieurs qui était importante pour sauter, mais davantage la capacité à les étendre, c'est-à-dire à pousser sur une grande distance (Gray, 1953, Figure 42).

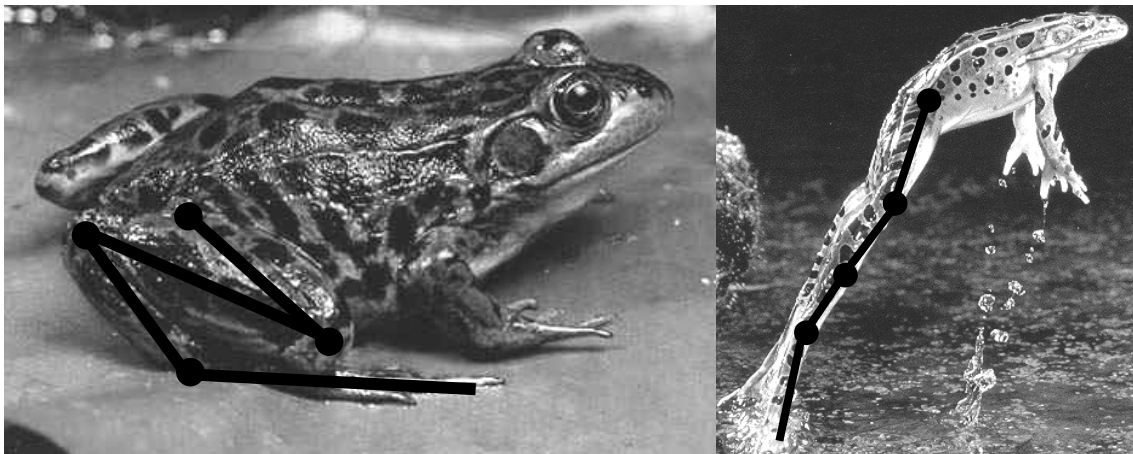


Figure 42

Illustration de certaines spécificités morphologiques favorisant une grande distance de poussée lors des sauts chez la grenouille. Notons, par exemple, un pied plus long que la cuisse et la jambe associées, des phalanges très longues et une grande amplitude de mouvement au niveau de l'articulation métatarso-phalangienne.

3. Influences respectives de chaque variable sur la performance en saut

Compte tenu de l'importance écologique de la performance en saut chez de nombreuses espèces, toutes les caractéristiques morphologiques et physiologiques mentionnées ci-dessus, et plus largement tous les traits phénotypiques qui peuvent améliorer \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{po} , tendent à être favorisés au cours des générations successives chez les animaux. De la même manière,

les sportifs de haut niveau, du moins ceux dont l'activité est liée directement ou indirectement à l'habileté à sauter, présentent des qualités physiques en lien avec les paramètres \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} , que ces spécificités biologiques soient innées ou acquises par entraînement. La dépendance de la performance en saut à ces trois paramètres est évidente en regardant les Figures 38 et 39. D'un côté, l'augmentation de h_{\max} peut être obtenue en repoussant les limites musculaires, c'est-à-dire en décalant la relation force-vitesse vers la droite, et ce par une augmentation de \bar{F}_0 et/ou \bar{v}_0 . D'un autre côté, h_{\max} est d'autant plus grande que la courbe représentant les conditions $\bar{F} - v_{dec}$ permises par la dynamique du mouvement est décalée vers le haut, autrement dit que h_{p0} est importante. Les simulations effectuées à partir de l'équation 34 montrent que h_{\max} est plus dépendante de \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 que de h_{p0} (Figure 40). Ainsi, les particularités biologiques favorisant \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 semblent être plus déterminantes dans la performance en saut, et donc davantage transmises aux générations futures chez les animaux, et plus prisées ou entraînées chez les sportifs. Concernant les poids respectifs de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 , les simulations réalisées à partir des valeurs de références typiques humaines (analyse de sensibilité dans la Figure 40) semblent montrées que la performance en saut est plus limitée par \bar{F}_0 que par \bar{v}_0 . Les capacités de force seraient alors la caractéristique mécanique qui jouerait le plus grand rôle dans la performance en saut, du moins chez les humains.

Néanmoins, le poids respectif de \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 sur h_{\max} semble être amplifié avec l'augmentation de l'autre variable, comme montré par la forme hyperbolique des courbes de niveau sur la Figure 41. Par exemple, la hauteur de saut des petits animaux, connus pour leur force relative maximale élevée (Alexander, 1985), est plus sensible aux variations de \bar{v}_0 que ne l'est la performance en saut des animaux plus grand (dont \bar{F}_0 est plus faible). Ceci est en accord avec les simulations du modèle d'Alexander (1995). Ainsi, le facteur limitant le plus la performance en saut pourrait varier en fonction de la combinaison des valeurs de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} .

4. Application et confrontation à des données expérimentales

Une telle approche intégrative, associée à une expression mathématique donnant la hauteur de saut en fonction des capacités mécaniques des membres inférieurs (équation 34), peut constituer une première étape intéressante pour comprendre, de manière macroscopique, les variabilités inter-individuelles, mais aussi intra-individuelles, de la performance.

VARIABILITE INTER-INDIVIDUELLE DE PERFORMANCE EN SAUT

Il est très difficile d'étudier de manière expérimentale les influences respectives de chaque facteur sur les différences de performance en saut entre les individus. Effectivement, étant donné que \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} influencent positivement h_{\max} et que l'influence de chacun varie en fonction des valeurs des deux autres, il faudrait pouvoir ne faire varier qu'un seul paramètre en même temps pour identifier clairement les effets de chacun sur la hauteur de saut. Ces exigences expliquent en grande partie les résultats discordants des études ayant tenté d'expliquer les différences inter-individuelles de performance en saut par des liens statistiques à partir de données expérimentales.

Ces différences de performance peuvent être néanmoins en partie expliquées de manière macroscopique en utilisant l'équation 34. Afin d'associer les effets observés au seul facteur responsable de ces effets, il est essentiel d'adopter un raisonnement supposant qu'un seul paramètre change. Ce type de raisonnement, utilisé par Minetti (2002) et Zamparo et al. (2002), se résume par la question : « *Quelles sont les effets de la variation de ce paramètre si tous les autres paramètres restaient constants (ceteris paribus) ?* ». La connaissance des valeurs exactes de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} des individus à comparer n'est pas primordiale, une simple estimation de ceux-ci permet déjà d'approcher les causes des différences de hauteur de saut. Par exemple, un tel raisonnement permet d'explorer les différences de performance en saut entre les humains et les bonobos à partir de l'équation 34 et des données présentées par Scholz et al. (2006b). Dans cette étude, des différences de hauteur de saut de près de 0,18 m ont été observées entre un homme ($h = 0,34$ m) et un bonobo ($h \sim 0,52$ m, estimée sans l'effet du mouvement des bras). Si le bonobo présentait des valeurs de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 similaires à celles de l'homme³⁶, et connaissant sa distance de poussée ($h_{p0} \sim 0,65$ m), il aurait atteint une hauteur d'environ $\sim 0,41$ m. Ainsi, les différences de hauteur de saut observées peuvent être expliquées pour 40% (i.e. $\sim 0,7$ m) par la différence de h_{p0} entre ces deux sujets (h_{p0} de l'homme $\sim 0,42$ m). Rappelons que les valeurs de h_{p0} correspondent à la distance de poussée des deux individus à partir de leur position initiale optimale respective. Les $\sim 60\%$ de différence restants (i.e. $\sim 0,11$ m) doivent être expliqués par de meilleures propriétés musculaires, et notamment, comme avancé par les auteurs, par une plus grande force spécifique (force maximale par unité de masse musculaire). Le même type de raisonnement pourrait être imaginé pour quantifier l'effet de \bar{F}_0 dans le cas où des différences de masses musculaires ou de surface de section

³⁶ les valeurs \bar{F}_0 et \bar{v}_0 de l'homme ont été estimées ici en supposant que sa masse constituait sa charge optimale. Autrement dit, lors de son saut maximal, il a développé sa puissance maximale, il était donc à la moitié de \bar{v}_0 et de \bar{F}_0 ($\bar{F}_0 \sim 35\text{N}\cdot\text{kg}^{-1}$, $\bar{v}_0 \sim 2,6\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$).

des muscles aient été observées entre les deux individus, et en supposant que ces paramètres reflètent les différences de force maximale isométrique (*i.e.* \bar{F}_0).

Même si ces calculs ne sont que des estimations basées sur certaines approximations, ils permettent d'avoir une vision d'ensemble plus claire sur les origines des différences de performance. Ce niveau « macroscopique » d'analyse peut constituer une étape préliminaire importante avant de s'intéresser à des niveaux davantage « microscopiques » permettant de se focaliser sur des mécanismes physiologiques plus précis.

VARIABILITE INTRA-INDIVIDUELLE DE PERFORMANCE EN SAUT

Le même type de raisonnement peut être utilisé pour comprendre ou prédire des variations intra-individuelles de performance, suite à un entraînement ou à un désentraînement par exemple. Etant donné que le raisonnement est basé sur la variation d'un seul paramètre en même temps, les variations de h_{PO} pour un individu donné ne peuvent pas être étudiées car elles sont susceptibles d'induire des changements de \bar{F}_0 et/ou \bar{v}_0 (ceci a été discuté dans les limites de l'approche). Il est donc possible d'étudier uniquement les gains ou pertes de performance en saut résultant de modifications des capacités de force ou de vitesse des membres inférieurs. Ces modifications peuvent être obtenues soit par un entraînement des capacités de force ou de vitesse, un désentraînement ou une variation de la masse corporelle ne modifiant pas les capacités musculaires. En effet, comme \bar{F}_0 représente la force maximale relative au poids de corps, une prise ou une perte de poids, touchant uniquement la masse grasse de l'individu, induit une variation de \bar{F}_0 . Dans ce cas, la valeur de \bar{v}_0 , représentant la vitesse théorique maximale d'extension des membres inférieurs contre une charge nulle, n'a aucune de raison de varier. Ceci est confirmé par les résultats de Yamauchi et collaborateurs qui ont fait varier la charge relative du générateur de force en comparant des poussées unilatérales et bilatérales (Yamauchi et al., 2007, Figure 11, p. 24).

Ce type de prédiction utilisant l'équation 34 a été testé dans ce travail de thèse en simulant expérimentalement une diminution de \bar{F}_0 par le biais d'un ajout de masse, ce qui ne modifiait pas les qualités musculaires. Le principe était de comparer la hauteur de saut atteinte avec cette masse additionnelle à la hauteur de saut prédite pour une diminution simulée de \bar{F}_0 équivalente à l'ajout de cette charge (\bar{F}_0 en $N.kg^{-1}$ de la masse totale). Pour ce faire, les données obtenues lors de l'expérimentation présentée dans la PARTIE 1 ont été utilisées. Le saut réalisé avec une charge de 25% de la masse corporelle a été choisi pour simuler une

diminution de \bar{F}_0 de 20%³⁷. L'extrapolation des valeurs de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 à partir des relations force-vitesse, nécessitant au moins quatre conditions, n'a été réalisée que pour quatre sujets ayant effectué correctement le saut avec une charge additionnelle de 100% de la masse corporelle. Ces relations force-vitesse ont été tracées à partir des données mesurées par la plate-forme de force lors des quatre conditions restantes (sans charge et avec charge de 50, 75 et 100% de la masse corporelle). Le détail des régressions linéaires, des capacités mécaniques mesurées de ces sujets (h_{PO} , \bar{F}_0 et \bar{v}_0) et des hauteurs de sauts atteintes et prédites lors de cette condition de diminution simulée de \bar{F}_0 , sont présentées dans le Tableau 4.

Tableau 4 : Comparaison entre les hauteurs de saut prédites et mesurées en condition simulée de diminution de 20% de \bar{F}_0 .

 sujet	 1	 2	 3	 4
 r relation force-vitesse	-0.987	-0.961	-0.985	-0.973
 valeur de P de la régression linéaire	0.012	0.038	0.015	0.028
 h_{PO}(m)	0.36	0.42	0.38	0.37
 \bar{F}_0 (N.kg⁻¹)	28.31	27.38	25.38	29.70
 \bar{v}_0 (m.s⁻¹)	3.19	2.71	3.84	3.80
 Hauteur de saut mesurée sans charge additionnelle (m)	0.283	0.270	0.293	0.375
 Diminution réelle de \bar{F}_0 simulée par la masse additionnelle de 25%	19.5%	20.9%	20.0%	21.0%
 Hauteur de saut mesurée avec une charge additionnelle de 25% (m)	0.222	0.189	0.196	0.256
 Hauteur de saut prédite avec une perte de 20% de \bar{F}_0 (m)	0.207	0.188	0.204	0.259
 Erreur de la prédiction (%)	-6.7%	-0.6%	4.0%	1.2%

³⁷ une augmentation de la masse de 25% induit une diminution de la force maximale relative de 20% :

$$\frac{\bar{F}_0(N)}{1.25m(kg)} = 0.8 \frac{\bar{F}_0(N)}{m(kg)} = 0.8\bar{F}_0(N.kg^{-1})$$

Aux vues de cette comparaison, l'utilisation de l'équation 34 permet de prédire de manière relativement précise les variations de performance en saut induites par des changements de capacités de force (*cf.* erreur de prédiction, Tableau 4). Cette comparaison permet de mettre en avant une utilisation possible de l'expression de h_{\max} en fonction de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{p0} dans le but de prédire des modifications de performance suites à des variations intra-individuelles des caractéristiques du générateur de force. De plus, cette confrontation de l'équation 34 à des données expérimentales permet d'apporter des arguments de validité et de précision de l'approche théorique proposée ici. D'autres protocoles, dans lesquels \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 seraient manipulés différemment, pourraient être envisagés pour compléter ces preuves.

Dans l'approche théorique proposée par Minetti en 2002, seules les capacités de force des individus ont été considérées, la diminution de la force avec la vitesse étant négligée. L'effet des variations de force sur la puissance développée a été étudié lors d'une poussée maximale. Les simulations montrent qu'une augmentation de 50% de ces capacités de force (par augmentation de la surface de section des muscles actifs par exemple), et en considérant constant les autres paramètres (*ceteris paribus*), conduit à un doublement (+100%) de la puissance développée lors d'une poussée verticale. La même réflexion en utilisant l'équation 34 (à partir de valeurs typiques humaines) montre que cette augmentation de 50% de \bar{F}_0 augmente la hauteur de saut d'environ 50%, et ce en gardant constant \bar{v}_0 et h_{p0} (Figure 40). En utilisant l'équation 19 (p. 61), l'augmentation correspondante de la puissance développée pendant la poussée peut être appréciée à ~50%, c'est-à-dire deux fois moins que les 100% proposés précédemment. En effet, lorsque la force à vitesse nulle (*i.e.* \bar{F}_0) est doublée, la force pouvant être développée à la vitesse d'extension des membres inférieurs lors d'un saut augmente aussi, mais dans de moindres proportions. Par conséquent, même en supposant les autres paramètres constants, la prise en compte de la diminution des capacités de production de force quand la vitesse augmente (*i.e.* de la relation force-vitesse musculaire) est très importante dans ce type de raisonnement dont le but est de prédire théoriquement les effets d'une modification des capacités mécaniques d'un individu sur la performance.

5. Amélioration de la performance et limites mécaniques

Pour comprendre la manière dont les contraintes mécaniques du mouvement ou des muscles limitent la performance, il est intéressant d'appréhender le gain de performance lorsque ces limites sont repoussées. Au-delà des adaptations biologiques, les individus (Hommes ou animaux) utilisent également des techniques spécifiques permettant des sauts

plus importants en contournant les contraintes musculaires. L'étude de deux de ces techniques permet d'illustrer, grâce à l'approche intégrative proposée ici, l'augmentation de la hauteur atteinte lorsque ces limites sont repoussées.

La technique de saut la plus célèbre chez l'Homme est le contre-mouvement effectué juste avant la phase de poussée, conduisant à un gain de performance de 2 à 4 cm pour un saut vertical (Bobbert et Casius, 2005). Cette plus grande hauteur de saut a été récemment expliquée par le fait que les muscles s'activent au cours du contre-mouvement vers le bas, ce qui leur permet d'être dans un état d'activation maximal dès le début de la phase de montée, impliquant ainsi une plus grande force en début de poussée (Bobbert et Casius, 2005). D'autres mécanismes, tels que le stockage et la restitution d'énergie élastique ou la potentiation myoélectrique, ont également été mis en avant pour expliquer ces différences de performance (Bosco et al., 1982a; Bosco et al., 1982b). Le contre mouvement permet donc d'augmenter les capacités de force aux différentes vitesses car la force moyenne sur la poussée est amplifiée. Sur la Figure 39, cette amélioration de performance grâce au contre-mouvement pourrait être graphiquement représentée par un décalage de la relation force-vitesse musculaire vers le coin en haut à droite, comme montré par Bosco et Komi (Figure 43, Bosco et Komi, 1979b; Bosco et al., 1982b). Ainsi, vu que les contraintes du mouvement seraient identiques (même h_{PO}), le point d'intersection serait décalé vers le haut, et donc la performance en saut augmentée.

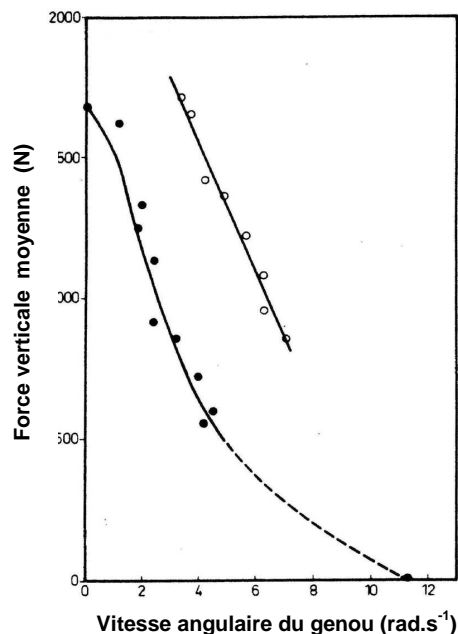


Figure 43

Relations force-vitesse obtenues dans deux conditions de sauts chargés : sans contre-mouvement (*squat jump*, ●), avec contre-mouvement (*counter movement jump*, ○).

(d'après Bosco et Komi, 1979a)

Une toute autre stratégie a été observée chez les petits animaux pour faire face à des contraintes morphologiques ou physiologiques limitant les capacités de saut, telles que des courtes pattes arrières réduisant h_{PO} (James et al., 2007; Burrows et Sutton, 2008) ou des faibles vitesses maximales de raccourcissement des muscles affectant \bar{v}_0 (Alexander, 1995;

James et al., 2007). La stratégie utilisée par ces animaux, particulièrement décrite chez les insectes (Bennet-Clark, 1975) et habituellement appelée « mécanisme de catapulte » (Alexander, 1995; James et al., 2007), leur permet de surpasser les contraintes mécaniques des muscles en stockant de l'énergie élastique et en la restituant brusquement, c'est-à-dire plus rapidement que les muscles seuls auraient pu le faire (Bennet-Clark, 1975; Alexander, 1995; Burrows et Sutton, 2008). Chez certains insectes, pour qui toute l'énergie nécessaire pour sauter peut être stockée dans des structures élastiques (Bennet-Clark, 1975), la performance en saut n'est pas limitée par les propriétés mécaniques des muscles, mais plutôt par les caractéristiques mécaniques de stockage et de restitution de l'énergie élastique. Considérés comme des ressorts linéaires, les éléments élastiques sont supposés pouvoir se raccourcir à des vitesses illimitées (Alexander, 1995), la valeur de \bar{v}_0 de ce générateur de force tendant donc vers l'infini. Les limites d'un tel générateur de force régi par des propriétés élastiques pourraient être graphiquement représentées par une ligne verticale représentant les conditions $\bar{F} - \bar{v}$ possibles, c'est-à-dire une relation force-vitesse avec $\bar{v}_0 \sim +\infty$ (Figure 44). En effet, ce générateur est capable de produire une même force moyenne sur la poussée à toutes les vitesses. Le niveau de la force moyenne dépend de la quantité d'énergie stockée et de la distance de poussée, et la vitesse de relâchement dépend de cette force moyenne et de la charge à mobiliser. De simples calculs (à partir des données rapportées par Bennet-Clark (1975) et Alexander (1995)) peuvent montrer que la hauteur de saut maximale qu'une sauteuse peut atteindre en utilisant le mécanisme de catapulte pourrait être estimée à ~0,50 m (point A sur la Figure 44), alors qu'elle ne sauterait pas plus haut que 0,05 m si elle utilisait uniquement la contraction de ses muscles (point B sur la Figure 44, détails des calculs dans l'appendice à la fin de cette partie, p. 109). Avec ce mécanisme de catapulte, la relation force-vitesse musculaire n'est plus une limite mécanique de la performance. Ceci rejoint la faible influence de la vitesse maximale montrée par le modèle d'Alexander sur les sauts effectués avec cette stratégie (Alexander, 1995). D'autres animaux, plus grands que les insectes, utilisent également ce type de mécanisme pour sauter, comme certaines grenouilles (Peplowski et Marsh, 1997; Roberts et Marsh, 2003; James et al., 2007) ou certains petits primates (e.g. les galagos, Hall-Craggs, 1965; Aerts, 1998). Même si le travail mécanique produit au cours de la poussée provient à la fois d'énergie élastique restituée et de contractions musculaires, cette technique de saut, aussi qualifiée d'« amplificateur de puissance mécanique »³⁸ (Aerts, 1998), améliore la performance en saut en augmentant les « capacités de vitesse » du générateur de force.

³⁸ traduit de l'anglais : « mechanical power amplifier »

Ces deux exemples de stratégies utilisées par les Hommes et les animaux pour sauter plus loin et plus haut illustrent l'implication, dans la performance en saut, des contraintes mécaniques prises en compte dans cette approche théorique.

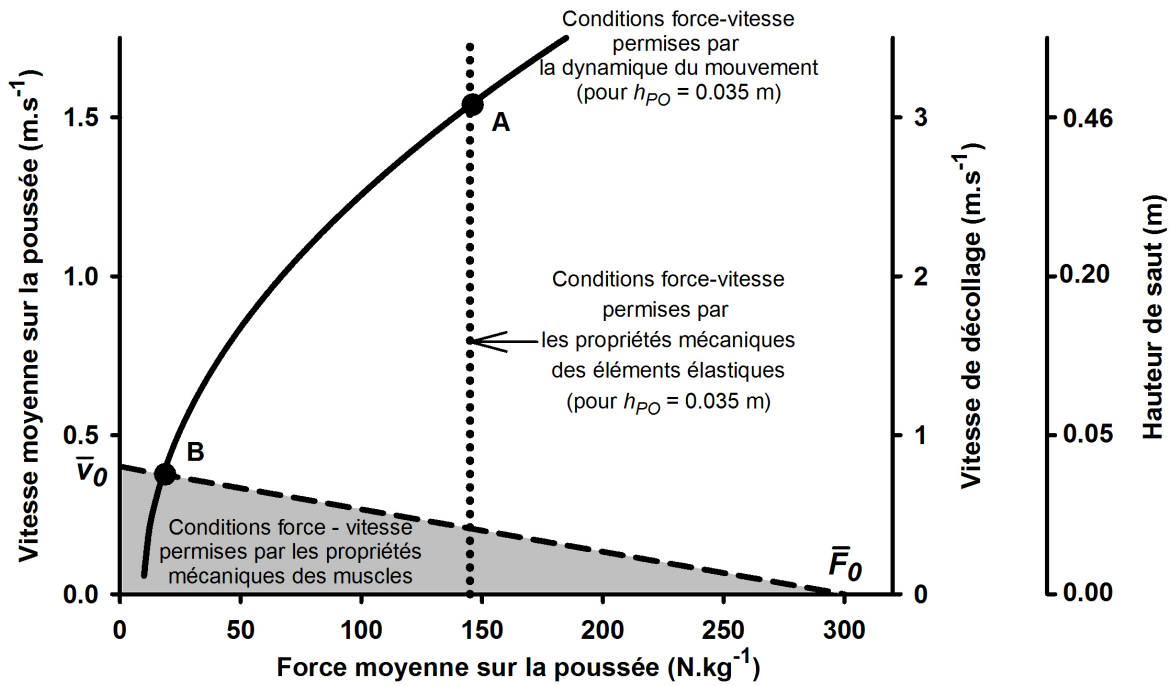


Figure 44

Représentation théorique des contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement (ligne continue) et par le générateur de force (lignes discontinue ou en pointillé) sur la production de force lors d'un saut vertical de sauterelle. La ligne continue représente les conditions force-vitesse permises par la dynamique du mouvement. La ligne discontinue correspond à la relation force-vitesse de la musculature lors d'efforts maximaux, l'aire grisée représentant toutes les conditions force-vitesse permises par les propriétés mécaniques des muscles. La ligne en pointillé représente les conditions force-vitesse permises par les propriétés mécaniques des éléments élastiques. Les points d'intersection A et B correspondent aux conditions maximisant la hauteur de saut lorsque la sauterelle utilise le « mécanisme de la catapulte » (A) et lorsqu'elle se propulse uniquement par la contraction de ses muscles (B). La hauteur de saut et la vitesse de décollage sont reliées par l'équation 24. Les données caractérisant ce saut typique de sauterelle ont été estimées à partir des données rapportées par Bennet-Clark (1975) (voir l'appendice pour plus de détails).

V. CONCLUSION

Cette deuxième partie du travail de thèse a proposé une nouvelle approche théorique intégrative permettant d'analyser les différences de performances en saut entre les individus, entre les espèces, et pour un même individu entre deux moments différents. Cette approche intégrative, basée uniquement sur des principes mathématiques et physiques, a mis en évidence les capacités mécaniques des membres inférieurs impliqués dans la performance en

saut vertical, exemple typique d'un mouvement explosif. En considérant à la fois les contraintes mécaniques du mouvement et du générateur de force, cette approche a conduit à une expression mathématique de la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en fonction de seulement trois caractéristiques de ses membres inférieurs : leur capacité maximale de production de force, leur vitesse maximale d'extension et leur amplitude de déploiement. De plus, cette approche théorique a permis de quantifier l'influence respective de ces trois caractéristiques sur la performance.

Une telle expression mathématique peut constituer une première étape intéressante pour la compréhension « macroscopique » des variabilités inter-individuelles (ou inter-espèces) de la performance en saut, et pour relier ces variabilités aux grandes différences de caractéristiques mécaniques des membres propulseurs observées chez les animaux. Elle peut également être utile pour anticiper ou comprendre les variations de performance d'un individu suite à une modification d'une ou plusieurs caractéristiques mécaniques de ses membres inférieurs. Ce niveau d'analyse macroscopique peut être utile pour guider et orienter l'exploration des mécanismes physiologiques sous-jacents situés à des niveaux d'organisations inférieurs beaucoup plus complexes.

VI. PERSPECTIVES

L'équation de h_{\max} proposée ici soulève de nouvelles interrogations, notamment vis-à-vis de l'absence de la puissance maximale que les membres inférieurs peuvent développer (\bar{P}_{\max}) dans l'explication de la performance en saut. En effet, même si cette variable a été critiquée dans le cadre d'impulsions comme les sont les phases de poussée en saut (Adamson et Whitney, 1971; Winter, 2005), les paramètres de puissance (puissance pic ou moyenne développée, puissance maximale des membres inférieurs...) sont souvent reliés à la performance en saut (Yamauchi et Ishii, 2007, Dowling et Vamos, 1993; Marsh, 1994; Aragon-Vargas et Gross, 1997b, a). En réalité, ce paramètre \bar{P}_{\max} est sous-jacent aux paramètres \bar{F}_0 et \bar{v}_0 identifiés dans l'équation 34 car, lorsque la relation force-vitesse est considérée comme linéaire, \bar{P}_{\max} , \bar{F}_0 et \bar{v}_0 sont reliées par (Vandewalle et al., 1987a) :

$$\bar{P}_{\max} = \frac{\bar{F}_0 \cdot \bar{v}_0}{4} \quad \text{Eq. 35}$$

Ainsi, toutes variations de \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 induisent des changements de \bar{P}_{max} . Les influences respectives de \bar{F}_0 ou \bar{v}_0 sur h_{max} mises en avant dans cette deuxième partie sont peut-être uniquement la conséquence d'un effet de \bar{P}_{max} . Il serait alors intéressant d'étudier l'effet direct de \bar{P}_{max} sur la hauteur de saut, et non plus uniquement par le biais de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 . Ceci permettrait peut-être d'apporter des éléments de réponse à la problématique soulevée par Winter (2005) et discutée dans l'introduction générale (p. 46) : les capacités de production de puissance déterminent-elles à elles seules la performance en saut ? Sont-elles liées à la capacité à produire une grande impulsion lors d'une poussée, et donc à sauter haut ?

Les résultats de simulations effectuées sur l'équation 34 apportent déjà des informations intéressantes. Effectivement, une même variation de \bar{F}_0 ou de \bar{v}_0 , impliquant théoriquement une même variation de \bar{P}_{max} (équation 35), peut induire différentes variations de h_{max} (Figure 40). Ainsi, pour une valeur de h_{p0} donnée, différentes combinaisons de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 , résultant à une même \bar{P}_{max} , conduiraient à différentes hauteurs de saut, et donc à différentes impulsions lors de la poussée. Par conséquent, les capacités de production de puissance des membres inférieurs ne semblent pas pouvoir à elles seules expliquer la performance en saut, la combinaison de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 jouant également un rôle important. **Il serait donc intéressant de déterminer, indépendamment de \bar{P}_{max} , l'implication de cette combinaison force-vitesse dans l'habileté à sauter. Pour une puissance maximale similaire, est-il préférable d'être « fort » ou « vite » pour sauter haut ?** Ceci est l'objet de la suite de la PARTIE 2 de ce travail de thèse.

VII. APPENDICES

Résolution du système d'équations pour obtenir l'expression de h_{max}

$$\left\{ \begin{array}{l} v_{dec} = \sqrt{2h_{p0}(\bar{F} - g)} \\ \bar{F} = \bar{F}_0 \left(1 - \frac{\bar{v}}{\bar{v}_0}\right) \\ \bar{v} = \frac{v_{dec}}{2} \end{array} \right. \quad \begin{array}{l} \text{Eq. 28} \\ \text{Eq. 29} \\ \text{Eq. 32} \end{array}$$

La résolution de ce système d'équations, qui comprend une équation non linéaire (équation 28), conduit à deux équations polynomiales du second degré, incluant chacune \bar{F} ou v_{dec} . L'équation polynomiale comprenant v_{dec} est :

$$\frac{1}{2h_{PO}}v_{dec}^2 + \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0}v_{dec} - (\bar{F}_0 - g) = 0 \quad \text{Eq. A14}$$

L'équation A14 a une seule solution réelle positive pour v_{dec} , cette solution correspondant à v_{decMAX} :

$$v_{decMAX} = h_{PO} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right) \quad \text{Eq. 33}$$

Estimation de la hauteur maximale de saut d'une sauterelle avec ou sans l'utilisation du « mécanisme de catapulte »

Chez la sauterelle, l'énergie mécanique nécessaire pour sauter est entièrement fournie par la restitution d'énergie élastique précédemment stockée dans les structures élastiques de ses pattes (Bennet-Clark, 1975). Si toute l'énergie élastique stockée (E_{el} en J) est convertie en énergie mécanique (cinétique ou potentielle) lors de la poussée, le travail mécanique total est égal à E_{el} . Lors d'un saut vertical, la force verticale moyenne développée par les structures élastiques lors de la restitution d'énergie (\bar{F}_{el} en N.kg⁻¹) peut être calculée par :

$$\bar{F}_{el} = \frac{E_{el}}{h_{PO}} \quad \text{Eq. A15}$$

avec h_{PO} la distance verticale parcourue par le centre de masse lors de la poussée, correspondant aussi à la distance sur laquelle l'énergie élastique stockée est restituée. D'après les données de Bennet-Clark (1975), la sauterelle stocke 8,65 mJ dans les structures élastiques de ses deux pattes arrières lors d'un saut horizontal. Notons que l'énergie élastique totale qu'une sauterelle peut stocker a été estimée à ~14 mJ (Bennet-Clark, 1975). Cette énergie est restituée sur une distance de poussée d'environ 35 mm. En considérant que la quantité d'énergie stockée et le déploiement des pattes arrières sont identiques lors d'un saut vertical, \bar{F}_{el} est donc de ~0,25 N, c'est-à-dire ~145 N.kg⁻¹ pour la sauterelle male de 1,7 g testée par Bennet-Clark. Etant donné que la vitesse de raccourcissement des éléments élastiques (considérés comme des ressorts linéaires par Alexander, 1995) est illimitée, la force verticale

moyenne pourrait être développée à toutes les vitesses lors de la poussée. La vitesse réelle lors de la poussée est alors fonction de \bar{F}_{el} et de la masse à mobiliser. Cette possibilité de générer une même force à toutes les vitesses est représentée par une ligne verticale représentant les conditions $\bar{F}-\bar{v}$ possibles, c'est-à-dire une relation force-vitesse avec $\bar{v}_0 \sim +\infty$ (ligne en pointillé sur la Figure 44). Les conditions $\bar{F}-\bar{v}$ permises par la dynamique du mouvement ne dépendent que de h_{p0} (équation 28) et sont représentées par la ligne continue sur la Figure 44. Par conséquent, lors d'un effort maximal, la sauterelle saute dans les conditions $\bar{F}-\bar{v}$ permises à la fois par les structures élastiques et par la dynamique du mouvement, c'est-à-dire dans des conditions $\bar{F}-\bar{v}$ représentées sur la Figure 44 par l'intersection des lignes continue et en pointillé. Ces conditions de poussée correspondraient graphiquement à une hauteur de saut d'environ 0,50 m (point A sur la Figure 44). Notons que la négligence des forces de friction de l'air n'a qu'un effet minime sur la performance estimée (Scholz et al., 2006a).

Pour apprécier la hauteur de saut qu'une sauterelle pourrait atteindre sans utiliser le « mécanisme de catapulte », \bar{F}_0 et \bar{v}_0 doivent être estimées. Comme proposé par Bennet-Clark (1975), la quantité d'énergie stockée est limitée par la force de tension requise pour étirer les structures élastiques. Pour un ressort linéaire, \bar{F}_{el} est alors proche, ou légèrement inférieure, à la moitié de la force maximale que la musculature des membres inférieurs peut développer (*i.e.* \bar{F}_0). En conséquence, \bar{F}_0 peut être estimée pour une sauterelle à environ 300 N.kg^{-1} , ce qui est cohérent avec les valeurs de force musculaire proposées pour les insectes par Alexander (1995). Cet auteur avance des vitesses de raccourcissement des muscles pour les insectes 8 à 10 fois inférieures à celles de l'Homme. Etant donné que les valeurs humaines de \bar{v}_0 pour les membres inférieurs sont en moyenne comprises entre 2 et 5 m.s^{-1} , la valeur de \bar{v}_0 pour la sauterelle peut être raisonnablement estimée dans cet exemple entre $\sim 0,3$ et $0,5 \text{ m.s}^{-1}$. Ainsi, à partir de l'équation 34, la hauteur de saut qu'une sauterelle peut atteindre sans utiliser de « mécanisme de catapulte » est comprise entre 0,02 et 0,05 m (point B sur la Figure 44), ce qui est largement inférieur à ses performances réelles.

La hauteur de saut atteinte par une sauterelle en utilisant le « mécanisme de catapulte » peut être facilement calculée à partir du transfert d'énergie élastique en énergie potentielle (en supposant ce transfert total). Cependant, l'utilisation de l'approche théorique proposée permet d'illustrer l'amélioration de la performance obtenue en surpassant les limites mécaniques musculaires.

PARTIE 2b

La performance en saut *Altius : Citius ou Fortius ?*

La publication correspondant à cette partie est en cours d'écriture.

I. INTRODUCTION

D'après l'équation 35 ($\bar{P}_{\max} = 0.25 \bar{F}_0 \bar{v}_0$), deux individus capables de développer la même puissance maximale avec leurs membres inférieurs (\bar{P}_{\max}) peuvent présenter différentes capacités de production de force maximale (\bar{F}_0) ou de vitesse maximale d'extension (\bar{v}_0). Ces différentes combinaisons $\bar{F}_0 - \bar{v}_0$ pour une même \bar{P}_{\max} peuvent s'apparenter au « profil » force-vitesse de l'individu (plutôt « fort » ou « rapide »), et plus précisément aux qualités force-vitesse de ses membres inférieurs. Quelle est l'influence de ce profil force-vitesse sur la performance lors de mouvements explosifs comme le saut ? Pour sauter haut, faut-il être « fort » ou « rapide » ?

Cette notion de profil musculaire, et ses effets sur la performance lors de mouvements explosifs, ont été uniquement approchés dans des protocoles testant des athlètes ayant différentes spécialités (haltérophiles, bodybuilders, sprinteurs ou coureurs de fond par exemple), ces différentes spécialités étant connues pour être associées à différentes propriétés musculaires (Figure 45, Thorstensson et al., 1976a; Vandewalle et al., 1987b; Ugrinowitsch et al., 2007). De même, certains types d'entraînement, susceptible de modifier le profil force-vitesse des sportifs (entraînement en force par exemple), ont pour conséquence des évolutions de performance en saut (e.g. Thorstensson et al., 1976b). Cependant, ces spécialités sportives et ces entraînements ne sont pas associés uniquement à des différences de profils musculaires force-vitesse, mais sont souvent accompagnés de variations de puissance maximale. Il est donc difficile de dissocier l'influence respective de ces deux facteurs sur la performance en saut.

En 1992, Bosco a proposé un index permettant de quantifier ce profil force-vitesse dans le but d'orienter les entraînements des athlètes (en force maximale, force dynamique, vitesse...) et d'éviter des déséquilibres entre capacités de force et capacités de vitesse (Bosco, 1992). Sa volonté était de quantifier cet équilibre (ou déséquilibre) entre \bar{F}_0 et \bar{v}_0 en les comparant l'un à l'autre afin de pointer une éventuelle dominance de l'un sur l'autre. Il a proposé alors de calculer le rapport entre la hauteur d'un saut réalisé avec une charge additionnelle (par exemple égal à la masse corporelle) et celle d'un saut effectué sans charge. Cet indice met en rapport deux entités de mêmes unités (hauteur de saut en m ou cm), l'une reflétant des capacités de force (saut chargé) et l'autre des capacités de vitesse (saut non chargé). L'indice représente donc la performance réalisée avec une charge en pourcentage de celle réalisée à vide³⁹. Plus

³⁹ Bosco donne comme exemple un indice de 33% pour un athlète sautant à 45 cm sans charge et à 15 cm avec une charge additionnelle équivalente à sa masse corporelle.

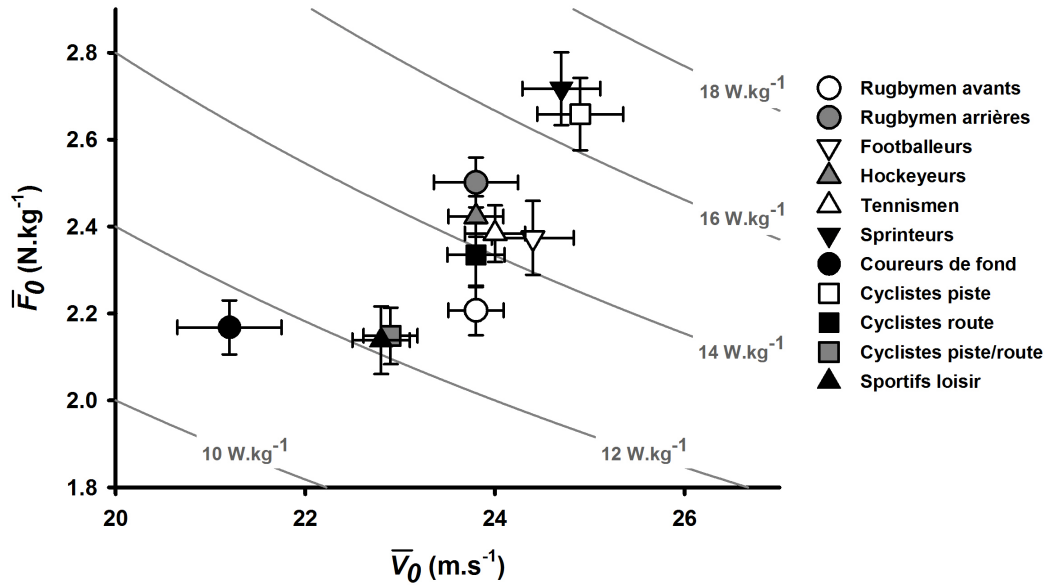


Figure 45

Représentation graphique de différentes combinaisons de force maximale (\bar{F}_0) et vitesse maximale (\bar{v}_0) caractérisant les capacités mécaniques des membres inférieurs de sportifs spécialisés dans différentes disciplines. Chaque combinaison $\bar{F}_0 - \bar{v}_0$ correspond à une puissance maximale (lignes et valeurs grises). Chaque symbole représente une moyenne (\pm erreur standard) de valeurs mesurées lors de tests de sprints sur cyclo-ergomètre et présentées par Vandewalle et al. (1987b).

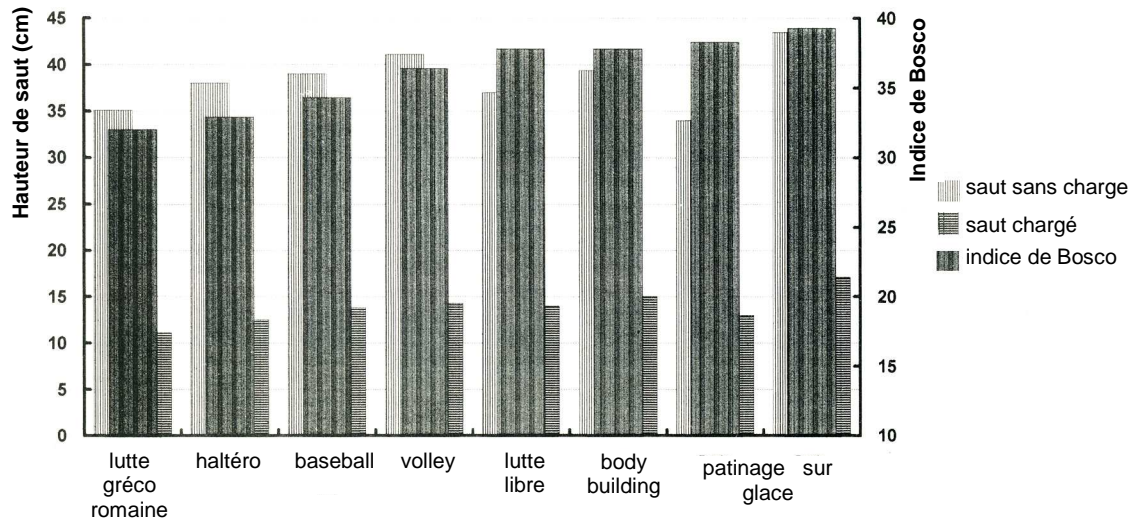


Figure 46

Hauteurs de saut atteintes lors de sauts non chargés et chargés avec une charge additionnelle équivalente à la masse corporelle, et indice de profil force-vitesse (indice de Bosco) chez des sportifs pratiquants différentes disciplines. (d'après Bosco, 1992)

l'indice est élevé, plus les capacités de force sont développées par rapport à celle de la vitesse. Cet indice évolue en fonction de la spécialité sportive de l'individu, il est d'autant plus grand que l'activité favorise les qualités de force par rapport à celles de vitesse (Figure 46). Néanmoins, cet indice n'a jamais été directement relié aux performances lors de mouvements explosifs. De plus, l'effet des qualités force-vitesse sur la performance est difficile à mettre en avant d'un point de vue expérimental du fait de l'indissociable influence de la \bar{P}_{\max} (Figure 45). Il serait donc intéressant de trouver un moyen de quantifier ces qualités force-vitesse de manière indépendante aux capacités de puissance.

Pour une même \bar{P}_{\max} , chaque combinaison $\bar{F}_0 - \bar{v}_0$ correspond à une pente particulière de la relation linéaire force-vitesse. Ainsi, la valeur de cette pente, indépendante de la puissance maximale, pourrait être interprétée comme un bon indicateur du profil force-vitesse d'un individu. A notre connaissance, cette valeur de pente de relation force-vitesse n'a jamais été reliée aux performances lors de mouvements explosifs. Cette absence est sûrement due à la difficulté de dissocier expérimentalement les effets de \bar{P}_{\max} et des qualités force-vitesse.

La dernière partie de ce travail de thèse vise à utiliser l'approche théorique intégrative proposée précédemment pour explorer l'influence du profil force-vitesse dans la performance en saut vertical.

II. APPROCHE THÉORIQUE

L'approche théorique proposée dans la partie précédente a conduit à une expression mathématique de la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en fonction de \bar{F}_0 , \bar{v}_0 et h_{PO} :

$$h_{\max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right)^2 \quad \text{Eq. 34}$$

Les capacités mécaniques du générateur de force (*i.e.* les membres inférieurs) ont été caractérisées par les valeurs de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 . La pente de la relation force-vitesse (*pente*), qui peut être considérée comme un indicateur du profil force-vitesse des membres inférieurs, peut s'exprimer par :

$$pente = -\frac{\bar{F}_0}{\bar{v}_0} \quad \text{Eq. 36}$$

(dans ce cas, la relation force-vitesse est représentée graphiquement avec la force sur l'axe des ordonnées et la vitesse sur l'axe des abscisses)

En remplaçant l'équation 36 dans l'équation 34 :

$$h_{\max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{1}{4}pente^2 + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} + \frac{1}{2}pente \right)^2 \quad \text{Eq. 37}$$

Par ailleurs, à partir des équations 35 et 36, \bar{F}_0 peut être exprimée en fonction de \bar{P}_{\max} et *pente* :

$$\bar{F}_0 = \sqrt{-4\bar{P}_{\max}pente} \quad \text{Eq. 38}$$

En remplaçant l'équation 38 dans l'équation 37 :

$$h_{\max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{1}{4}pente^2 + \frac{2}{h_{PO}}(2\sqrt{-\bar{P}_{\max}pente} - g)} + \frac{1}{2}pente \right)^2 \quad \text{Eq. 39}$$

Par conséquent, h_{\max} peut aussi s'exprimer en fonction de \bar{P}_{\max} , *pente* et h_{PO} . L'équation 39 est vraie pour $h_{PO} > 0$, $\bar{P}_{\max} > \frac{g^2}{-4pente}$ et $pente < -\frac{g^2}{4\bar{P}_{\max}}$ (pour plus de détails, voir la section appendice, p. 129).

III. RESULTATS

1. Influence respective de chaque variable sur l'habileté à sauter

Tout d'abord, les influences relatives de \bar{P}_{\max} , *pen*te et h_{PO} sur h_{\max} ont été quantifiées par une analyse de sensibilité, effectuée à partir de l'équation 39, en étudiant les variations relatives de h_{\max} en fonction des variations relatives des trois paramètres étudiés séparément (Figure 47). Les valeurs de références des paramètres ont été choisies pour correspondre à l'exemple typique humain considéré pour l'analyse de sensibilité présentée dans la partie précédente ($\bar{P}_{\max} = 22,5 \text{ W.kg}^{-1}$, *pen*te = $-10 \text{ N.s.m}^{-1}.\text{kg}^{-1}$ et $h_{PO} = 0.4 \text{ m}$)⁴⁰. Pour précision, lorsque la valeur de la *pen*te est diminuée dans cette analyse de sensibilité (variations entre 0,4 et 1), la *pen*te devient de moins en moins négative (*i.e.* se rapproche de 0), ce qui correspond à des profils force-vitesse de plus en plus « vitesse ». L'influence positive de la distance de poussée (h_{PO}) sur la performance en saut, mise en évidence dans la partie précédente et visible sur la Figure 47, ne sera pas discutée à nouveau dans cette partie. Il s'agira ici de se focaliser sur l'effet de \bar{P}_{\max} et de la *pen*te sur la hauteur de saut. L'influence relative de \bar{P}_{\max} est positive et semble être de loin le facteur influençant le plus la performance en saut. En effet, toute variation de \bar{P}_{\max} implique une variation *quasi* équivalente de h_{\max} (courbes des variations relatives proches de la droite d'identité). L'influence de la *pen*te, c'est-à-dire du profil force-vitesse de l'individu, est moins important, notamment lorsqu'il s'agit d'une augmentation de celle-ci qui n'induit que de très faibles modifications de h_{\max} . Néanmoins, lorsque la *pen*te diminue, c'est-à-dire lorsque les profils sont de plus en plus orientés « vitesse », la performance en saut diminue : pour une même \bar{P}_{\max} , une diminution de la *pen*te de 50% induit une variation de h_{\max} d'environ 20%. Notons que les amplitudes de ces influences relatives peuvent être dépendantes des valeurs de références choisies.

⁴⁰ Par mesure de clarté, les unités de la *pen*te ($\text{N.s.m}^{-1}.\text{kg}^{-1}$) ne seront pas systématiquement indiquées.

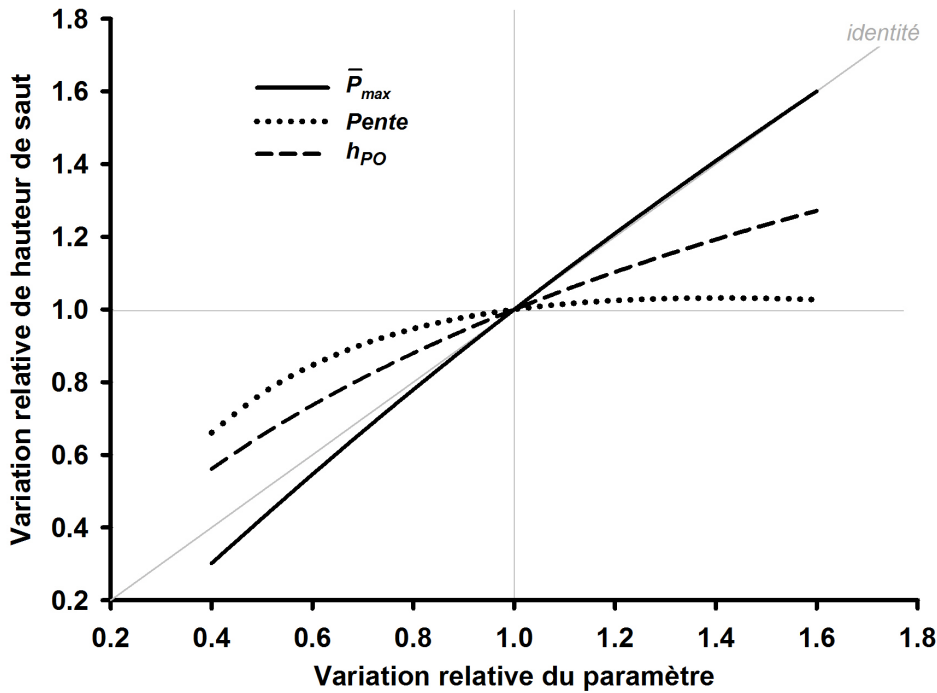


Figure 47

Analyse de sensibilité : variations relatives de la hauteur de saut en fonction des variations relatives de la puissance maximale des membres inférieurs (\bar{P}_{max}), de la pente de la relation force-vitesse (*pente*) et de la distance de poussée (h_{PO}). Les valeurs de référence de \bar{P}_{max} , *pente* et h_{PO} sont ici respectivement de 22,5 W.kg⁻¹, -10 N.s.m⁻¹.kg⁻¹ et 0,4 m.

Pour cette raison, les influences absolues de \bar{P}_{max} et de la pente sur h_{max} ont été étudiées pour différentes valeurs de h_{PO} et sont présentées dans la Figure 48. Les valeurs de pente des relations force-vitesse chez l'Homme ont été fixées en tenant compte des données de la PARTIE 1, ainsi que des valeurs (moyennes ou individuelles) de \bar{F}_0 et \bar{v}_0 précédemment rapportées pour des poussées maximales uniques (entre -5 et -35, Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001; Rahmani et al., 2004; Yamauchi et Ishii, 2007). L'influence positive importante de \bar{P}_{max} est mise en évidence par l'orientation plus ou moins horizontale des courbes de niveau, cette influence augmentant lorsque que h_{PO} augmente (courbes de niveau de plus en plus rapprochées). L'influence de la pente est visible par la forme curvilinéaire des courbes de niveau, de plus en plus marquée lorsque h_{PO} ou \bar{P}_{max} augmentent. Cette forme curvilinéaire est le signe de l'existence d'une pente optimale ($pente_{OPT}$) qui maximise la hauteur de saut pour une valeur de \bar{P}_{max} donnée, ce qui est davantage mis en valeur dans la Figure 49. L'existence de cette pente optimale se devine également sur la Figure 47 pour laquelle la valeur de référence de pente ($pente = -10$) était proche de la pente optimale. En conséquence, l'influence relative de la pente discutée dans l'analyse de sensibilité pourrait être réellement différente

avec une autre valeur de référence. De plus, les valeurs de $pente_{OPT}$ semblent varier avec \bar{P}_{max} et h_{PO} , allant d'environ -25 à -10 pour les conditions simulées dans les Figures 48 et 49. Ainsi, il existerait un profil force-vitesse optimal, dépendant de \bar{P}_{max} et h_{PO} , qui maximiserait la performance en saut.

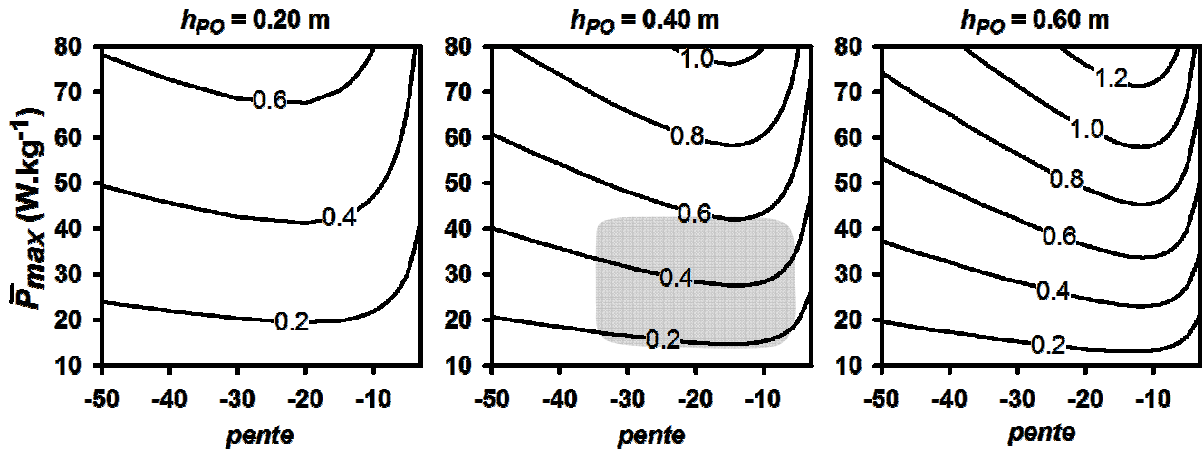


Figure 48

Courbes de niveaux montrant l'influence de \bar{P}_{max} , pente et h_{PO} sur la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en utilisant ses membres inférieurs comme générateur de force. Chaque cadran montre l'influence de \bar{P}_{max} et pente sur la hauteur maximale de saut pour trois valeurs différentes de h_{PO} caractérisant des individus différents. La zone grisée correspond à des caractéristiques et performances humaines typiques.

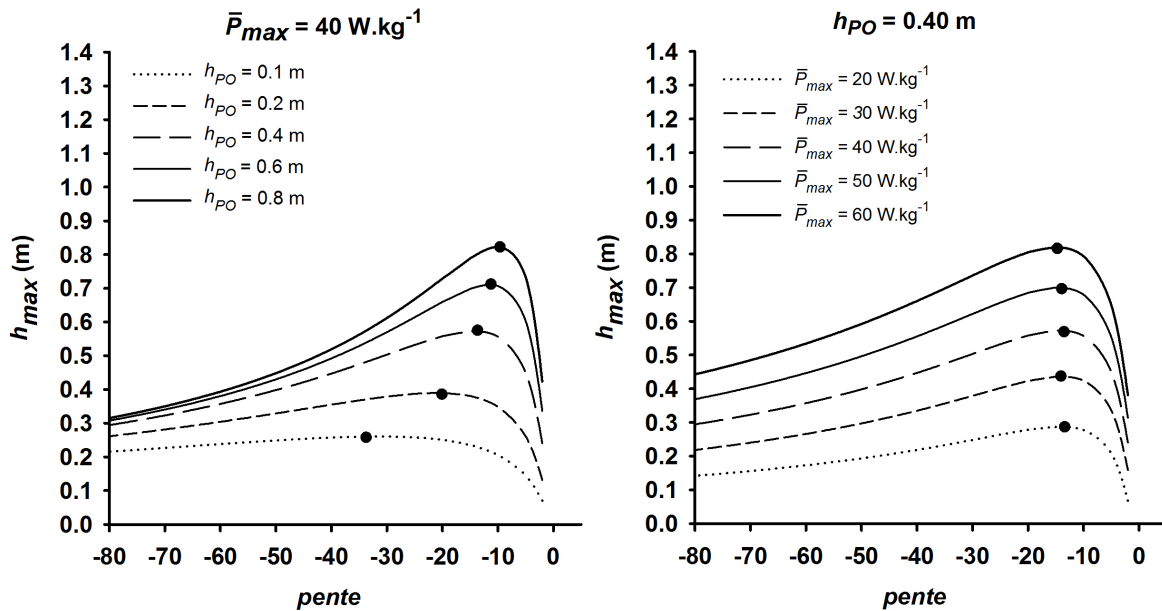


Figure 49

Performance en saut vertical en fonction de la pente de la relation force-vitesse pour différentes valeurs de h_{PO} (\bar{P}_{max} fixée à $40 W \cdot kg^{-1}$, cadran de gauche) et pour différentes valeurs de \bar{P}_{max} (h_{PO} fixée à $0,4 m$, cadran de droite). Les points noirs représentent, pour chaque condition de \bar{P}_{max} et h_{PO} , la performance maximale atteinte pour une pente optimale.

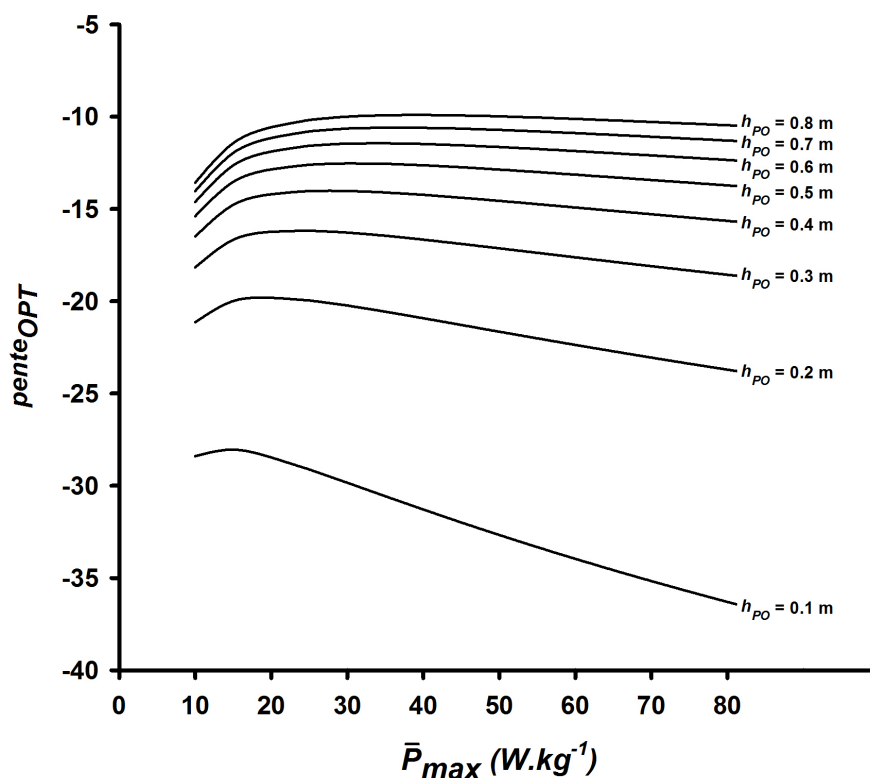
2. Profil force-vitesse optimal maximisant la hauteur de saut

Afin de mieux appréhender ce profil force-vitesse optimal, il est intéressant d'analyser les variations de $pente_{OPT}$ avec \bar{P}_{max} et h_{PO} . L'expression mathématique de $pente_{OPT}$ en fonction de ces deux paramètres est une solution valide de l'équation suivante :

$$\frac{dh_{max}}{dpente} = 0 \quad \text{Eq. 40}$$

avec $\frac{dh_{max}}{dpente}$ la dérivée première de h_{max} en fonction de la pente. La résolution⁴¹ de cette équation donne quatre solutions de $pente_{OPT}$, en fonction de \bar{P}_{max} et h_{PO} , dont une seule est réelle et correspond au domaine de valeurs pour lequel l'équation 39 est définie (voir appendice p. 130). L'évolution des valeurs de $pente_{OPT}$ avec \bar{P}_{max} est présentée dans la Figure 50 pour différentes valeurs de h_{PO} . Pour des valeurs de h_{PO} supérieures à 0,2 m, caractérisant les distances de poussée de l'Homme et des grands animaux, $pente_{OPT}$ varie peu avec \bar{P}_{max} et h_{PO} , les valeurs étant comprises entre -20 et -10 (Figure 50). Ces valeurs de $pente_{OPT}$ sont du même ordre que les valeurs de pente de relation force-vitesse observées chez l'Homme. Ceci renforce l'intérêt à porter à ce profil force-vitesse optimal pour l'optimisation de la performance en saut, ce qui n'aurait pas été le cas si les valeurs de $pente_{OPT}$ avaient été irréelles pour l'Homme. Notons que pour h_{PO} inférieur à 0,2 m, $pente_{OPT}$ est davantage influencée par \bar{P}_{max} et h_{PO} , avec des valeurs pouvant atteindre ~ -35 pour des valeurs de \bar{P}_{max} et h_{PO} respectivement de 80 W.kg⁻¹ et 0,1 m.

⁴¹ La résolution de l'équation 40 a été réalisée à l'aide du logiciel de calculs formels *Mathematica6* (Wolfram)

**Figure 50**

Evolution de la pente optimale de la relation force-vitesse ($pente_{OPT}$) en fonction de la puissance maximale des membres inférieurs (\bar{P}_{max}) pour différentes distances de poussée (h_{PO}).

3. Comment le profil force-vitesse peut-il influencer la hauteur de saut ?

La Figure 49 montre qu'une pente non optimale a pour conséquence une hauteur de saut plus faible que la hauteur de saut qui pourrait être atteinte avec une pente optimale et avec la même \bar{P}_{max} . Cette perte de performance en saut liée à des pentes de relation force-vitesse non optimales est présentée dans la Figure 51 pour différentes conditions de \bar{P}_{max} et h_{PO} : plus le profil force-vitesse d'un individu s'écarte du profil force-vitesse optimal (pente exprimée en % de la pente optimale), plus la performance en saut s'éloigne de la performance maximale pouvant être atteinte avec un profil force-vitesse optimal (hauteur de saut en % de la hauteur maximale atteinte avec une pente optimale). La perte de performance liée à la « dégradation » de la pente (éloignement vis-à-vis de la pente optimale) n'est que très faiblement influencée par \bar{P}_{max} et h_{PO} (toutes les lignes de la Figure 51 sont regroupées). Les données expérimentales obtenues dans la PARTIE 1 confirment ces simulations théoriques : plus les sujets présentaient une pente de

relation force-vitesse éloignée de leur pente optimale, plus leur performance était faible comparée à la performance possible avec une pente optimale⁴².

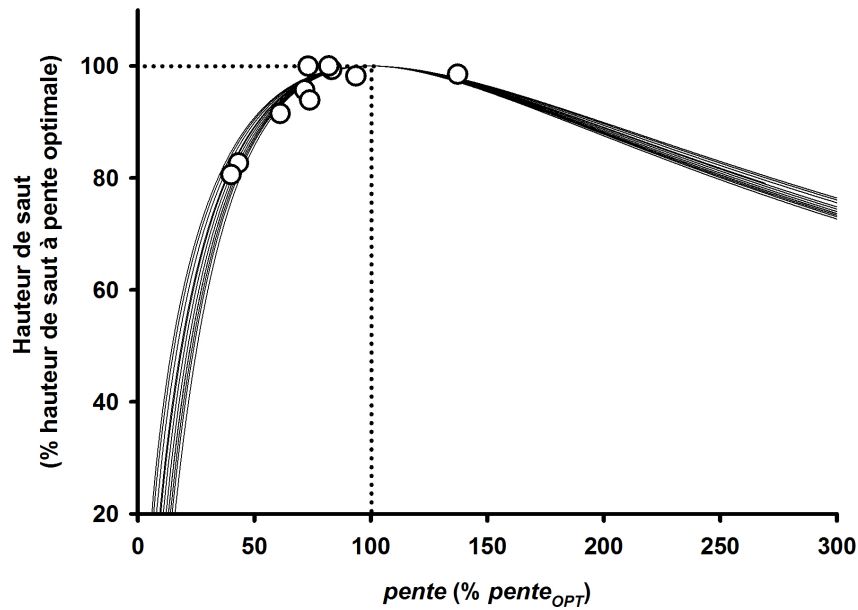


Figure 51

Diminution de la performance en saut avec l'éloignement de la pente de la relation force-vitesse par rapport à la pente optimale. Chaque ligne noire correspond à des conditions particulières de h_{PO} et \bar{P}_{max} (h_{PO} variant de 0,2 à 0,7m ; \bar{P}_{max} variant de 15 à 60 W.kg⁻¹). Les ronds blancs correspondent aux valeurs expérimentales des sujets testés dans la PARTIE 1.

Par conséquent, différentes performances en saut peuvent être obtenues avec des valeurs identiques de \bar{P}_{max} et h_{PO} , ces différences étant dues à des variations de pente. Or, d'après l'équation 19 (p. 61), lorsque la masse et la distance de poussée ne varient pas, la hauteur de saut et la puissance développée sont directement liées, c'est-à-dire que toute variation de l'un implique une variation de l'autre :

$$\bar{P} = mg \left(\frac{h}{h_{PO}} + 1 \right) \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Eq. 19}$$

Ainsi, les variations de hauteur de saut observées lorsque \bar{P}_{max} et h_{PO} restent constants (Figure 49) ne peuvent s'expliquer que par le fait que la puissance développée lors du saut n'est pas toujours égale à \bar{P}_{max} . Ceci est illustré dans la Figure 52 représentant deux individus ayant les mêmes \bar{P}_{max} (30 W.kg⁻¹) et h_{PO} (0,4 m), mais des profils force-vitesse différents. Celui qui

⁴² La pente optimale de chaque sujet a été calculée à partir de leurs valeurs de \bar{P}_{max} et de h_{PO} et en utilisant l'expression de $pente_{OPT}(\bar{P}_{max}, h_{PO})$ présentée en appendice p. 130.

présente un profil optimal développe une plus grande puissance lors d'un saut maximal que l'autre dont le profil est trop orienté « vitesse ».

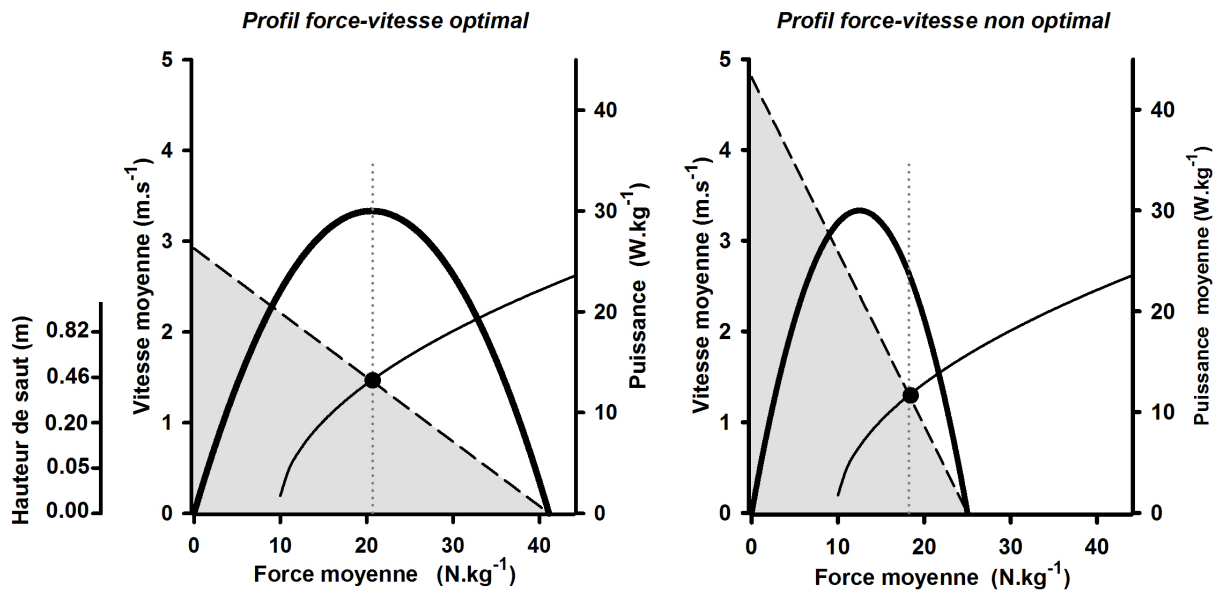


Figure 52

Représentation théorique des contraintes mécaniques imposées par la dynamique du mouvement (ligne fine continue) et par les propriétés musculaires (ligne discontinue : relation force-vitesse) lors d'un saut vertical chez deux individus différents ayant une même distance de poussée $h_{p0} = 0,4$ m (pour plus de détails, voir PARTIE 2a et figure 39). La ligne noire épaisse représente la puissance que peuvent développer les membres inférieurs en fonction de la force produite lors de la poussée (relation puissance-force), les deux individus présentant la même puissance maximale ($\bar{P}_{max} = 30$ W.kg⁻¹). Pour chaque individu, la condition de saut permettant la plus grande performance est marquée par un rond noir. Pour l'individu ayant une pente de relation force-vitesse optimale (à gauche), cette condition de saut correspond aux conditions optimales de force et de vitesse permettant le développement de \bar{P}_{max} . L'individu présentant une pente non optimale ne peut développer qu'une puissance inférieure à \bar{P}_{max} lors de son saut (à droite). Ceci explique les différences de hauteur de saut atteintes par ces deux individus présentant les mêmes valeurs de h_{p0} et de \bar{P}_{max} (chaque vitesse moyenne de poussée correspond à une hauteur de saut, cf. PARTIE 2a).

Par conséquent, le profil force-vitesse d'un individu détermine le niveau de puissance (par rapport à sa \bar{P}_{max}) qu'il développe lors d'une phase de poussée. Le profil optimal (*i.e.* $pente_{OPT}$) est le profil lui permettant de développer sa puissance maximale. La Figure 53 (cadran de gauche) montre l'influence de la pente de la relation force-vitesse (en % de la pente optimale) sur la puissance développée lors d'un saut maximal⁴³ (exprimée en % de \bar{P}_{max}). La puissance développée est égale à \bar{P}_{max} lorsque la pente est optimale, et son évolution avec la

⁴³ La puissance développée lors d'un saut maximal en fonction de \bar{P}_{max} , $pente$ et h_{p0} peut être obtenue en utilisant les équations 19 et 39.

« dégradation » de la pente est similaire à celle de la hauteur de saut (Figure 51), ce qui est en accord avec le lien direct entre puissance développée et hauteur de saut (Figure 53, cadran de droite).

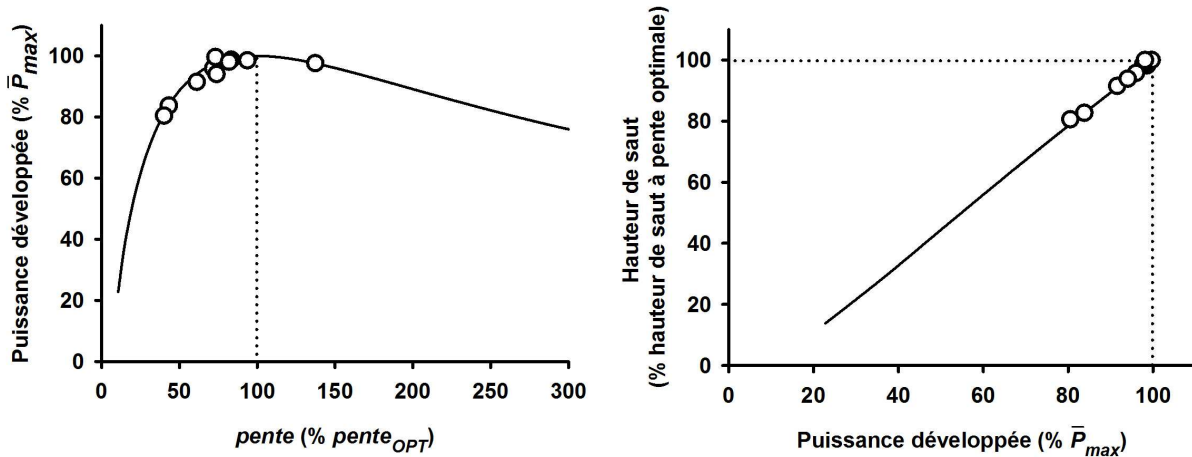


Figure 53

A gauche : puissance développée lors d'un saut (en % \bar{P}_{max}) en fonction de la pente de la relation force-vitesse (en % pente optimale). A droite : effet de cette puissance développée (en % \bar{P}_{max}) sur la hauteur de saut (en % de la hauteur pouvant être atteinte avec une pente optimale). Les lignes noires représentent les évolutions théoriques pour $h_{PO}=0,4$ m et $\bar{P}_{max} = 22,5$ W.kg⁻¹, ces évolutions ne variant que très peu avec h_{PO} et \bar{P}_{max} (cf. Figure 51). Les ronds blancs correspondent aux valeurs expérimentales des sujets testés dans la PARTIE 1.

IV. DISCUSSION

Cette dernière partie du travail de thèse visait à déterminer les effets respectifs des capacités de production de puissance et du profil force-vitesse d'un individu sur la performance en saut. A partir de l'approche décrite dans la partie précédente, une nouvelle expression mathématique a été proposée pour donner la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en fonction de la distance de poussée, de la puissance maximale que ses membres inférieurs peuvent développer et de la pente de la relation force-vitesse.

1. Puissance maximale et performance en saut

Le lien entre la performance en saut et les capacités de puissance avait été critiqué par Winter (2005). Pour lui, la performance en saut ne dépend pas des capacités de puissance des membres inférieurs mais de la capacité à produire une grande impulsion. Cependant, cette dernière ne représente pas une capacité mécanique des membres inférieurs. La question soulevée dans l'introduction générale de ce travail était de savoir quelles étaient les capacités mécaniques des membres inférieurs permettant de produire cette grande impulsion lors d'une poussée, et donc de sauter haut. Les différentes parties de ce travail de thèse (PARTIE 1, PARTIE 2a et 2b) permettent de répondre à cette question.

Il est important de dissocier ici la puissance développée lors d'une poussée maximale et la puissance maximale que les membres inférieurs sont capables de produire. D'après l'équation 19 (ci dessus ou PARTIE 1, p. 61), la hauteur de saut est liée directement à la puissance relative développée lors de la poussée uniquement si la distance de poussée est fixée : deux individus dont les h_{PO} sont différentes peuvent produire la même puissance (relative à leur masse) tout en sautant à des hauteurs différentes. Lorsque les distances de poussées sont identiques, celui qui produit la plus grande puissance relative à sa masse saute le plus haut. Ainsi, si la distance de poussée est fixée, la capacité à produire une grande impulsion dépend uniquement de la capacité à développer une grande puissance. Dans cette situation (h_{PO} fixée), la capacité à produire une grande puissance lors d'une poussée est fortement liée à la puissance maximale que les membres inférieurs sont capables de développer, mais pas uniquement. Deux individus ayant la même \bar{P}_{max} (et la même h_{PO}) peuvent développer des puissances différentes lors de la poussée, et donc sauter à des hauteurs différentes. Ces différences sont liées aux profils force-vitesse de ces deux individus, c'est-à-dire à la pente de leur relation force-vitesse. Il existe une pente optimale, autrement dit un équilibre optimal entre les capacités de force et de vitesse, permettant à l'individu de produire sa puissance maximale lors de la poussée maximale d'un saut. Plus le profil s'éloigne de cet optimal, plus le niveau de puissance développée par rapport à \bar{P}_{max} est faible, et plus la hauteur de saut est basse.

Par conséquent, pour sauter haut, il faut présenter une puissance maximale des membres inférieurs importante et un profil force-vitesse optimal. Notons tout de même que la performance en saut est plus sensible aux variations de puissance maximale qu'aux variations de profil force-vitesse. En effet, \bar{P}_{max} est la caractéristique mécanique des membres inférieurs qui influence le plus la performance en saut (Figure 47). L'influence relative de la force maximale (\bar{F}_0) sur la hauteur de saut, présentée dans la Figure 40 (PARTIE 2a, p. 93), est

également importante, pouvant même paraître plus élevée que celle de \bar{P}_{\max} . Cependant, lors de l'analyse de sensibilité réalisée dans la partie précédente, l'augmentation de \bar{F}_0 induisait des augmentations de \bar{P}_{\max} , mais également un rapprochement de la pente de la relation force-vitesse à la pente optimale. Ainsi, les variations de \bar{F}_0 cumulaient les effets positifs respectifs de \bar{P}_{\max} et du profil force-vitesse.

2. Profil force-vitesse optimal

Le profil force-vitesse optimal est donc le profil force-vitesse permettant de développer sa puissance maximale lors de la phase de poussée d'un saut maximal. Cette notion de profil force-vitesse est à rapprocher des relations puissance-vitesse ou puissance-charge. D'après les relations puissance-vitesse, la puissance maximale ne peut être développée que dans des conditions optimales de mouvements, caractérisées par des valeurs optimales de vitesse et de force. Lors d'une poussée maximale réalisée contre une charge constante (comme un saut vertical), la force et la vitesse sont dépendantes de cette charge. Ainsi, la puissance maximale ne peut être développée que contre une charge optimale, comme cela est le cas lors d'exercices de pédalage (Vandewalle et al., 1987a; Arzac et al., 1996). La connaissance de cette charge optimale pour des mouvements de poussée verticale est très intéressante pour l'évaluation et le choix des charges d'entraînement des athlètes (Cronin et Sleivert, 2005), pour concevoir des nouveaux outils de mesures (Martin et Spiriduso, 2001) ou encore pour évaluer l'effet de la taille (ou de la masse) sur les performances physiques (Challis, 2004; Markovic et Jaric, 2004). Ces charges optimales ont largement été étudiées ces dernières années (Dugan et al., 2004; Cormie et al., 2007d; Harris et al., 2007; Markovic et Jaric, 2007; Sheppard et al., 2008; Jaric et Markovic, 2009). Certaines de ces études montrent que la charge optimale est égale à la masse corporelle, ou du moins en est très proche (Davies et Young, 1984; Driss et al., 2001; Rahmani et al., 2001; Cormie et al., 2007c; Cormie et al., 2007d; Markovic et Jaric, 2007). Récemment, Jaric et Markovic ont expliqué ces résultats par l'hypothèse que le système locomoteur (membres inférieurs) est conçu de nature pour porter et déplacer son propre poids de corps, et donc fonctionne de manière optimale contre une charge égale à la masse corporelle (Jaric et Markovic, 2009). Néanmoins, d'autres études, réalisées sur des sujets habitués à mobiliser des charges additionnelles lors de leur entraînement (rugbymen de haut niveau par exemple), mettent en avant des charges optimales supérieures à la masse corporelle des individus (Sleivert et Taingahue, 2004; Harris et al., 2007; Thomas et al., 2007). Notons que la plupart des études qui ont mesuré les puissances maximales lors de poussées

sans charge additionnelle n'ont pas testé de conditions avec des charges inférieures à la masse corporelle. Ainsi, la véritable charge optimale faisait peut-être partie de ces charges plus faibles (conditions d'allègement), comme le soulignent Rahmani et collaborateurs dans leur étude de 2001.

Les résultats présentés dans cette dernière partie expliquent ces différences de charges optimales par le profil force-vitesse des sujets. Seuls les individus ayant un profil force-vitesse optimal développent leur puissance maximale lors d'un saut vertical, c'est-à-dire contre leur propre masse corporelle. Les athlètes entraînés en force, c'est-à-dire habitués aux exercices de musculation avec charges additionnelles, sont susceptibles de présenter un profil davantage « force » que « vitesse », ce qui explique le développement de \bar{P}_{\max} à des charges supérieures à leur poids de corps. Par opposition, des individus avec un profil plutôt vitesse, comme pourraient l'être des sportifs ne mobilisant pas leur masse corporelle contre la gravité dans leur discipline (e.g. des nageurs de vitesse ou joueurs de water polo), auront peut-être des charges optimales inférieures à leur poids de corps, ce qui nécessitera des systèmes d'allègement pour les mettre en évidence. Ces résultats ne s'opposent pas aux hypothèses de Jaric et Markovic si on considère que les différences de profils force-vitesse sont induites par le type d'entraînement subi par les sportifs. De cette manière, les individus qui ne seraient pas impliqués dans des processus d'entraînement particulier devraient présenter des profils force-vitesse optimaux, c'est-à-dire avec une charge optimale égale à la masse corporelle. Certaines études sur les animaux supportent cette hypothèse en défendant le fait que les propriétés musculaires sont adaptées aux fonctions vitales de l'animal (Rome, 2002), et notamment à la capacité à développer une puissance maximale lors de mouvements explosifs comme les sauts (Lutz et Rome, 1994). Ainsi, les animaux présenteraient naturellement des profils force-vitesse optimaux.

3. Profil force-vitesse et entraînement sportif

Compte tenu de l'effet du profil force-vitesse sur la performance lors de mouvements explosifs et de son intérêt dans le choix des charges d'entraînement, il semble très intéressant d'intégrer la quantification de ces qualités force-vitesse dans l'évaluation des athlètes, comme proposé précédemment par différents auteurs *via* l'utilisation des relations puissance-vitesse ou puissance-charge (Rahmani et al., 2001; Sheppard et al., 2008; Jaric et Markovic, 2009). Au-delà de ces relations, le profil force-vitesse d'un individu est un élément important à estimer, notamment par l'intermédiaire de la pente de la relation force-vitesse.

Comme l'indice de Bosco, cette valeur de pente en valeur brute permet de comparer les profils de différents individus entre eux, et donc de voir si un athlète est davantage « force » ou « vitesse » par rapport à un autre athlète. Cependant, l'indice de Bosco ou la pente brute ne permettent pas de réorienter les charges d'entraînement d'un sportif en fonction uniquement de son propre profil force-vitesse. Par exemple, un athlète présentant un profil orienté en « force » aura intérêt à travailler en priorité ses qualités de vitesse (e.g. avec des charges très légères, Caiozzo et al., 1981; Kaneko et al., 1983), ce qui induira un gain de \bar{P}_{\max} , mais également un profil force-vitesse plus optimal lui permettant de développer un niveau de \bar{P}_{\max} plus important lors des mouvements explosifs. Et inversement pour un sportif dont le profil est trop orienté vers la vitesse. Il est donc essentiel d'avoir un indicateur qui tient compte du profil force-vitesse optimal, ce profil optimal étant spécifique à chacun (car dépendant de h_{PO} et \bar{P}_{\max}). La pente de la relation force-vitesse exprimée en pourcentage de la pente optimale (comme sur les Figures 51 et 52) pourrait alors être un bon indicateur du profil force-vitesse d'un individu. Une valeur de 100% indique une pente optimale, les valeurs plus faibles ou plus élevées représentant des déséquilibres en faveur respectivement de la vitesse ou de la force. Il est important de noter que les valeurs de la pente optimale varient avec h_{PO} et \bar{P}_{\max} , ce qui pourrait impliquer, au cours du processus d'entraînement, des changements de la pente optimale cible causés par l'augmentation de \bar{P}_{\max} . Néanmoins, h_{PO} ne varie pas pour un même athlète, et les variations de pente optimale avec les modifications de \bar{P}_{\max} sont relativement faibles, comme en atteste la Figure 50. Par conséquent, le calcul de la pente de la relation force-vitesse et sa normalisation par rapport à la pente optimale semble être un bon paramètre pour quantifier le profil force-vitesse d'un athlète et orienter son entraînement. Cet indicateur peut être calculé à partir de sauts réalisés dans différentes conditions de charge (au minimum deux), et en utilisant la méthodologie et les équations présentées dans les PARTIE 1 et 2b.

Il est intéressant de comparer cet indicateur de profil force-vitesse à l'indice de Bosco, même si ce dernier n'a été que très peu utilisé. Les données présentées dans la PARTIE 1 ont été utilisées pour calculer, pour les différents sujets, la pente de la relation force-vitesse (exprimée en % de la pente optimale) et l'indice de Bosco (à partir du saut réalisé sans charge additionnelle et du saut effectué avec 75% de la masse corporelle sur les épaules). La Figure 54 présente la forte relation qui existe entre ces deux indices. Le principal inconvénient de l'indice de Bosco est l'absence d'une valeur optimale, et donc l'impossibilité de relativiser le profil d'un individu par rapport à son profil optimal qui lui permettrait d'être plus performant lors de mouvements explosifs. Il serait alors intéressant de tester sur une plus grande population la constance et la qualité de cette relation entre l'indicateur basé sur la pente de la relation force-

vitesse et l'indice de Bosco. Le but ultime serait alors d'essayer de déterminer une valeur optimale de cet indice de Bosco. Cette valeur optimale serait la valeur qui correspondrait à la pente optimale. A partir du petit nombre de données présentées ici, la valeur optimale de l'indice de Bosco semble être comprise entre 40 et 45% (Figure 54), pour un indice calculé avec un saut chargé à 75% de la masse corporelle (vs. 100% utilisé par Bosco).

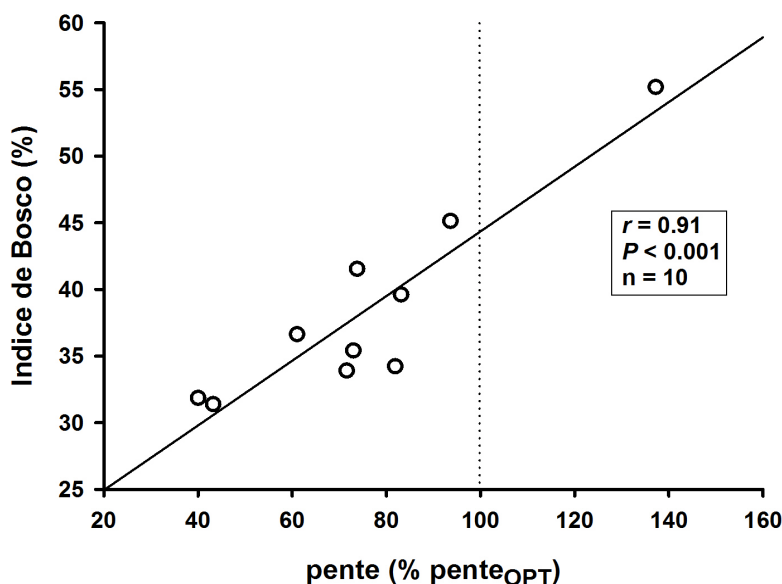


Figure 54
Relation entre l'indice de Bosco et l'indice de profil force-vitesse proposé dans cette étude. Cette relation est réalisée à partir des données mesurées dans la PARTIE 1. La ligne noire représente la régression linéaire donnant l'indice de Bosco à partir de l'indice de profil force-vitesse ($y = 0,24 x + 20,1$; $r^2 = 0,83$)

V. CONCLUSION

Cette dernière partie du travail de thèse a mis en évidence les influences indépendantes de la puissance maximale pouvant être développée par les membres inférieurs et du profil force-vitesse de ces derniers sur la performance en saut. Cette notion de profil force-vitesse, approchée par la pente de la relation force-vitesse, fait référence aux différentes combinaisons de capacités de force (\bar{F}_0) et de vitesse (\bar{v}_0) pouvant conduire aux mêmes capacités de puissance. Cette analyse a permis de montrer que la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre est fortement liée à sa puissance maximale, mais également à son profil force-vitesse, ces deux entités déterminant le niveau de puissance qui est développé lors d'une poussée verticale maximale. Pour une puissance maximale donnée, il existe un profil force-vitesse optimal maximisant la performance en saut.

Altius : ni citius, ni Fortius, mais un compromis des deux !

Pour un individu donné, la capacité de puissance des membres inférieurs est tout de même le paramètre mécanique influençant le plus la performance en saut. Néanmoins, le profil force-

vitesse d'un athlète est intéressant à évaluer pour optimiser ses performances, mais également pour orienter ses entraînements.

Il serait maintenant intéressant d'explorer les profils force-vitesse sur d'autres parties du corps et/ou lors d'autres types de mouvements, comme par exemple ceux des membres supérieurs lors de lancer. Les profils optimaux seraient sûrement différents compte tenu des différences de charge à mobiliser : le profil optimal d'un lanceur de poids doit être différent de celui d'un lanceur de javelot.

VI. APPENDICES

Valeurs des variables mécaniques pour lesquelles les équations présentées sont vraies

Les variables mécaniques (\bar{F}_0 , \bar{v}_0 , \bar{P}_{\max} , *pente* et h_{PO}) incluses dans les équations doivent être cohérentes avec la dynamique du saut.

- Etant une distance, h_{PO} doit être une valeur réelle positive :

$$h_{PO} > 0 \quad \text{Eq. A16}$$

- Pour qu'il y ait décollage, la force verticale moyenne (en N) développée lors de la poussée doit être supérieure au poids de corps. Ainsi, lorsqu'elle est exprimée en fonction de la masse corporelle (en N.kg⁻¹), la force verticale moyenne, et donc \bar{F}_0 , doit être une valeur réelle positive supérieure à l'accélération gravitationnelle :

$$\bar{F}_0 > g \quad \text{Eq. A17}$$

- De la même manière, la vitesse verticale moyenne du centre de masse lors de la poussée doit être une valeur positive pour décoller. Ainsi,

$$\bar{v}_0 > 0 \quad \text{Eq. A18}$$

- A partir des équations 40 et 41, \bar{v}_0 peut être exprimée en fonction de \bar{P}_{\max} et *pente* :

$$\bar{v}_0 = 2\sqrt{\frac{\bar{P}_{\max}}{-pente}} \quad \text{Eq. A19}$$

avec *pente* < 0 étant donné que $\bar{F}_0 > g$ et $\bar{v}_0 > 0$.

Comme $\bar{F}_0 > g$, et à partir de l'équation 40 :

$$\bar{P}_{\max} > \frac{g\bar{v}_0}{4} \quad \text{Eq. A20}$$

En remplaçant l'équation A19 dans l'équation A20 :

$$\bar{P}_{\max} > \frac{g}{2} \sqrt{\frac{\bar{P}_{\max}}{-\text{pente}}} \quad \text{Eq. A21}$$

et donc

$$\bar{P}_{\max} > -\frac{g^2}{4\text{pente}} \quad \text{Eq. A22}$$

- Si les conditions décrites par l'équation A22 sont vérifiées, alors

$$\text{pente} < -\frac{g^2}{4\bar{P}_{\max}} \quad \text{Eq. A23}$$

Expression mathématique de la pente optimale en fonction de \bar{P}_{\max} et h_{PO}

La pente optimale de la relation force-vitesse (pente_{OPT}) est la pente permettant de maximiser la hauteur de saut pouvant être atteinte par un individu (h_{\max}). L'expression mathématique de pente_{OPT} en fonction de \bar{P}_{\max} et h_{PO} est une solution valide de :

$$\frac{dh_{\max}}{d\text{pente}} = 0 \quad \text{Eq. 40}$$

La dérivée de la fonction $h_{\max}(\bar{P}_{\max}, h_{PO}, \text{pente})$ en fonction de pente est :

$$\frac{dh_{\max}}{d\text{pente}} = \frac{h_{PO}^2}{g} \left(\frac{\text{pente} - \frac{4\bar{P}_{\max}}{h_{PO}\sqrt{-\bar{P}_{\max}\cdot\text{pente}}}}{4\sqrt{\frac{1}{4}\text{pente}^2 + \frac{2}{h_{PO}}(2\sqrt{-\bar{P}_{\max}\text{pente}} - g)} + \frac{1}{2}} + \frac{1}{2} \right) \left(\sqrt{\frac{1}{4}\text{pente}^2 + \frac{2}{h_{PO}}(2\sqrt{-\bar{P}_{\max}\text{pente}} - g)} + \frac{1}{2}\text{pente} \right) \quad \text{Eq. A24}$$

La résolution de l'équation A24 donne quatre solutions, dont une seule ne correspond à des valeurs réelles de pente_{OPT} dans le domaine de valeurs pour lequel la fonction

$h_{\max}(\bar{P}_{\max}, h_{PO}, \text{pente})$ est définie :

$$\text{pente}_{OPT} = -\frac{g^2}{3\bar{P}_{\max}} - \frac{(-g^4)h_{PO}^4 - 12gh_{PO}^3\bar{P}_{\max}^2}{3h_{PO}^2\bar{P}_{\max}Z(\bar{P}_{\max}, h_{PO})} - \frac{Z(\bar{P}_{\max}, h_{PO})}{3h_{PO}^2\bar{P}_{\max}} \quad \text{Eq. A25}$$

avec

$$Z(\bar{P}_{\max}, h_{PO}) = \left(-g^6 h_{PO}^6 - 18g^3 h_{PO}^5 \bar{P}_{\max}^2 - 54h_{PO}^4 \bar{P}_{\max}^4 + 6\sqrt{3}\sqrt{2g^3 h_{PO}^9 \bar{P}_{\max}^6 + 27h_{PO}^8 \bar{P}_{\max}^8} \right)^{1/3} \quad \text{Eq. A26}$$

CONCLUSION GENERALE & PERSPECTIVES

Ce travail de thèse visait à étudier, en utilisant des approches théoriques intégratives, les capacités mécaniques des membres inférieurs et leur implication dans la performance lors de mouvements explosifs.

Les capacités mécaniques des membres inférieurs sont décrites par les relations entre les capacités de production de force ou de puissance des membres inférieurs et leur vitesse d'extension. La détermination de ces relations nécessite de mesurer précisément la force, la puissance et la vitesse lors de mouvements maximaux effectués dans différentes conditions de chargement et de vitesse. La première partie de ce travail de thèse a proposé une nouvelle méthode simple d'évaluation de ces capacités mécaniques. Une application des principes fondamentaux de la dynamique au saut vertical a conduit à trois équations mathématiques donnant respectivement les valeurs moyennes de force, de vitesse et de puissance développées lors d'une phase de poussée d'un saut maximal à partir de trois paramètres simples : la hauteur de saut atteinte, la distance verticale de poussée et la masse mobilisée (masse de l'individu et/ou masse additionnelle). La précision et la reproductibilité de cette méthode ont été validées expérimentalement en comparant les valeurs obtenues avec les équations proposées à celles mesurées avec la méthode de référence (plate-forme de force). Cette nouvelle méthode présente une qualité de mesure semblable aux outils de laboratoire avec une simplicité lui permettant d'être utilisée sur le terrain. Par ailleurs, les équations proposées ont permis d'éclaircir le lien entre la puissance développée lors d'un saut et la hauteur atteinte, notamment en mettant en évidence l'importance de la prise en compte de la distance verticale de poussée.

La deuxième partie du travail de thèse a proposé une nouvelle approche théorique intégrative afin de mettre en avant l'implication des capacités mécaniques des membres inférieurs dans la performance lors de mouvements explosifs.

Tout d'abord, en considérant à la fois les contraintes mécaniques du mouvement et celles des membres inférieurs, cette approche a conduit à une expression mathématique de la hauteur maximale de saut qu'un individu peut atteindre en fonction de seulement trois caractéristiques de ses membres inférieurs : leur capacité maximale de production de force, leur vitesse maximale d'extension et leur amplitude de déploiement. En plus de mettre en avant les variables mécaniques qui sont impliquées dans la performance en saut, cette équation a permis de montrer et quantifier l'influence positive de ces trois caractéristiques mécaniques. L'originalité de cette approche est de résumer en une seule équation tous les facteurs précédemment liés à la performance en saut. Une telle approche théorique intégrative peut

constituer une première étape importante dans l'analyse des différences de performances en saut entre les individus, entre les espèces, et pour un même individu entre deux moments différents. Ce niveau d'analyse macroscopique peut être utile pour guider et orienter l'exploration des mécanismes physiologiques sous-jacents situés à des niveaux d'organisations inférieurs beaucoup plus complexes.

Ensuite, cette approche théorique intégrative a été utilisée pour appréhender la notion de profil force-vitesse d'un individu et pour en étudier l'influence sur la performance en saut. Cette notion de profil force-vitesse, appréciée par la pente de la relation force-vitesse, fait référence aux différentes combinaisons de force et vitesse maximales des membres inférieures pouvant induire les mêmes capacités de puissance. Dans cette dernière étude, la hauteur de saut a été exprimée mathématiquement en fonction de la distance de poussée, de la puissance maximale et de la pente de la relation force-vitesse. Cette analyse a permis de montrer que la performance en saut est fortement liée à la puissance maximale des membres inférieurs, mais également à leur profil force-vitesse, ces deux entités déterminant le niveau de puissance qui est développé lors d'une poussée verticale maximale. Pour chaque individu, un profil force-vitesse optimal maximisant la hauteur de saut a été mis en évidence. Produire une grande impulsion lors d'une phase d'extension des membres inférieurs requière une puissance maximale élevée et un profil force-vitesse optimal. Le profil force-vitesse d'un athlète, et la comparaison au profil optimal, semble être intéressant à évaluer dans le but d'optimiser ses performances lors de mouvements explosifs visant à accélérer sa propre masse.

Ce travail de thèse ouvre de nouvelles perspectives de recherche. Il serait notamment intéressant :

- d'appliquer la méthode d'évaluation des capacités mécaniques des membres inférieurs aux membres supérieurs. Des essais préliminaires encourageants ont déjà été effectués sur un mouvement guidé de développé couché. Néanmoins, certains paramètres importants, comme les forces de friction des barres guidées et l'inertie des membres, n'ont pas été pris en compte. Il s'agirait alors de quantifier l'erreur induite par la négligence de ces éléments, et/ou d'en tenir compte, afin de valider la méthode par comparaison à la méthode de référence. Une telle méthode pourrait être alors utilisée dans les salles de musculation pour mesurer de manière très simple les capacités mécaniques des membres supérieurs, notamment la puissance maximale, le profil force-vitesse ou encore la charge optimale.
- d'étudier l'implication des différentes capacités mécaniques des membres inférieurs en fonction de l'inclinaison de la poussée. En effet, les influences des capacités de

« force » ou de « vitesse » des membres inférieurs, et notamment l'effet du profil force-vitesse, sont susceptibles de changer en fonction de l'angle de poussée, avec probablement une plus grande importance des qualités de vitesse lorsque la direction de la poussée s'approche de l'horizontale. La prise en compte de l'angle de poussée dans l'approche théorique proposée dans la PARTIE 2 permettrait d'analyser les différences de qualités musculaires nécessaires lors d'un départ en sprint par rapport à celles requises pour un saut vertical. Des mesures expérimentales lors de poussées (unilatérales et bilatérales) sur plan incliné seraient alors envisageables pour appuyer les résultats théoriques. De même, ce type d'étude permettrait de comprendre les différences de capacités mécaniques des pattes postérieures chez certains animaux habitués à des mouvements maximaux dont l'inclinaison diffère. De la même manière, des mesures expérimentales sur des animaux, avec évaluation des capacités mécaniques de leurs membres propulseurs, seraient intéressantes pour appuyer les transpositions possibles des résultats présentés dans ce travail au monde animal.

- d'adopter le même type d'approche théorique intégrative à d'autres mouvements maximaux, comme le sprint en course à pied. Il s'agirait d'identifier les capacités mécaniques des membres inférieurs déterminant la performance lors de la phase d'accélération (constituée d'une succession de poussées maximales) en prenant compte à la fois des contraintes mécaniques du mouvement lui-même et celles du générateur de force.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Adamson, G. T. and Whitney, R. J.** (1971). Critical Appraisal of Jumping as a Measure of Human Power. In *Biomechanics II*, vol. 6 eds. J. Vredenburg and J. Wartenweiller), pp. 208-211. Basel: Karger, S.
- Aerts, P.** (1998). Vertical jumping in galago senegalensis: the quest for an obligate mechanical power amplifier. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* **353**, 1607-1620.
- Alexander, R. M.** (1985). The maximum forces exerted by animals. *J. Exp. Biol.* **115**, 231-238.
- Alexander, R. M.** (1995). Leg design and jumping technique for humans, other vertebrates and insects. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* **347**, 235-248.
- Alexander, R. M.** (2003a). Climbing and Jumping. In *Principles of animal locomotion*, pp. 146-165: Princeton University Press.
- Alexander, R. M.** (2003b). Modelling approaches in biomechanics. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* **358**, 1429-1435.
- Andrews, G. C.** (1983). Biomechanical measures of muscular effort. *Med. Sci. Sports Exerc.* **15**, 199-207.
- Aragon-Vargas, L. F. and Gross, M. M.** (1997a). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences among individuals. *J. Appl. Biomech.* **13**, 24-44.
- Aragon-Vargas, L. F. and Gross, M. M.** (1997b). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences within individuals. *J. Appl. Biomech.* **13**, 45-65.
- Arsac, L. M., Belli, A. and Lacour, J. R.** (1996). Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur. J. Appl. Physiol.* **74**, 100-106
- Asmussen, E. and Bonde-Petersen, F.** (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* **91**, 385-392.
- Avis, F. J., Hoving, A. and Toussaint, H. M.** (1985). A dynamometer for the measurement of force, velocity, work and power during an explosive leg extension. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **54**, 210-215.
- Bassey, E. J. and Short, A. H.** (1990). A new method for measuring power output in a single leg extension: feasibility, reliability and validity. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **60**, 385-390.
- Belli, A. and Lacour, J. R.** (1989). Treadmill ergometer for power output measurement during sprint running. Abstract 391. In *XII^o Congress of the International Society of Biomechanics*. Los Angeles, USA.
- Bennet-Clark, H. C.** (1975). The energetics of the jump of the locust *Schistocerca gregaria*. *J. Exp. Biol.* **63**, 53-83.
- Best, C. H. and Partridge, R. C.** (1928). The equation of motion of a runner exerting a maximal effort. *Proc. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* **103**, 218-225.
- Bland, J. M. and Altman, D. G.** (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* **1**, 307-310.

- Bobbert, M. F.** (2001). Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: a simulation study. *J. Exp. Biol.* **204**, 533-542.
- Bobbert, M. F. and Van Soest, A. J.** (1994). Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med. Sci. Sports Exerc.* **26**, 1012-1020.
- Bobbert, M. F. and Casius, L. J.** (2005). Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med. Sci. Sports Exerc.* **37**, 440-446.
- Bobbert, M. F., Gerritsen, K. G., Litjens, M. C. and Van Soest, A. J.** (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med. Sci. Sports Exerc.* **28**, 1402-1412.
- Bojsen-Moller, J., Magnusson, S. P., Rasmussen, L. R., Kjaer, M. and Aagaard, P.** (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J. Appl. Physiol.* **99**, 986-994.
- Bosco, C.** (1992). L'évaluation de la force par le test de Bosco. Roma: Societa Sampa Sportiva.
- Bosco, C. and Komi, P. V.** (1979a). Mechanical characteristics and fiber composition of human leg extensor muscles. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **41**, 275-284.
- Bosco, C. and Komi, P. V.** (1979b). Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol. Scand.* **106**, 467-472.
- Bosco, C., Tarkka, I. and Komi, P. V.** (1982a). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int. J. Sports Med.* **3**, 137-140.
- Bosco, C., Luhtanen, P. and Komi, P. V.** (1983). A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **50**, 273-282.
- Bosco, C., Viitasalo, J. T., Komi, P. V. and Luhtanen, P.** (1982b). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol. Scand.* **114**, 557-565.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **70**, 379-386.
- Bouisset, S.** (1973). EMG and muscle force in normal motor activities. In *New developments in electromyography and clinical neurophysiology*, vol. 1 (ed. J. E. Desmedt), pp. 547-583. Basel: Karger.
- Burrows, M.** (2006). Morphology and action of the hind leg joints controlling jumping in frog hopper insects. *J. Exp. Biol.* **209**, 4622-4637.
- Burrows, M. and Sutton, G. P.** (2008). The effect of leg length on jumping performance of short- and long-legged leafhopper insects. *J. Exp. Biol.* **211**, 1317-1325.
- Caiozzo, V. J., Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.** (1981). Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J. Appl. Physiol.* **51**, 750-754.
- Canavan, P. K. and Vescovi, J. D.** (2004). Evaluation of power prediction equations: peak vertical jumping power in women. *Med. Sci. Sports Exerc.* **36**, 1589-1593.

- Cavagna, G. A.** (1975). Force platforms as ergometers. *J. Appl. Physiol.* **39**, 174-179.
- Cavagna, G. A., Komarek, L. and Mazzoleni, S.** (1971). The mechanics of sprint running. *J. Physiol.* **217**, 709-721.
- Cavanagh, P. R. and Sanderson, J. S.** (1986). The biomechanics of cycling: Studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In *Science of cycling*, (ed. E. R. Burke), pp. 90-122. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Challis, J. H.** (2004). Examination of the scaling of human jumping. *J. Strength. Cond. Res.* **18**, 803-809.
- Cheng, K. B.** (2008). The relationship between joint strength and standing vertical jump performance. *J. Appl. Biomech.* **24**, 224-233.
- Choi, I. and Park, K.** (1996). Variations in take-off velocity of anuran amphibians: Relation to morphology, muscle contractile function and enzyme activity. *Comp. Biochem. Physiol.* **113A**, 393-400.
- Choi, I., Shim, J. H. and Ricklefs, R. E.** (2003). Morphometric relationships of take-off speed in anuran amphibians. *J. Exp. Zool. A Comp. Exp. Biol.* **299**, 99-102.
- Cormie, P., McBride, J. M. and McCaulley, G. O.** (2007a). Validation of power measurement techniques in dynamic lower body resistance exercises. *J. Appl. Biomech.* **23**, 103-118.
- Cormie, P., Deane, R. and McBride, J. M.** (2007b). Methodological concerns for determining power output in the jump squat. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 424-430.
- Cormie, P., McCaulley, G. O. and McBride, J. M.** (2007c). Power versus strength-power jump squat training: influence on the load-power relationship. *Med. Sci. Sports Exerc.* **39**, 996-1003.
- Cormie, P., McCaulley, G. O., Triplett, N. T. and McBride, J. M.** (2007d). Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Med. Sci. Sports Exerc.* **39**, 340-349.
- Cronin, J. and Sleivert, G.** (2005). Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med.* **35**, 213-234.
- Cronin, J. B., McNair, P. J. and Marshall, R. N.** (2002). Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *J. Sports Med. Phys. Fitness* **42**, 267-273.
- Darwin, C. R.** (1859). On the origin of species by means of natural selection, or the preservation of favoured races in the struggle for life. London: John Murray. 1st edition.
- Davies, C. T. and Rennie, R.** (1968). Human power output. *Nature* **217**, 770-771.
- Davies, C. T. and Young, K.** (1984). Effects of external loading on short term power output in children and young male adults. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **52**, 351-354.
- Davis, D. S., Briscoe, D. A., Markowski, C. T., Saviile, S. E. and Taylor, C. J.** (2003). Physical characteristics that predict vertical jump performance in recreational male athletes. *Physical Therapy in Sport* **4**, 167-174.
- Dern, R. J., Levene, J. M. and Blair, H. A.** (1947). Forces exerted at different velocities in human arm movements. *Am. J. Physiol.* **151**, 415-437.

- Domire, Z. J. and Challis, J. H.** (2007). The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. *J. Sports Sci.* **25**, 193-200.
- Dowling, J. J. and Vamos, L.** (1993). Identification of kinetic and temporal factors related to vertical jump performance. *J. Appl. Biomech.* **9**, 95-110.
- 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. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **38**, 286-293. .
- Driss, T., Vandewalle, H., Quièvre, J., Miller, C. and Monod, H.** (2001). Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: a comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. *J. Sports Sci.* **19**, 99-105.
- Dugan, E. L., Doyle, T. L. A., Humphries, B., Hasson, C. J. and Newton, R. U.** (2004). Determining the optimal load for jump squats: a review of methods and calculations. *J. Strength. Cond. Res.* **18**, 668-674.
- Eckert, H. M.** (1968). Angular velocity and range of motion in the vertical and standing broad jumps. *Res. Q.* **39**, 937-942.
- Edgerton, V. R., Roy, R. R., Gregor, R. J. and Rugg, S.** (1986). Morphological basis of skeletal muscle power output. In *Human Muscle Power*, eds. N. L. Jones N. McCartney and A. J. McCamas), pp. 43-64. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publisher.
- Edman, K. A.** (1979). The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J. Physiol.* **291**, 143-159.
- 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. *J. Physiol.* **395**, 679-694.
- Emerson, S. B.** (1985). Jumping and Leaping. In *Functional Vertebrate Morphology*, eds. M. E. Hildebrand D. M. Bramble K. F. Liem and D. B. Wake), pp. 58-72. Cambridge: Harvard university Press.
- Ericson, M. O. and Nisell, R.** (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int. J. Sports Med.* **9**, 118-122
- Ericson, M. O., Ekholm, J., Svensson, O. and Nisell, R.** (1985). The forces of ankle joint structures during ergometer cycling. *Foot Ankle* **6**, 135-142
- Ericson, M. O., Bratt, A., Nisell, R., Arborelius, U. P. and Ekholm, J.** (1986). Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **55**, 229-235.
- Fenn, W. O. and Marsh, B. S.** (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *J. Physiol.* **85**, 277-297.
- Fenn, W. O., Brody, H. and Petrilli, A.** (1931). The tension developed by human muscles at different velocities of shortening. *Am. J. Physiol.* **97**, 1-14.
- Ferretti, G., Gussoni, M., Di Prampero, P. E. and Cerretelli, P.** (1987). Effects of exercise on maximal instantaneous muscular power of humans. *J. Appl. Physiol.* **62**, 2288-2294.

- Fox, E. L. and Mathews, D. K.** (1974). Interval training: conditioning for sports and general fitness, pp. 257-258. Philadelphia: Saunders, W. B.
- Froese, E. A. and Houston, M. E.** (1985). Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis. *J. Appl. Physiol.* **59**, 309-314. .
- Gaesser, G. A. and Brooks, G. A.** (1975). Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J. Appl. Physiol.* **38**, 1132-1139. .
- Gasser, H. S. and Hill, A. V.** (1924). The dynamics of muscular contraction. *Proc. R. Soc. B* **96**, 398-437.
- Genuario, S. E. and Dolgener, F. A.** (1980). The relationship of isokinetic torque at two speeds to the vertical jump. *Res. Q. Exerc. Sport* **51**, 593-598.
- Goubel, F. and Lensele-Corbeil, G.** (1998). Biomécanique, éléments de mécanique musculaire. Paris: Masson.
- Grappe, F.** (2005). Cyclisme et optimisation de la performance: de Boeck.
- Gray, J.** (1953). Jumping and Creeping. In *How animals move*, pp. 69-88: Cambridge University Press.
- Gray, R., Start, K. and Glenross, D.** (1962). A test of leg power. *Res. Q.* **33**, 44-50.
- Gülch, R. W.** (1994). Force-velocity relations in human skeletal muscle. *Int. J. Sports Med.* **15 Suppl 1**, S2-10.
- Hall-Craggs, E. C.** (1965). An osteometric study of the hind limb of the galagidae. *J. Anat.* **99**, 119-126.
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N. and Rosenstein, R. M.** (1990). The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.* **22**, 825-833.
- Harman, E. A., Rosenstein, M. T., Frykman, P. N., Rosenstein, R. M. and Kraemer, W. J.** (1991). Estimation of Human Power Output from Vertical Jump. *Journal of Applied Sport Science Research* **5**, 116-120.
- Harris, M. A. and Steudel, K.** (2002). The relationship between maximum jumping performance and hind limb morphology/physiology in domestic cats (*Felis silvestris catus*). *J. Exp. Biol.* **205**, 3877-3889.
- Harris, N. K., Cronin, J. B. and Hopkins, W. G.** (2007). Power Outputs of a Machine Squat-Jump Across a Spectrum of Loads. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 1260-1264.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **74**, 114-118
- Herzog, W.** (2000). Muscle properties and coordination during voluntary movement. *J. Sports Sci.* **18**, 141-152.
- Hill, A. V.** (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *J. Physiol.* **56**, 19-41.

- Hill, A. V.** (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* **126B**, 136-195.
- Hill, A. V.** (1951). The mechanics of voluntary muscle. *Lancet* **258**, 947-951.
- Hintzy, F., Belli, A., Grappe, F. and Rouillon, J. D.** (1999). Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **79**, 426-432.
- Hopkins, W. G.** (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* **30**, 1-15.
- Hopkins, W. G., Schabert, E. J. and Hawley, J. A.** (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Med.* **31**, 211-234.
- Hori, N., Newton, R. U., Andrews, W. A., Kawamori, N., McGuigan, M. R. and Nosaka, K.** (2007). Comparison of four different methods to measure power output during the hang power clean and the weighted jump squat. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 314-320.
- Hori, N., Newton, R. U., Kawamori, N., McGuigan, M. R., Kraemer, W. J. and Nosaka, K.** (2009). Reliability of performance measurements derived from ground reaction force data during countermovement jump and the influence of sampling frequency. *J. Strength. Cond. Res.* **23**, 874-882.
- Huxley, A. F.** (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biophysical chemistry* **7**, 255-318.
- James, R. S. and Wilson, R. S.** (2008). Explosive jumping: extreme morphological and physiological specializations of Australian rocket frogs (*Litoria nasuta*). *Physiol. Biochem. Zool.* **81**, 176-185.
- James, R. S., Navas, C. A. and Herrel, A.** (2007). How important are skeletal muscle mechanics in setting limits on jumping performance? *J. Exp. Biol.* **210**, 923-933.
- James, R. S., Wilson, R. S., de Carvalho, J. E., Kohlsdorf, T., Gomes, F. R. and Navas, C. A.** (2005). Interindividual differences in leg muscle mass and pyruvate kinase activity correlate with interindividual differences in jumping performance of *Hyla multilineata*. *Physiol. Biochem. Zool.* **78**, 857-867.
- Jaric, S. and Markovic, G.** (2009). Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Med. Sci. Sports Exerc.* **41**, 780-787.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A. and Skinner, J. S.** (1999a). Treadmill measurement of the force-velocity relationship and power output in subjects with different maximal running velocities. *Sports Med. Training and Rehab.* **8**, 347-358.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A. and Skinner, J. S.** (1999b). Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force-velocity relationships and power output. *Int. J. Sports Med.* **20**, 192-197
- Johnson, D. L. and Bahamonde, R.** (1996). Power output estimate in university athletes. *J. Strength. Cond. Res.* **10**, 161-166.

- 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 Sciences* **5**, 50-55.
- Kannus, P.** (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: implications for muscle testing and rehabilitation. *Int. J. Sports Med.* **15 Suppl 1**, S11-18.
- Knudson, D. V.** (2009). Correcting the use of the term "power" in the strength and conditioning literature. *J. Strength. Cond. Res.* **23**, 1902-1908.
- Kohler, G. and Boutellier, U.** (2005). The generalized force-velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. *Eur. J. Appl. Physiol.* **94**, 188-195. .
- Kollias, I., Hatzitaki, V., Papaiakevou, G. and Giatsis, G.** (2001). Using principal components analysis to identify individual differences in vertical jump performance. *Res. Q. Exerc. Sport* **72**, 63-67.
- Komi, P. V.** (2003). Stretch-shortening cycle. In *Strength and power in sport*, (ed. P. V. Komi), pp. 184-199: Blackwell Publishing.
- Lakomy, H. K.** (1986). Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* **29**, 509-517.
- Lakomy, H. K. A.** (1984). An ergometer for measuring the power generated during sprinting (Abstract). *J. Physiol.* **354**, 33.
- Lakomy, H. K. A.** (1987a). The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics* **30**, 627-637.
- Lakomy, H. K. A.** (1987b). Measurement of human power output in high intensity exercise. In *Med. Sport sci.*, vol. 25, pp. 46-57. Basel: Karger.
- Lara, A. J., Abian, J., Alegre, L. M., Jimenez, L. and Aguado, X.** (2006a). Assessment of power output in jump tests for applicants to a sports sciences degree. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **46**, 419-424.
- Lara, A. J., Alegre, L. M., Abian, J., Jimenez, L., Urena, A. and Aguado, X.** (2006b). The selection of a method for estimating power output from jump performance. *J. Hum. Mov. Stud.* **50**, 399-410.
- Levin, A. and Wyman, J.** (1927). The Viscous Elastic Properties of Muscle. *Proc. R. Soc. B* **101**, 218-243.
- Linossier, M. T., Dormois, D., Fouquet, R., Geysant, A. and Denis, C.** (1996). Use of the force-velocity test to determine the optimal braking force for a sprint exercise on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **74**, 420-427. .
- Lutz, G. J. and Rome, L. C.** (1994). Built for jumping: the design of the frog muscular system. *Science* **263**, 370-372.
- Lutz, G. J., Bremner, S., Lajevardi, N., Lieber, R. L. and Rome, L. C.** (1998). Quantitative analysis of muscle fibre type and myosin heavy chain distribution in the frog hindlimb: implications for locomotory design. *J. Muscle Res. Cell Motil.* **19**, 717-731.

- Macaluso, A. and De Vito, G.** (2003). Comparison between young and older women in explosive power output and its determinants during a single leg-press action after optimisation of load. *Eur. J. Appl. Physiol.* **90**, 458-463.
- MacIntosh, B. R. and Holash, R. J.** (2000). Power output and force-velocity properties of muscle. In *Biomechanics and biology of movement*, eds. B. M. Nigg B. R. MacIntosh and J. Mester), pp. 193-210. Champaign, Illinois: Human Kinetics Publisher.
- Maffiuletti, N. A., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E. and Mauro, F.** (2002). Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med. Sci. Sports Exerc.* **34**, 1638-1644.
- Marey, J. E. and Demeny, G.** (1885). Locomotion humaine, mécanisme du saut. In *Comptes rendus des séances de l'Académie des Sciences; séance du 24 août 1885*, vol. 101, pp. 489-494. Paris: Institut de France, Académies des Sciences.
- Margarita, R., Aghemo, P. and Rovelli, E.** (1966). Measurement of muscular power (anaerobic) in man. *J. Appl. Physiol.* **21**, 1662-1664.
- Markovic, G. and Jaric, S.** (2004). Movement performance and body size: the relationship for different groups of tests. *Eur. J. Appl. Physiol.* **92**, 139-149.
- Markovic, G. and Jaric, S.** (2007). Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping. *Med. Sci. Sports Exerc.* **39**, 1757-1764.
- Markovic, G., Dizdar, D., Jukic, I. and Cardinale, M.** (2004). Reliability and factorial validity of squat and countermovement jump tests. *J. Strength. Cond. Res.* **18**, 551-555.
- Marsh, R. L.** (1994). Jumping ability of anuran amphibians. *Adv. Vet. Sci. Comp. Med.* **38B**, 51-111.
- Martin, J. C. and Spirduso, W. W.** (2001). Determinants of maximal cycling power: crank length, pedaling rate and pedal speed. *Eur. J. Appl. Physiol.* **84**, 413-418.
- Martin, J. C., Wagner, B. M. and Coyle, E. F.** (1997). Inertial-load method determines maximal cycling power in a single exercise bout. *Med. Sci. Sports Exerc.* **29**, 1505-1512.
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J. and Jones, N. L.** (1983a). Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise. *J. Appl. Physiol.* **55**, 218-224.
- McCartney, N., Obminski, G. and Heigenhauser, G. J.** (1985). Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *J. Appl. Physiol.* **58**, 1459-1462.
- McCartney, N., Heigenhauser, G. J., Sargeant, A. J. and Jones, N. L.** (1983b). A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *J. Appl. Physiol.* **55**, 212-217.
- Minetti, A. E.** (2002). On the mechanical power of joint extensions as affected by the change in muscle force (or cross-sectional area), ceteris paribus. *Eur. J. Appl. Physiol.* **86**, 363-369.
- Morin, J. B. and Belli, A.** (2004). A simple method for measurement of maximal downstroke power on friction-loaded cycle ergometer. *J. Biomech.* **37**, 141-145. .
- Neptune, R. R. and Herzog, W.** (1999). The association between negative muscle work and pedaling rate. *J. Biomech.* **32**, 1021-1026. .

- Neptune, R. R. and Kautz, S. A.** (2001). Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance? *Exerc. Sport Sci. Rev.* **29**, 76-80. .
- Neptune, R. R., Kautz, S. A. and Hull, M. L.** (1997). The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J. Biomech.* **30**, 1051-1058.
- Newton, I.** (1687). *Philosophiae naturalis principia mathematica*. London: S. Pepys.
- Pandy, M. G. and Zajac, F. E.** (1991). Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J. Biomech.* **24**, 1-10.
- Patterson, R. P. and Moreno, M. I.** (1990). Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med. Sci. Sports Exerc.* **22**, 512-516. .
- Pearson, S. J., Cobbold, M. and Harridge, S. D.** (2004). Power output of the lower limb during variable inertial loading: a comparison between methods using single and repeated contractions. *Eur. J. Appl. Physiol.* **92**, 176-181.
- Peplowski, M. M. and Marsh, R. L.** (1997). Work and power output in the hindlimb muscles of Cuban tree frogs *Osteopilus septentrionalis* during jumping. *J. Exp. Biol.* **200**, 2861-2870.
- Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.** (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Med. Sci. Sports* **10**, 159-166. .
- Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B. and Levine, W. S.** (1997). Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J. Biomech.* **30**, 595-602.
- Rahmani, A.** (2000). Mesure de la force musculaire à partir de l'accélération appliquée à une charge. Relation force-vitesse dans des conditions ballistiques. Thèse de doctorat. Lyon: Université Claude Bernard.
- Rahmani, A., Locatelli, E. and Lacour, J. R.** (2004). Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *Eur. J. Appl. Physiol.* **91**, 399-405.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G. and Lacour, J. R.** (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* **84**, 227-232.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Belli, A. and Lacour, J. R.** (1998). Mesure de la force dynamique par un test ballistique. *Science et Sports* **13**, 241-242.
- 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. *J. Appl. Biomech.* **16**, 26-35.
- 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. *J. Appl. Biomech.* **15**, 337-344.
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B. and Bourdin, M.** (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *J. Strength. Cond. Res.* **22**, 383-389.
- Ritchie, J. M. and Wilkie, D. R.** (1958). The dynamics of muscular contraction. *J. Physiol.* **143**, 104-113.

- Roberts, T. J. and Marsh, R. L.** (2003). Probing the limits to muscle-powered accelerations: lessons from jumping bullfrogs. *J. Exp. Biol.* **206**, 2567-2580.
- Rome, L. C.** (2002). The design of vertebrate muscular systems: comparative and integrative approaches. *Clin Orthop Relat Res*, S59-76.
- Samozino, P.** (2005). Déterminants mécaniques et musculaires de la relation puissance-fréquence lors de sprint sur cyclo-ergomètre. *Mémoire Master 2 Recherche*, Université de Saint-Etienne.
- Samozino, P., Horvais, N. and Hintzy, F.** (2006a). Interactions between cadence and power output effects on mechanical efficiency during sub maximal cycling exercises. *Eur. J. Appl. Physiol.* **97**, 133-139.
- Samozino, P., Morin, J. B. and Hintzy, F.** (2006b). What does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling? In *XI^o Congress of the European College of Sport Science*, pp. 578. Lausanne, Suisse 5-8 juillet.
- Samozino, P., Horvais, N. and Hintzy, F.** (2007). Why Does Power Output Decrease at High Pedaling Rates during Sprint Cycling? *Med. Sci. Sports Exerc.* **39**, 680-687.
- Sargeant, A. J. and de Haan, A.** (2006). Human muscle fatigue: the significance of muscle fibre type variability studied using a micro-dissection approach. *J. Physiol. Pharmacol.* **57 Suppl 10**, 5-16.
- Sargeant, A. J., Hoinville, E. and Young, A.** (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* **51**, 1175-1182.
- Sargent, D. A.** (1921). The physical test of a man. *American Physical Education Review* **26**, 188-194.
- Sargent, L. W.** (1924). Some observations on the Sargent test of neuromuscular efficiency. *American Physical Education Review* **29**, 47-56.
- Sayers, S. P., Harackiewicz, D. V., Harman, E. A., Frykman, P. N. and Rosenstein, M. T.** (1999). Cross-validation of three jump power equations. *Med. Sci. Sports Exerc.* **31**, 572-577.
- Scholz, M. N., Bobbert, M. F. and Knoek van Soest, A. J.** (2006a). Scaling and jumping: gravity loses grip on small jumpers. *J. Theor. Biol.* **240**, 554-561.
- Scholz, M. N., D'Aout, K., Bobbert, M. F. and Aerts, P.** (2006b). Vertical jumping performance of bonobo (*Pan paniscus*) suggests superior muscle properties. *Proc. R. Soc. B* **273**, 2177-2184.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **70**, 161-168. .
- Selbie, W. S. and Caldwell, G. E.** (1996). A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *J. Biomech.* **29**, 1137-1146.
- Sheppard, J., Cormack, S., Taylor, K., McGuigan, M. and Newton, R.** (2008). Assessing the Force-Velocity Characteristics of the Leg Extensors in Well-Trained Athletes: The Incremental Load Power Profile. *J. Strength. Cond. Res.*

- Shetty, A. B.** (2002). Estimation of leg power: a two-variable model. *Sports Biomech.* **1**, 147-155.
- Sleivert, G. and Taingahue, M.** (2004). The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *Eur. J. Appl. Physiol.* **91**, 46-52.
- Sprague, R. C. t., Martin, J. C., Davidson, C. J. and Farrar, R. P.** (2007). Force-velocity and power-velocity relationships during maximal short-term rowing ergometry. *Med. Sci. Sports Exerc.* **39**, 358-364.
- Suzuki, S., Watanabe, S. and Homma, S.** (1982). EMG activity and kinematics of human cycling movements at different constant velocities. *Brain Res.* **240**, 245-258. .
- Thomas, G. A., Kraemer, W. J., Spiering, B. A., Volek, J. S., Anderson, J. M. and Maresh, C. M.** (2007). Maximal power at different percentages of one repetition maximum: influence of resistance and gender. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 336-342.
- Thorstensson, A., Grimby, G. and Karlsson, J.** (1976a). Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles. *J. Appl. Physiol.* **40**, 12-16. .
- Thorstensson, A., Hulten, B., von Döbeln, W. and Karlsson, J.** (1976b). Effect of strength training on enzyme activities and fibre characteristics in human skeletal muscle. *Acta Physiol. Scand.* **96**, 392-398.
- Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Rodacki, A. L., Batista, M. and Ricard, M. D.** (2007). Influence of training background on jumping height. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 848-852.
- Van Soest, A. J., Bobbert, M. F. and Van Ingen Schenau, G. J.** (1994). A control strategy for the execution of explosive movements from varying starting positions. *J. Neurophysiol.* **71**, 1390-1402. .
- van Soest, O. and Casius, L. J.** (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Med. Sci. Sports Exerc.* **32**, 1927-1934.
- Vandewalle, H., Peres, G. and Monod, H.** (1987a). Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med.* **4**, 268-289.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J. and Monod, H.** (1988). Intérêts et limites des relations force-vitesse chez l'homme. *Science et motricité* **4**, 38-46.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J. and Monod, H.** (1987b). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. Correlation with the height of a vertical jump. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **56**, 650-656. .
- Vanezis, A. and Lees, A.** (2005). A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics* **48**, 1594-1603.
- Wakai, M. and Linthorne, N. P.** (2005). Optimum take-off angle in the standing long jump. *Hum Mov Sci* **24**, 81-96.
- Weber, E. F.** (1846). Muskelbewegung. *Handwoterbuch der physiologie.*

- Weiss, L. W., Relyea, G. E., Ashley, C. and Propst, R.** (1997). Using velocity-spectrum squats and body composition to predict standing vertical jump ability. *J. Strength. Cond. Res.* **11**, 14-20.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J. and Edgerton, V. R.** (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J. Appl. Physiol.* **57**, 435-443.
- Wilkie, D. R.** (1950). The relation between force and velocity in human muscle. *J. Physiol.* **110**, 249-280.
- Wilson, G. J., Walshe, A. D. and Fisher, M. R.** (1997). The development of an isokinetic squat device: reliability and relationship to functional performance. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **75**, 455-461.
- Winter, E. M.** (2005). Jumping: Power or Impulse. *Med. Sci. Sports Exerc.* **37**, 523-524.
- Yamauchi, J. and Ishii, N.** (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *J. Strength. Cond. Res.* **21**, 703-709.
- Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S. and Ishii, N.** (2005). Torque-velocity relation of pedaling movement against stepwise increase in load. *International Journal of Sport and Health Science* **3**, 110-115.
- Yamauchi, J., Mishima, C., Fujiwara, M., Nakayama, S. and Ishii, N.** (2007). Steady-state force-velocity relation in human multi-joint movement determined with force clamp analysis. *J. Biomech.* **40**, 1433-1442.
- Young, W., Wilson, G. and Byrne, C.** (1999). Relationship between strength qualities and performance in standing and run-up vertical jumps. *J. Sports Med. Phys. Fitness* **39**, 285-293.
- Young, W. B. and Bilby, G. E.** (1993). The effect of voluntary effort to influence speed of contraction on strength, muscular power, and hypertrophy development. *J. Strength. Cond. Res.* **7**, 172-178.
- Zamparo, P., Minetti, A. E. and di Prampero, P. E.** (2002). Interplay among the changes of muscle strength, cross-sectional area and maximal explosive power: theory and facts. *Eur. J. Appl. Physiol.* **88**, 193-202.
- Zamparo, P., Antonutto, G., Capelli, C. and di Prampero, P. E.** (2000). Effects of different after-loads and knee angles on maximal explosive power of the lower limbs in humans. *Eur. J. Appl. Physiol.* **82**, 381-390.
- Zamparo, P., Antonutto, G., Capelli, C., Girardis, M., Sepulcri, L. and di Prampero, P. E.** (1997). Effects of elastic recoil on maximal explosive power of the lower limbs. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* **75**, 289-297.

ANNEXES

TRAVAUX EN LIEN AVEC LE TRAVAIL DE THESE

Revue internationale indexée Science Citation Index

- **ANNEXE I** : Samozino P. et al., *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 2007
- **ANNEXE II** : Samozino P. et al., *Journal of Biomechanics*, 2008
- **ANNEXE III** : Samozino P. et al., *Journal of Theoretical Biology*, en révision
- **ANNEXE IV** : Samozino P. et al., *European Journal of Applied Physiology*, 2006

Actes de congrès internationaux

- **ANNEXE V** : Samozino P. et al., Résumé pour communication affichée et poster, 11^{ème} Congrès international European College of Sport Science, Lausanne, 2006
- **ANNEXE VI** : Samozino P. et al., Résumé pour communication orale, 12^{ème} Congrès international European College of Sport Science, Jyväskylä, 2008
- **ANNEXE VII** : Samozino P. et al., Résumé pour communication affichée et poster, 13^{ème} Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Lyon, 2009

AUTRES TRAVAUX

Revue internationale indexée Science Citation Index

- **ANNEXE VIII** : Morin J.B. et al., *Journal of Biomechanics*, 2007 (1^{ère} page)
- **ANNEXE IX** : Horvais N. et al., *Isokinetics and Exercise Science*, 2007 (1^{ère} page)
- **ANNEXE X** : Horvais N. et al., *Isokinetics and Exercise Science*, 2008 (1^{ère} page)
- **ANNEXE XI** : Giorgio et al., *Journal of Strength and Conditioning Research*, 2009 (1^{ère} page)
- **ANNEXE XII** : Morin J.B. et al., *European Journal of Applied Physiology*, 2009 (1^{ère} page)
- **ANNEXE XIII** : Morin J.B. et al., *Gait and Posture*, 2009 (1^{ère} page)
- **ANNEXE XIV** : Edouard et al., *International Journal of Sport Medicine*, 2009 (1^{ère} page)

Actes de congrès internationaux

- **ANNEXE XV** : Samozino P. et al., Résumé pour communication affichée et poster, 13^{ème} Congrès international European College of Sport Science, Estoril, 2008
- **ANNEXE XVI** : Samozino P. et al., Résumé pour communication orale, 22^{ème} Congrès International Society of Biomechanics, Cap Town, 2009

ANNEXE I

Samozino P., Horvais N., Hintzy F. (2007)

Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling?

Medicine and Science in Sports and Exercise 39 : 680-687

Why Does Power Output Decrease at High Pedaling Rates during Sprint Cycling?

PIERRE SAMOZINO^{1,2}, NICOLAS HORVAIS², and FRÉDÉRIQUE HINTZY²

¹Research Unit of Physiology and Physiopathology of Exercise and Handicap, University of Saint-Etienne, Saint-Etienne, FRANCE; and ²Modelling in Sports Activities Laboratory, University of Savoie, Savoie, FRANCE

ABSTRACT

SAMOZINO, P., N. HORVAIS, and F. HINTZY. Why Does Power Output Decrease at High Pedaling Rates during Sprint Cycling? *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 39, No. 4, pp. 680–687, 2007. **Purpose:** The objective of this study was to partly explain, from electromyographical (EMG) activity, the decrease in power output beyond optimal pedaling rate (PROpt) during sprint cycling. **Methods:** Eleven cyclists performed four 8-s nonisokinetic sprints on a cycle ergometer against four randomized friction loads (0.5, twice 0.75, and 0.9 N·kg⁻¹ of body mass). Power output and EMG activity of both right and left gluteus maximus, rectus femoris, biceps femoris, and vastus lateralis were measured continuously. Individual crank cycles were analyzed. Crank angles corresponding to the beginning and the peak of each downstroke and EMG burst onset and offset crank angles were computed. Moreover, crank angles corresponding to the beginning and the end of muscle force response were determined assuming a 100-ms lag time between the EMG activity and the relevant force response (or electromechanical delay). **Results:** Muscle coordination (EMG onset and offset) was altered at high pedaling rates. Thus, crank angles corresponding to muscle force response increased significantly with pedaling rate. Consequently, at pedaling rates higher than the optimal pedaling rate, force production of lower-limb extensor muscles was shifted later in the crank cycle. Mechanical data confirmed that downstrokes occurred later in the crank cycle when pedaling rate increased. Hence, force was produced on the pedals during less effective crank cycle sectors of the downstroke and during the beginning of the upstroke. **Conclusion:** During nonisokinetic sprint cycling, the decrease in power output when pedaling rates increased beyond PROpt may be partly explained by suboptimal muscle coordination. **Key Words:** ELECTROMYOGRAPHY, MUSCLE COORDINATION, ACTIVATION DYNAMICS, OPTIMAL PEDALING RATE

The maximum capacity of human lower limbs to generate power output in cyclic movements has been well documented through the power–velocity relationship in brief exercise involving muscle groups of the whole lower limb (1,5,10,16,17,22). During isokinetic (16,17,21) and nonisokinetic (1,10,12,24) maximal cycling, the power output–pedaling rate relationship is parabolic, with a maximum corresponding to the maximal power output (Pmax) and to the optimal pedaling rate (PROpt), permitting this Pmax (1,10,16,22). In the literature, PROpt values range from 110 to 140 rpm (1,10,12,21). Using a dynamics modeling simulation, Van Soest and Casius (26) explain these PROpt values by two phenomena. First, they show that the potential for power production, as defined by intrinsic muscle mechanical properties (Hill’s force–velocity relationship (11)), increased with pedaling rate

and reached a maximum around 200 rpm. In other words, pedaling rates used in sprint cycling corresponded to muscle-shortening velocity belonging to the ascending limb of muscle power–velocity relationship. Secondly, activation dynamics (i.e., rise and decline of muscle active state) had a detrimental effect on the power production increasing with pedaling rate. Together, these opposing trends explain a maximal power output produced between 110 and 140 rpm, and they also explain the decrease in power output beyond PROpt.

The model of Van Soest and Casius (26) treats muscle activation like a switch, without considering muscle activation level; this model assumes that the amplitude of neural excitation arriving at the muscle (electromyographical (EMG) activity) was always maximal. However, EMG activity level and muscle power are linked (2,8), and power output may decrease beyond PROpt because of a decrease in EMG activity level. To the best of our knowledge, only Hautier et al. (9) have focused on EMG activity level during sprint pedaling, and they do not show any variation in EMG activity level during 5-s sprints. Nevertheless, pedaling rate effect on EMG activity level was not tested, and the range of pedaling rates studied was lower than 150 rpm. The first aim of this study was, therefore, to verify the pedaling rate effect on EMG activity level through a larger range of pedaling rates during sprint cycling. The assumption was that EMG activity level would decrease with pedaling rate beyond PROpt, causing a decrease in power.

Address for correspondence: Pierre Samozino, UR Physiologie et Physiopathologie de l’Exercice et Handicap, Université de Saint-Étienne, Médecine du sport et Myologie- CHU Bellevue, 42055 Saint-Étienne Cedex 02, France; E-mail: pierre.samozino@univ-st-etienne.fr.

Submitted for publication April 2006.

Accepted for publication December 2006.

0195-9131/07/3904-0680/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2007 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e3180315246

The model of Van Soest and Casius (26) also shows that activation dynamics involved a detrimental effect on power production increasing with pedaling rate. Activation dynamics are the processes that describe the delay for rises and declines in muscle active state, that is, of muscle force response potential (26). Activation dynamics require taking another delay into consideration: the electromechanical delay (EMD), the delay between EMG activity (i.e., neural excitation) and muscle force response. In pedaling exercises, this delay implies that EMG activity may begin during the pedal upstroke phase so that muscle force response appears in the optimal crank cycle sector during the downstroke phase (18). The optimal crank cycle sector mainly corresponds to crank angles maximizing the pedal effectiveness, between 70 and 100° after the top dead center (4,7). In steady pedaling at rates lower than 120 rpm, the EMG activity pattern was shown to accommodate the increases in pedaling rate (15,18,20). Indeed, because EMD seems to be insensitive to pedaling rate (14,25, 27,19), EMG activity systematically occurs earlier in the crank cycle with pedaling rate increasing to develop pedal forces in the optimal crank cycle sector, whatever the pedaling rate (15,18,20).

Van Soest and Casius' (26) model computed crank angles at which muscle activation switching should occur to make active state equal to at least 50% of the maximal active state at the optimal crank cycle sector. Thus, the optimization of their modeling assumes that muscle coordination could be optimal whatever the pedaling rates during sprint cycling. Consequently, they assume that EMG activity pattern accommodated the increases in pedaling rate in the same way as at steady pedaling rates lower than 120 rpm. Nevertheless, such a phenomenon was never shown at pedaling rates higher than 120 rpm and was only shown at steady-state pedaling. Isokinetic and non-isokinetic pedaling presented different constraints for neuromuscular coordination. During nonisokinetic sprint, coordination had to change at each cycle. Sarre et al. (23) have demonstrated in steady-state conditions that mechanical torque occurred later in crank cycle as pedaling rate increased. This suggests that EMG activity pattern adaptation was not perfect with increasing pedaling rate. Thus, it would be interesting to verify whether muscle force response is produced through the optimal crank cycle sector, that is, if muscle coordination is well accommodated at pedaling rates higher than 120 rpm and during nonisokinetic conditions. There is an interest in non-isokinetic sprints because nonisokinetic conditions are more like human movements, characterized by accelerations and decelerations, and it is difficult to maintain steady-state pedaling at very high pedaling rates. Thus, the second aim of this study was to verify whether EMG activity patterns are well adapted to pedaling rate increases beyond PR_{opt} (i.e., beyond 120 rpm) during accelerated sprinting. The assumption was that the earlier EMG activity with pedaling rate increases would be altered

beyond PR_{opt} . Accordingly, the pedal forces would be developed in less optimal crank cycle sectors as pedaling rate increased, resulting in a less efficient force application and, hence, a decrease in power output.

METHODS

Subjects and experimental procedure. Eleven trained male cyclists (age = 32.0 ± 6.7 yr, height = 179.3 ± 5.2 cm, mass = 77.5 ± 10.2 kg, body fat percentage = $16.8 \pm 4.6\%$) were informed about the procedures and demands of the study and signed a written informed consent, which was approved by the ethics review board of the faculty of human movement science. All subjects had at least 2 yr of cycling or triathlon experience, but they had not specialized in sprint exercises. The subjects were first warmed up and familiarized with the cycle ergometer by 12 min of submaximal cycling at 80 rpm (100–200 W). Then, they performed four randomized 8-s sprints against friction loads of 0.5, twice 0.75, and 0.9 N per kilogram of body mass. Each sprint was separated by at least 5 min of rest. The start position was standardized with the crank of the right pedal still at 45° after the top dead center. They were asked to pedal as fast as possible, remaining seated in the same position on the saddle from rest and for 8 s. During the effort, each subject was vigorously encouraged. The saddle height was adjusted to individual anthropometric characteristics. Toe clips were removed to avoid pulling action during pedal upstroke, but the feet were maintained on pedals with small straps.

Apparatus and measurements. A standard friction-loaded cycle ergometer (Monark type 818 E, Stockholm, Sweden) was equipped with an optical encoder for measurement of flywheel displacement (11,897 points per pedal revolution) and with a strain gauge for measurement of a frictional force applied by the belt to the flywheel (1). Force and displacement signals were sampled at 100 Hz and stored on a PC via a 12-bit analog-to-digital interface card. Instantaneous crank angle was determined from the flywheel displacement. First- and second-order derivatives of the flywheel displacement were calculated to obtain flywheel velocity and acceleration, respectively. From flywheel velocity, pedaling rate was computed from the gear ratio (52×14) and the flywheel diameter (0.514 m). Instantaneous power output (P , in watts) was computed as the product of total force (frictional plus inertial forces) and flywheel velocity every 0.01 s:

$$P = (F_f + F_I)v$$

$$F_I = I_{eq}a$$

where F_f (N) was the magnitude of the frictional force applied to the rim of the flywheel, F_I (N) the inertial force, v ($m \cdot s^{-1}$) the magnitude of the linear velocity of the flywheel rim, I_{eq} (kg) the flywheel inertia equivalent, and a ($m \cdot s^{-2}$) the time derivative of v . I_{eq} equals the moment of

inertia of the flywheel relative to the flywheel axis, divided by the squared flywheel radius. I_{eq} was determined here according to the method proposed by Lakomy (13) and was 9.55 kg in the present study.

EMG data of the gluteus maximus (GM), vastus lateralis (VL), biceps femoris (BF), and rectus femoris (RF) muscles were collected at 1000 Hz on both lower limbs using an eight-way acquisition system (Mega-ME3000P8, Mega Electronics, Finland). Bipolar surface electrodes (postgelled, type Ag/AgCl) were placed on the skin (2.5 cm center to center) that was previously shaved, abraded, and cleaned with an alcohol-ether mixture. Raw EMG data were filtered with a bandwidth frequency ranging from 5 to 500 Hz, full-wave rectified, and smoothed using a 50-ms moving averaging window. Muscular and mechanical data were synchronized by means of a flash emitting a signal on EMG data and visible on a video camera (Sony DCR-TRV30, 30 Hz) to only detect the first pedal movement. The burst onset and offset crank angles were identified using a threshold value of 20% of the maximum value recorded during the considered sprint and a minimum burst duration of 50 ms. For biarticular muscles (BF and RF), only the bursts corresponding to the lower-limb extension were considered. Right and left lower-limb EMG results were averaged.

Data analysis. In each sprint, only the accelerating phase was analyzed. Therefore, for each subject, between 12 and 31 cycles by sprint were studied for friction loads from 0.5 to 0.9 N·kg⁻¹.

The first analysis consisted of averaging instantaneous values of power output and pedaling rate through each pedal downstroke, that is, between two minimal values of

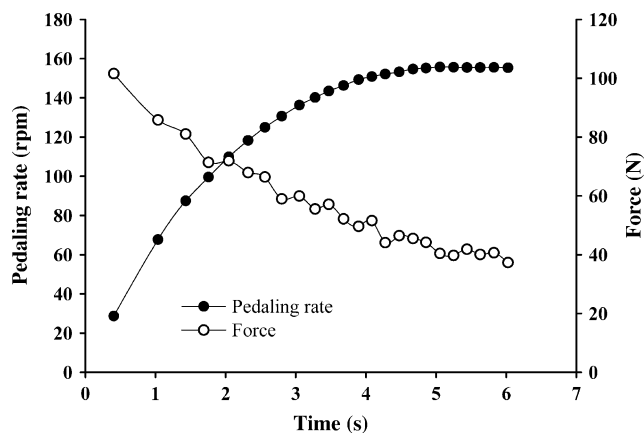


FIGURE 2—Typical changes in pedaling rate (filled circles) and total force (external plus inertial forces; open circles) during a sprint against 0.5 N·kg⁻¹. Each point corresponds to a mean value during one downstroke. Only acceleration phase from the first downstroke was analyzed.

instantaneous power. EMG of BF, RF, GM, and VL were averaged between the identified burst onset and offset and were normalized with respect to the maximum averaged value observed during one burst across all sprints for each individual muscle (aEMG, in percent). Power output and aEMG values were plotted against pedaling rate. These relationships were described by least-squares regressions. In cases of second-order polynomial regression, the maximal value of power output (Pmax) or aEMG (aEMGmax) and corresponding optimal pedaling rates (PROpt) were determined by the first mathematical derivation of the relevant regression equation.

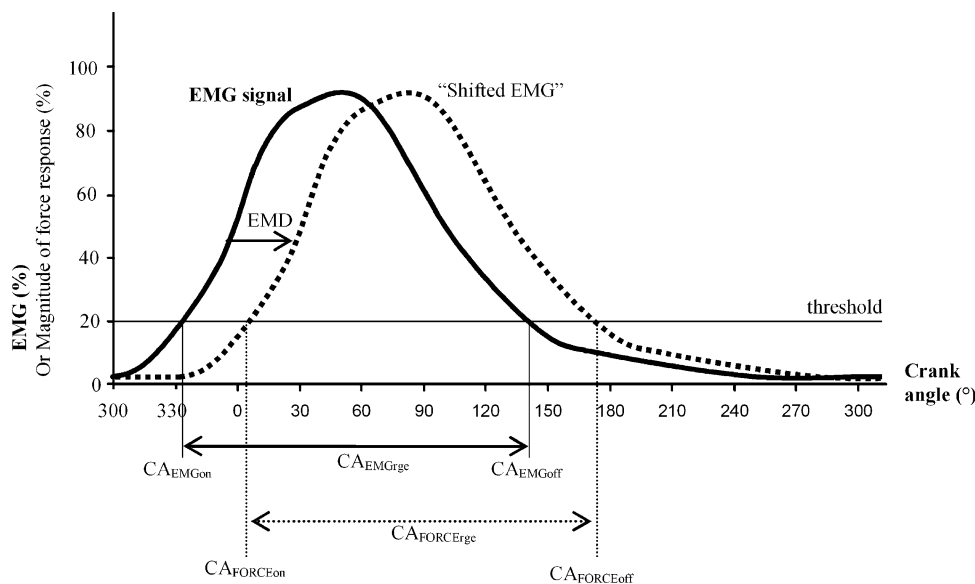


FIGURE 1—Typical change in the EMG signal and the shifted EMG signal during a crank cycle. The shifted EMG (dashed curve) corresponds to the EMG signal (solid curve) shifted in time of a period equal to the electromechanical delay (EMD). A threshold equal to 20% of the maximum value measured across all sprints was considered appropriate to determine crank angles corresponding to EMG burst onset (CA_{EMGon}), EMG burst offset (CA_{EMGoff}), beginning of muscle force response ($CA_{FORCEon}$), end of muscle force response ($CA_{FORCEoff}$), and crank angle ranges corresponding to EMG activity (CA_{EMGrge}) and to muscle force response ($CA_{FORCErge}$). The right crank was vertical in the top position at 0°, and the positive direction was the clockwise direction.

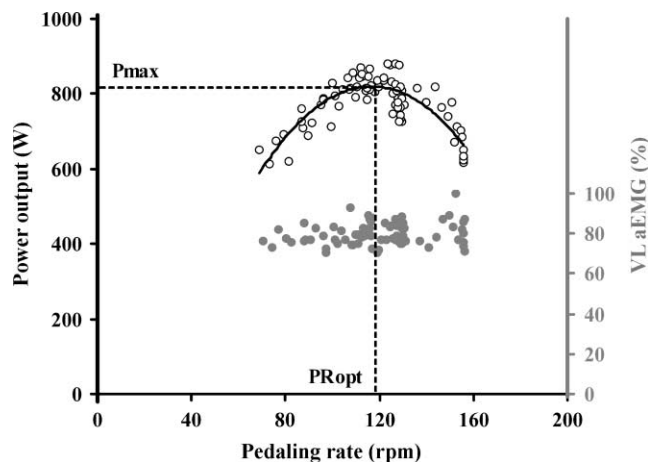


FIGURE 3—Power output–pedaling rate relationship (*open circles and black line*) and change in vastus lateralis muscle activity (aEMG in percent) with pedaling rate (*filled gray circles*) obtained from all the data from the four friction loads experienced by a typical subject. Power output and aEMG values were obtained by averaging data over each downstroke and burst, respectively. Maximal power output (P_{max}) and optimal pedaling rate (PR_{opt}) values were determined by mathematical derivation of the power–pedaling rate regression equation.

The second analysis focused on intracycle patterns. Crank angles corresponding to minimal (CA_{Pmin}) and maximal (CA_{Pmax}) instantaneous power output values during each downstroke were determined. From EMG intracycle patterns of the two monoarticular muscles studied (GM and VL), the EMG burst onset (CA_{EMGon}) and offset (CA_{EMGoff}) crank angles were computed, as well as the relevant crank angle ranges (CA_{EMGrge}) (Fig. 1). Nevertheless, these angles did not inform the crank angles corresponding to the muscle mechanical response, that is, the muscle force response. Muscle force response appears later in the crank cycle than EMG activity; the time elapsed between the two phenomena is defined as the EMD (3). EMD was not shown to be affected by pedaling rate (14,25,27). Accordingly, shifting the EMG signal of a time

period corresponding to the EMD (“shifted EMG”) could lead to an estimate of the crank angles corresponding to muscle force response. The EMD value used in this study for both GM and VL was 100 ms (25,27). Hence, beginning ($CA_{FORCEon}$) and end ($CA_{FORCEoff}$) muscle force response crank angles of GM and VL were determined from shifted EMG, as well as the relevant crank angle ranges ($CA_{FORCErge}$) (Fig. 1).

Statistics. Results are presented as mean \pm standard deviation (SD) values. Pedaling rate effect was tested with one-way analysis of variance for repeated measures on aEMG and on all parameters determined during mechanical and muscular intracycle analysis. When significant effects were detected ($P < 0.05$), a *post hoc* Newman–Keuls comparison was used to locate significant differences ($P < 0.05$). Pedaling rate effect was tested by gathering the four sprints’ data in five pedaling rate groups (between 50 and 90, between 90 and 110, between 110 and 130, between 130 and 150, and between 150 and 170 rpm).

RESULTS

Pedaling rate effect on power output and EMG activity level. Typical changes of pedaling rate and total force during a sprint against $0.5 \text{ N}\cdot\text{kg}^{-1}$ are presented in Figure 2. Individual power output–pedaling rate relationships were (i) obtained from all averaged data from the four friction loads (1) and (ii) well fitted by a second-order polynomial regression. Subjects showed a mean P_{max} of $9.55 (\pm 0.99) \text{ W}\cdot\text{kg}^{-1}$, corresponding to a PR_{opt} of $120 (\pm 9) \text{ rpm}$ (Fig. 3).

Typical change of aEMG with pedaling rate is presented for VL in Figure 3 (the same EMG activity levels were observed for GM, RF, and BF). aEMG measured at each burst was not affected by the pedaling rate, except in one case (for VL, for which aEMG was a bit lower at pedaling rate below 90 rpm). No significant regression was found

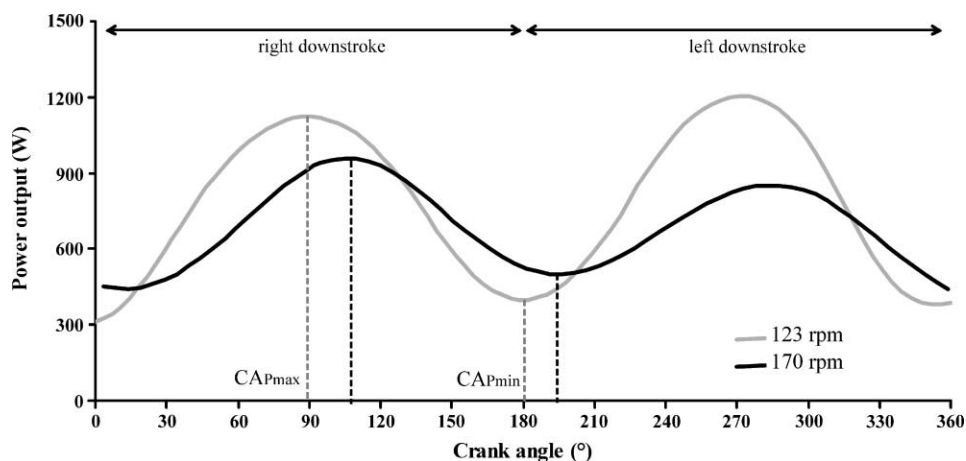


FIGURE 4—Typical examples of changes in instantaneous power output with crank angle at 123 rpm (*gray line*) and 170 rpm (*black line*). CA_{Pmax} and CA_{Pmin} corresponded to maximal and minimal values of instantaneous power output across each crank cycle, respectively. The crank angles indicated were those of the right crank.

TABLE 1. Crank angles corresponding to beginning and peak of downstrokes.

Pedaling Rates	CA _{Pmin} (°)	CA _{Pmax} (°)
50–90 rpm	-7.3 ± 43 (353°)	80.8 ± 6.4
90–110 rpm	-1.9 ± 6.1 (or 358°)	82.5 ± 6.7
110–130 rpm	4.0 ± 5.6†	91.4 ± 3.1‡
130–150 rpm	15.0 ± 8.1*	105.3 ± 10.7*
150–170 rpm	17.7 ± 11.0*	107.8 ± 15.2*

CA_{Pmin} and CA_{Pmax} are crank angles corresponding to minimal and maximal instantaneous power output during each downstroke.

* Differed significantly ($P < 0.05$) from values at pedaling rates lower than 130 rpm.

† Differed significantly ($P < 0.05$) from values at pedaling rates lower than 90 rpm.

‡ Differed significantly ($P < 0.05$) from values at others pedaling rates.

for aEMG–pedaling rate relationships for each individual muscle.

Pedaling rate effect on mechanical pattern.

Typical mechanical patterns at 123 and 170 rpm (Fig. 4) indicate that the power output production was delayed at high pedaling rates and, thus, shifted to higher crank angles. Mean values of CA_{Pmin} and CA_{Pmax} for each downstroke are presented in Table 1. Statistical analysis showed a significant pedaling rate effect ($P < 0.001$) on CA_{Pmin} [$F(4, 24) = 16.4$] and CA_{Pmax} [$F(4, 28) = 18.2$].

Pedaling rate effect on EMG activity pattern.

Mean values of GM and VL EMG crank angle parameters are presented in Figure 5A, B, and C. Pedaling rate effect was significant on CA_{EMGon} of GM [$F(4, 24) = 13.0$; $P < 0.001$] and VL [$F(4, 24) = 3.1$; $P < 0.05$], on CA_{EMGoff} of

VL [$F(4, 24) = 6.4$; $P < 0.01$], and on CA_{EMGrge} of GM [$F(4, 24) = 22.3$; $P < 0.001$]. Significant differences between pedaling rates are presented in Figure 5A, B, and C.

Pedaling rate effect on muscle force response pattern.

Muscle force response patterns of GM and VL were significantly influenced by the pedaling rate. Mean values of muscle force response parameters are presented in Figure 5D, E, and F. Pedaling rate effect was significant on CA_{FORCEon} of GM [$F(4, 24) = 5.9$; $P < 0.001$] and VL [$F(4, 24) = 11.6$; $P < 0.001$], on CA_{FORCEoff} of GM [$F(4, 24) = 16.6$; $P < 0.001$] and VL [$F(4, 24) = 4.6$; $P < 0.01$], and on CA_{FORCErge} of GM [$F(4, 24) = 18.2$; $P < 0.001$] and VL [$F(4, 24) = 3.0$; $P < 0.05$]. Significant differences between pedaling rates are presented in Figure 5D, E, and F.

DISCUSSION

Sprint cycling is characterized by high pedaling rates compared with submaximal exercise. Indeed, power output maximization requires high pedaling rates; this is emphasized by the linear increase of maximal power with optimal pedaling rate (1). Thus, using pedaling rates higher than 150 rpm was necessary to explore the power output–pedaling rate relationship. Because it is very difficult to

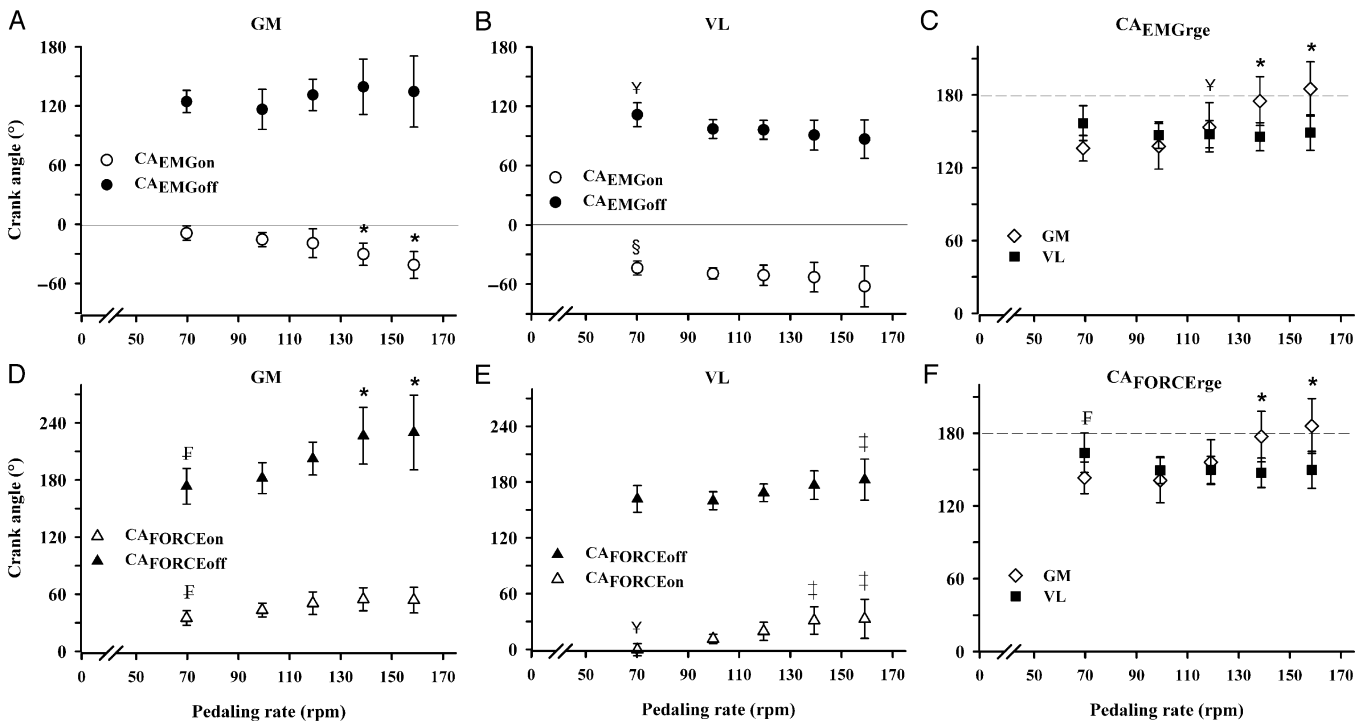


FIGURE 5—Changes with pedaling rate in mean (\pm SD) values of EMG burst onset (CA_{EMGon}) and offset (CA_{EMGoff}) crank angles of gluteus maximus (GM) and vastus lateralis (VL) muscles (A, B), of crank angle ranges corresponding to these bursts (CA_{EMGrge}) (C), of beginning (CA_{FORCEon}) and end (CA_{FORCEoff}) of force response crank angles of GM and VL (D, E), and of crank angle ranges (CA_{FORCErge}) corresponding to these force responses (F). Each point represents a pedaling rate group (50–90, 90–110, 110–130, 130–150, and 150–170 rpm). † Significant difference from values at others pedaling rates ($P < 0.05$); * significant difference ($P < 0.05$) from values at pedaling rates lower than 130 rpm; ‡ significant difference ($P < 0.05$) from values at pedaling rates lower than 110 rpm; § significant difference ($P < 0.05$) from values at pedaling rates higher than 150 rpm; F significant difference ($P < 0.05$) from values at pedaling rates higher than 110 rpm.

maintain such pedaling rates in steady-state conditions, nonisokinetic sprints were used despite the inconveniences linked to accelerating movements. Indeed, the relation between mechanical muscle power and crank power is less straightforward during accelerating pedaling. For truly periodic steady-state pedaling, the average crank power through a full crank revolution is equal to the net average mechanical muscle power, because the total kinetic energy of the leg does not change from the beginning of one crank revolution to the next. This is different from accelerating pedaling as studied here; when considering any full crank revolution during accelerating pedaling, the average crank power through that crank revolution will be lower than the net average mechanical muscle power through that crank revolution. The difference will be equal to the average rate of change of the total kinetic energy of the leg through that revolution. This difference between steady-state pedaling and accelerating pedaling complicates the comparison of power output as reported here with power output reported in studies testing steady-state pedaling. However, the muscle power required to accelerate the legs during sprint cycling is very low compared with the muscle power needed to overcome friction load resistance and to accelerate the flywheel. The error in total power output was relatively small. Moreover, this muscle power underestimation was higher with high accelerations, that is, at low pedaling rates (*cf.* the slope of a typical pedaling rate–time relationship in Fig. 2). Hence, the acceleration could not mechanically explain the decrease in power output beyond PR_{opt} .

Pedaling rate effect on power output and EMG activity level. Present power output–pedaling rate relationships were well fitted by second-order polynomial regressions, as was expected. P_{max} values were slightly lower than values reported in studies using similar experimental conditions (between 10.5 and 14.6 $W \cdot kg^{-1}$ for Arsac et al. (1), Hautier et al. (10), and Hintzy et al. (12). This difference lies in the fact that present subjects were less accustomed to explosive effort than were subjects tested by previous studies (12). Otherwise, the sprint instant at which a pedaling rate was reached depended on the friction load applied. Thus, to ensure that fatigue during each test did not influence results, power output values were checked so that they were not different at the same pedaling rate ranges across the different friction loads.

The muscles considered in this study are the primary muscles involved in power output production during lower-limb pedaling exercises (6). The EMG activity level of these muscles remained high during sprints without being maximal (around 80% of dynamic maximal level observed during the sprint; Fig. 3). This EMG activity level, which was not shown to vary throughout each sprint (9), also did not vary with pedaling rate. Because P_{max} was reached for a precise optimal pedaling rate, P_{max} cannot be associated with a maximal EMG activity level (Fig. 3). Note that the one significant difference found for VL did not portend a

pedaling rate effect, because the changes with pedaling rate were not in the same direction. Consequently, the first assumption was refuted: the power output decrease with pedaling rate beyond PR_{opt} cannot be explained by a decrease in neural input (i.e., in EMG activity level). Thus, the modeling of Van Soest and Casius (26) was right to consider neural input in sprint cycling as being like a switch, that is, either noninput or maximal input, whatever the pedaling rate.

Pedaling rate effect on mechanical pattern. This power output decrease may be partly explained by the crank angles at which the muscles produced power. Indeed, to be efficient, muscle power must be applied on pedals for precise crank angles. Cavanagh and Sanderson (4) present a typical power intracycle pattern at a steady pedaling rate (100 rpm and 400 W), with downstroke beginning for crank angles of about 0–5° and a maximum of about 90°. This mechanical pattern, similar to that observed in the present study at low pedaling rates (lower than 90 rpm), allows maximization of power output because of an optimization of the muscle force–length relationship and pedal effectiveness linked to the ability to orient force in effective direction on pedal (4,7). The present study points out that the downstrokes at beginning ($CA_{P_{min}}$) and peak ($CA_{P_{max}}$) appeared at higher crank angles when pedaling rate increased. Hence, power output was produced later in the crank cycle when pedaling rate increased (Fig. 4 and Table 1), in accordance with Sarre et al. (23). Consequently, the lower power output at pedaling rates higher than PR_{opt} could be partly explained by the fact that power was produced in a less effective crank cycle sector.

Pedaling rate effect on EMG activity and muscle force response patterns. The main explanation for the shift of power output at high pedaling rates lies in EMG activity pattern, that is, crank angles corresponding to EMG onsets and offsets, and mainly in crank angles corresponding to muscle force response.

Neptune et al. (18) show, during steady pedaling at rates lower than 120 rpm, a linear decrease in EMG onset crank angles with increasing pedaling rate. This earlier EMG activity is explained by the necessity to compensate the EMD to develop pedal force for the same optimal crank angles whatever the pedaling rate (15,18,20). Even if a pedaling rate effect was found in this study on $CA_{EMG_{on}}$ of GM and VL, no linear decrease was shown. Consequently, during accelerating movement at pedaling rates exceeding 120 rpm, the adaptation of EMG activity pattern found in steady-state conditions was not observed. Differences in task characteristics between isokinetic and nonisokinetic cycling could partly explain this altered adaptation. In contrast with steady-state pedaling, neuromuscular coordination has to adapt to movement velocity from one cycle to another during sprint cycling. Indeed, because muscle activation and deactivation depend on pedaling rate (or, rather, on cycle duration), $CA_{EMG_{on}}$ and $CA_{EMG_{off}}$ had to change at each cycle (18). Such adaptation seemed to be

correct for low pedaling rates but was altered for pedaling rates higher than 120 rpm. As a result, crank angles corresponding to muscle force response varied with increasing pedaling rate because the electromechanical delay was not totally compensated. Hence, the present results show that the force response of the main muscles implicated in cycling power production (VL and GM) appeared later in the crank cycle when pedaling rate increased, that is, at less effective crank angles. Accordingly, when pedaling rate increased (beyond 120 rpm) during nonisokinetic cycling, the positive power output produced during pedal downstroke was limited, what was not linked to the muscles' mechanical properties.

Furthermore, the delayed muscle force response observed with increasing pedaling rate also induced a negative force production, that is, a production of force by the lower-limb extensor muscles (hip and knee) during upstroke. Indeed, at high pedaling rates, GM force response extended beyond the beginning of the upstroke phase (i.e., 180°) because of the shift in force response to higher crank angles (Fig. 5D). Moreover, $CA_{FORCE_{ge}}$ of GM increased with pedaling rate and exceeded 180° at pedaling rates higher than 150 rpm (Fig. 5F). This trend was attributable to the fact that $CA_{FORCE_{off}}$ of GM increased more with pedaling rate than did $CA_{FORCE_{on}}$ (Fig. 5D). Therefore, the high pedaling rates or the accelerating type of movement especially influenced the capacity of GM to deactivate. Consequently, GM (hip extensor only) produced force through more than half a crank cycle, resulting inevitably in negative work during the upstroke. It must be emphasized that no pedaling rate effect was found on VL force response during the upstroke. The first explanation is that $CA_{EMG_{ge}}$ of VL did not increase with pedaling rate, remaining well below 180°. The second explanation, in accordance with Ericson et al. (6), is that VL was activated, and therefore produced force, earlier in the crank cycle compared with the GM (Fig. 5A, B, D, and E). Hence, VL force response was shifted to higher crank angles without overlapping with the upstroke, whatever the pedaling rate. As a result, because of the power output limitation and the negative force production at high accelerated pedaling rates, the second assumption of the present study has been validated: when pedaling rate increased during nonisokinetic cycling, the EMG activity pattern was altered, causing a decrease in power output beyond PRO_{pt} .

Consequently, muscle coordination limits power output at pedaling rates above 120 rpm for nonexperts in sprint cycling. Thus, improving the muscle coordination at high pedaling rates (i.e., learning to pedal faster) would be a good way to increase maximal power output without training muscle mechanical properties. Otherwise, specialists in sprint cycling were shown to develop higher maximal power by pedaling faster (P_{max} – PRO_{pt} linear relationship (1)). It may be supposed that their muscle coordination is optimal for higher pedaling rates. However, even for experts, a critical pedaling rate (above which

muscle coordination would spoil) is likely to exist. Nevertheless, this pedaling rate would be higher than for nonexperts. The altered coordination as a limited factor to power output could also be shown on sprint specialists in further investigations.

It would be incorrect to base all conclusions on an assumed EMD value. Indeed, the value of 100 ms, being the only value reported in literature for pedaling exercise (25,27), may be discussed. On the one hand, present EMD values may have been underestimated. Nevertheless, an underestimation would not challenge present results, because if the EMD were higher than 100 ms, the negative effects of increasing pedaling rates would be increased. On the other hand, even if an overestimation of the EMD could call into question the overlap of GM force response during the beginning of the upstroke, the crank angle ranges of GM force response exceeding 180° at pedaling rates higher than 150 rpm remain obvious. Otherwise, the same EMD value was used for onset and offset of muscle force response, whereas the literature (26) reports a longer delay for force decline than for force rise. Nevertheless, in using the same value, the most optimal situation was considered. Thus, with a longer force decline delay, the negative force production at high pedaling rates would have been higher. Finally, constant EMD values throughout sprints may also be discussed. Nevertheless, the two factors that vary during sprints and that might affect EMD—pedaling rate and force—do not challenge the results. EMD was not shown to be affected by the muscle-shortening velocity in concentric contractions (19,27), and thus by pedaling rate (14). Secondly, although a force effect has been shown on EMD by Vos et al. (27), the effect was relatively small (EMD ranged from 95 to 110 ms) and would tend to strengthen the present results. Indeed, EMD increased when the force decreased, that is, when the pedaling rate increased in sprint cycling, which would enhance the shift of muscle force response at high pedaling rates.

A limitation of this study was the nondistinction of the two possible causes of the alteration of muscle coordination at high pedaling rates: accelerating types of movement and/or high pedaling rates. However, the effects of both factors seem to be linked. Indeed, neuromuscular adaptations to increasing pedaling rates found for steady-state cycling (18) seemed to be correct from one cycle to another during accelerating sprints for low pedaling rates but were altered when the pedaling rate became too high (higher than 120 rpm). Nevertheless, even if both factors together were responsible for power output decreasing, it is interesting to note that pedaling rate increases take an important part in this phenomenon. On the one hand, mechanical torque also has been shown to occur later in steady-state cycling when pedaling rate increased (23). On the other hand, at low pedaling rates in the present study, where movement was the most accelerated (see the slope of a typical pedaling rate–time relationship in Fig. 2), muscle coordination was not altered.

To conclude, this study provides an explanation for the decreases of power output beyond P_{ROPT} other than those presented by Van Soest and Casius (26). These authors argue that, during sprint cycling, muscles were able to increase their potential for power production up to a pedaling rate of 200 rpm, but at the same time, the activation dynamics have a detrimental effect on power output. Nevertheless, the modeling optimization used by these authors assumes that muscle coordination was optimized whatever the pedaling rate. The present study has pointed out a muscle coordination alteration at high pedaling rates during nonisokinetic cycling. As a result, muscle force responses appeared later in the crank cycle, causing a less positive power during the downstroke and negative power during the upstroke. These two detrimental consequences limited the power output, in addition to the detrimental effect of activation dynamics (26). Conse-

quently, when these detrimental consequences became more important than the increased potential of muscle power production, overall power output decreased. Consequently, during nonisokinetic sprint cycling, P_{ROPT} corresponded to the pedaling rates optimizing the compromise between muscle power production and the detrimental consequences caused by the increase in pedaling rates and by the accelerating type of movement. Maximal power output is, therefore, partly limited by the inability for muscles to activate themselves at the optimal crank angle for high accelerating pedaling rates.

We gratefully acknowledge Pr Alain Belli and Pr Guillaume Millet for their helpful discussions, and Jean-Beno Morin, PhD for his review. Part of the present results (mechanical data) were presented during the 11th Annual Congress of the European College of Sport Science (poster presentation, July 5–8, 2006, Lausanne, Switzerland).

REFERENCES

1. ARSAC, L. M., A. BELLI, and J. R. LACOUR. Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 74:100–106, 1996.
2. BOUISSET, S., and B. MATON. Global EMG Genesis and Signification [in French]. In: *Muscles, Posture and Movement*, P. Kerkerho (Ed.). Paris, France: Hermann, pp. 279–335, 1996.
3. CAVANAGH, P. R., and P. V. KOMI. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 42:159–163, 1979.
4. CAVANAGH, P. R., and J. S. SANDERSON. The biomechanics of cycling: studies of the pedaling mechanics of elite pursuit riders. In: *Science of Cycling*, E. R. Burke (Ed.). Champaign, IL: Human Kinetics, pp. 90–122, 1986.
5. DAVIES, C. T., J. WEMYSS-HOLDEN, and K. YOUNG. Measurement of short term power output: comparison between cycling and jumping. *Ergonomics* 27:285–296, 1984.
6. ERICSON, M. O., A. BRATT, R. NISELL, U. P. ARBORELIUS, and J. EKHOLM. Power output and work in different muscle groups during ergometer cycling. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 55:229–235, 1986.
7. ERICSON, M. O., and R. NISELL. Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int. J. Sports Med.* 9:118–122, 1988.
8. ERICSON, M. O., R. NISELL, U. P. ARBORELIUS, and J. EKHOLM. Muscular activity during ergometer cycling. *Scand. J. Rehabil. Med.* 17:53–61, 1985.
9. HAUTIER, C. A., L. M. ARSAC, K. DEGHDEGH, J. SOUQUET, A. BELLI, and J. R. LACOUR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med. Sci. Sports Exerc.* 32:839–843, 2000.
10. HAUTIER, C. A., M. T. LISSOISSIER, A. BELLI, J. R. LACOUR, and L. M. ARSAC. Optimal velocity for maximal power production in non-isokinetic cycling is related to muscle fibre type composition. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 74:114–118, 1996.
11. HILL, A. V. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc.* 126B:136–195, 1938.
12. HINTZY, F., A. BELLI, F. GRAPPE, and J. D. ROUILLON. Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 79:426–432, 1999.
13. LAKOMY, H. K. Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 29:509–517, 1986.
14. LI, L., and B. S. BAUM. Electromechanical delay estimated by using electromyography during cycling at different pedaling frequencies. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14:647–652, 2004.
15. MARSH, A. P., and P. E. MARTIN. The relationship between cadence and lower extremity EMG in cyclists and noncyclists. *Med. Sci. Sports Exerc.* 27:217–225, 1995.
16. MCCARTNEY, N., G. J. HEIGENHAUSER, A. J. SARGEANT, and N. L. JONES. A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function. *J. Appl. Physiol.* 55:212–217, 1983.
17. MCCARTNEY, N., G. OBMINSKI, and G. J. HEIGENHAUSER. Torque-velocity relationship in isokinetic cycling exercise. *J. Appl. Physiol.* 58:1459–1462, 1985.
18. NEPTUNE, R. R., S. A. KAUTZ, and M. L. HULL. The effect of pedaling rate on coordination in cycling. *J. Biomech.* 30:1051–1058, 1997.
19. NORMAN, R., and P. V. KOMI. Electromechanical delay in skeletal muscle under normal movement condition. *Acta Physiol. Scand.* 106:241–248, 1979.
20. RAASCH, C. C., F. E. ZAJAC, B. MA, and W. S. LEVINE. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J. Biomech.* 30:595–602, 1997.
21. SARGEANT, A. J., P. DOLAN, and A. YOUNG. Optimal velocity for maximal short-term (anaerobic) power output in cycling. *Int. J. Sports Med.* 51:1175–1182, 1984.
22. SARGEANT, A. J., E. HOINVILLE, and A. YOUNG. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* 51:1175–1182, 1981.
23. SARRE, G., R. LEPERS, Y. BALLAY, and J. VAN HOECKE. Cadence, power output and mechanical torque during pedalling. *J. Hum. Mov. Studies* 47:133–142, 2004.
24. SECK, D., H. VANDEWALLE, N. DECROPS, and H. MONOD. Maximal power and torque-velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 70:161–168, 1995.
25. VAN INGEN SCHENAU, G. J., W. M. DORSSERS, T. G. WELTER, A. BEELEN, G. DE GROOT, and R. JACOBS. The control of monoarticular muscles in multijoint leg extensions in man. *J. Physiol.* 484:247–254, 1995.
26. VAN SOEST, O., and L. J. CASIUS. Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Med. Sci. Sports Exerc.* 32:1927–1934, 2000.
27. VOS, E. J., J. HARLAAR, and G. J. VAN INGEN SCHENAU. Electromechanical delay during knee extensor contractions. *Med. Sci. Sports Exerc.* 23:1187–1193, 1991.

ANNEXE II

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2008)

A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump

Journal of Biomechanics 41:2940-2945



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Biomechanics

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jbiomech
www.JBiomech.com

A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump

Pierre Samozino*, Jean-Benoît Morin, Frédérique Hintzy, Alain Belli

Exercise Physiology Laboratory (EA 4338), University of Saint-Etienne, CHU Bellevue—Medecine du Sport et Myologie, 42055 Saint-Etienne Cedex 02, France

ARTICLE INFO

Article history:
Accepted 27 July 2008Keywords:
Explosive capacities
Lower limbs
Force plate
Mechanical characteristics
Theoretical computations

ABSTRACT

Our aim was to clarify the relationship between power output and the different mechanical parameters influencing it during squat jumps, and to further use this relationship in a new computation method to evaluate power output in field conditions. Based on fundamental laws of mechanics, computations were developed to express force, velocity and power generated during one squat jump. This computation method was validated on eleven physically active men performing two maximal squat jumps. During each trial, mean force, velocity and power were calculated during push-off from both force plate measurements and the proposed computations. Differences between the two methods were not significant and lower than 3% for force, velocity and power. The validity of the computation method was also highlighted by Bland and Altman analyses and linear regressions close to the identity line ($P < 0.001$). The low coefficients of variation between two trials demonstrated the acceptable reliability of the proposed method. The proposed computations confirmed, from a biomechanical analysis, the positive relationship between power output, body mass and jump height, hitherto only shown by means of regression-based equations. Further, these computations pointed out that power also depends on push-off vertical distance. The accuracy and reliability of the proposed theoretical computations were in line with those observed when using laboratory ergometers such as force plates. Consequently, the proposed method, solely based on three simple parameters (body mass, jump height and push-off distance), allows to accurately evaluate force, velocity and power developed by lower limbs extensor muscles during squat jumps in field conditions.

© 2008 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

The ability to quickly accelerate the body from a resting position is considered to be particularly important for successful performance in many sport activities. Based on Hill's muscle mechanical model (Hill, 1938), this "explosive" ability is directly related to the mechanical characteristics of the muscle contractile component, and notably to maximal power output. Further, testing the maximal power output of lower limbs extensor muscles is a common practice in the assessment of human exercise performance. Maximal power output has been assessed from different leg movements, namely sprint running (Jaskolska et al., 1999; Jaskolski et al., 1996), sprint pedalling (Arsac et al., 1996; Seck et al., 1995; Vandewalle et al., 1987a) or vertical jumping (Davies and Young, 1984; Rahmani et al., 2000; Wilson et al., 1997). No matter what the type of leg movement analysed, power output may be computed as the product of force times velocity. Measuring force and velocity with accuracy requires specific and/or expensive devices, such as cycle ergometers (Arsac

et al., 1996), force plates (Harman et al., 1991) or linear position transducers (Cormie et al., 2007a, b), which may be impractical for field use. Consequently, a convenient, simple and accurate method available for measuring power output could be essential for sport performance professionals.

Beyond being the most widely used movement because of its simplicity (Lara et al., 2006b; Vandewalle et al., 1987b), vertical jump can be considered one of the most "explosive" tests due to both its very short duration and the high intensity involved. Even being positively correlated to peak power output (Davies and Young, 1984), vertical jump height is only an alternative and indirect indicator of lower limbs explosive capacities, and has the dimension of mechanical work and not that of power (Vandewalle et al., 1987b). The late Carmelo Bosco test proposed a simple methodology for measuring mechanical power during repeated jumps (Bosco et al., 1983). Its different computations, based on contact and flight times, might also be applied to the drop jump exercise in order to obtain maximal power values. However, other muscle characteristics are also involved during this kind of jump, especially those related to stretch-shortening cycle (cf. Asmussen and Bonde-Petersen, 1974). Hence, Bosco's power test, but also drop and countermovement jump tests, cannot be used to evaluate only the explosive concentric capacities.

* Corresponding author. Tel.: +33 477 12 07 33; fax: +33 477 12 72 29.
E-mail address: pierre.samozino@univ-st-etienne.fr (P. Samozino).

Nomenclature

W_T	total work done during squat jump (in J)
CM	body center of mass
h_{PO}	vertical push-off distance (in m)
h	jump height corresponding to the vertical distance covered by CM during aerial phase (in m)
h_S	height of CM in starting position (in m)
\bar{F}	mean vertical force (in N)
\bar{v}	mean vertical velocity (in $m\ s^{-1}$)
\bar{P}	mean vertical power (in W)
\bar{F}_{FPM}	mean vertical force obtained with the force plate method (in N)

\bar{v}_{FPM}	mean vertical velocity obtained with the force plate method (in $m\ s^{-1}$)
\bar{P}_{FPM}	mean vertical power obtained with the force plate method (in W)
GRF	ground reaction force (in N)
t_A	aerial time (in s)
t_{PO}	push-off time (in s)
v_{TO}	vertical velocity at takeoff (in $m\ s^{-1}$)
a	vertical acceleration of the center of mass (in $m\ s^{-2}$)
m	body mass (in kg)
g	gravitational acceleration ($9.81\ m\ s^{-2}$)

Furthermore, different formulae have been proposed to estimate power output from vertical jump height and body mass. Some of them are derived from fundamental laws of mechanics (Gray et al., 1962; Lewis cited in Fox and Mathews, 1974), but the underlying biomechanical models from which they were developed have been challenged. Indeed, it has been argued that Lewis's formula divides the change in potential energy by the aerial ascending phase duration instead of that of the push-off, and does not take into account the change in potential energy during push-off (Harman et al., 1991; Vandewalle et al., 1987b). Gray's formula assumes that the vertical acceleration of the center of mass (CM) is constant during push-off, which is in contradiction to some experimental results frequently presented in the literature (Cormie et al., 2007a,b; Harman et al., 1991). Other formulae arose from experimental regression equations obtained between power and biomechanical parameters, which statistically showed that maximal power output was highly dependent on vertical jump height and body mass (Canavan and Vescovi, 2004; Harman et al., 1991; Johnson and Bahamonde, 1996; Sayers et al., 1999; Lara et al., 2006a, b). The first limitation of such predictive equations is the lack of theoretical rationale explaining the link between power and these two parameters, there remaining the doubt if all athletes with the same body mass and reaching the same jump height develop the same power output, as well as if push-off time should not be taken into account. The other limitation of such equations is the population-dependence of the proposed regressions, which may lead to a lower accuracy for estimating power (Canavan and Vescovi, 2004; Hertogh and Hue, 2002; Lara et al., 2006a, b).

If these different studies did not propose an accurate method for measuring power output in field conditions, the fact remains that they showed (i) the strong influence of body mass and vertical jump height on maximal power developed, and (ii) the enduring interest observed throughout the literature (at least from 1962 to 2006) towards evaluating maximal power output from simple parameters during vertical jumps. Therefore, the aim of this study was to clarify the relationship between power output and the different mechanical parameters influencing it during squat jumps by the sole use of the fundamental laws of mechanics, and to further use this relationship to elaborate a new computation method for power output evaluation in field conditions.

2. Methods

2.1. Theoretical background and development of formulae

During a squat jump, the lower limbs produce mechanical work to elevate the CM from its initial vertical position to that of maximal height. The vertical velocity

(and hence kinetic energy) being null at these two instants, the total work done (W_T) is equal to the potential-energy change between these two positions:

$$W_T = mg(h_{PO} + h + h_S) - mgh_S \tag{1}$$

$$W_T = mg(h_{PO} + h) \tag{2}$$

with m the body mass, g the gravitational acceleration, h_{PO} the vertical push-off distance, h the jump height and h_S the height of CM in the starting position (Fig. 1).

Furthermore, W_T , developed by the lower limbs during push-off, is also equal to the product of h_{PO} times the mean vertical force (\bar{F}) generated by lower limbs. Consequently

$$\bar{F} = \frac{W_T}{h_{PO}} \tag{3}$$

Substituting (2) in this equation gives

$$\bar{F} = mg\left(\frac{h}{h_{PO}} + 1\right) \tag{4}$$

The mean vertical velocity of the CM during push-off (\bar{v}) was computed as

$$\bar{v} = \frac{h_{PO}}{t_{PO}} \tag{5}$$

with t_{PO} , the push-off phase duration, obtained from the impulse-momentum relationship. Applying it to squat jump with null starting velocity, the following equation is obtained:

$$t_{PO} = \frac{mv_{TO}}{(\bar{F} - mg)} \tag{6}$$

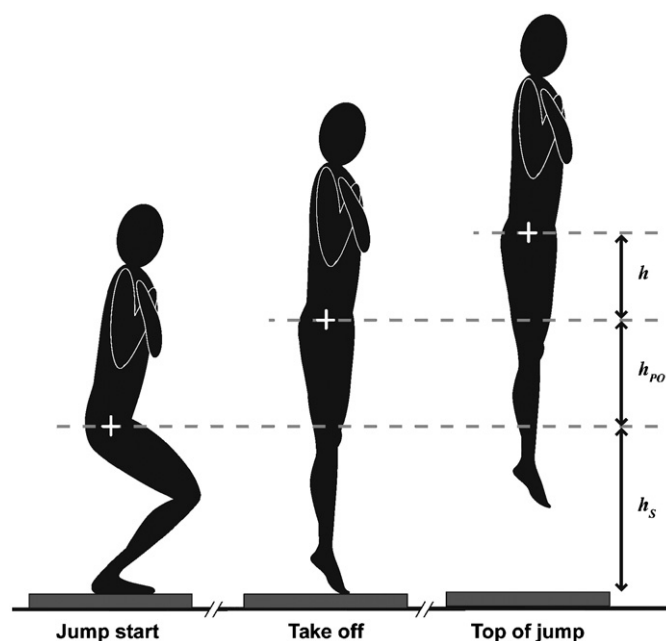


Fig. 1. The three key positions during a vertical squat jump and the three distances used in the proposed computations.

with v_{TO} the vertical velocity at takeoff calculated as

$$v_{TO} = \sqrt{2gh} \quad (7)$$

From (4–7), the final expression of the mean velocity is

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (8)$$

(The complete calculations of v_{TO} and \bar{v} are presented in the Appendix section.)

The mean power developed by the lower limbs (\bar{P}) was the product of \bar{F} and \bar{v} , obtained from (4) and (8):

$$\bar{P} = mg \left(\frac{h}{h_{PO}} + 1 \right) \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (9)$$

2.2. Subjects and experimental procedure

Eleven healthy male subjects (age = 27.1 ± 3.6 yr, height = 173.6 ± 7.2 cm, mass = 76.9 ± 11.4 kg) were informed about the procedures and demands of the study, and signed a written informed consent, which was approved by the ethics review board of the Faculty of Human Science. They were all involved in regular physical activities, but not specialized in weight-lifting or jumping disciplines. For each subject, the vertical distance between the ground and the right leg great trochanter was measured in a 90°-knee angle crouch position set using a square (h_S in Fig. 1).

After a 5-min warm-up, each subject had to perform two maximal squat jumps with the arms crossed on the torso. While standing on the force plate, subjects were asked to bend their legs and reach the starting height h_S (carefully checked, thanks to a ruler). After having maintained this crouch position for about 2 s, they were asked to apply force as fast as possible and to jump for maximum height. Countermovement was verbally forbidden and carefully checked after each trial using force–time curves. At landing, subjects were asked to touch down with the same leg position as when they took off, i.e. with extended leg and maximal foot plantar flexion. If all these requirements were not met, the trial was repeated. Each trial was followed by a 5-min rest. Two or three days before this test session, subjects were allowed enough supervised practice to rightly perform squat jumps without countermovement.

2.3. Apparatus and measurements

All trials were performed on a force plate (Kistler type 9281B, Winterthur, Switzerland) connected to an amplifier system (Kistler type 9861A, Winterthur, Switzerland). The output signal, representing vertical ground reaction force (GRF), was sampled continuously at 2000 Hz for every trial and stored in a computer via a data logger (Type SEP3, E.I.P., Jonzieux, France). This signal was low-pass filtered with a cut-off frequency of 30 Hz and converted into force through laboratory standard calibrations.

The mean vertical force developed by the lower limbs during push-off (\bar{F}), the corresponding mean vertical velocity (\bar{v}) and the mean power (\bar{P}) were determined from the two methods (force plate and computations) for each trial.

2.3.1. Force plate method

The instantaneous vertical velocity was obtained during push-off by integration of the CM vertical acceleration (a) over time:

$$a(t) = \frac{GRF(t)}{m} - g \quad (10)$$

The integration constant was set to zero because of the null starting velocity. The instantaneous vertical power was the product of force and velocity at each instant. The mean force (\bar{F}_{FPM}), velocity (\bar{v}_{FPM}) and power (\bar{P}_{FPM}) for each trial were all calculated as averages of instantaneous force (GRF), velocity and power, respectively, over the whole push-off phase.

Table 1
Mean values ± SD of \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} obtained from the two trials with both methods, mean absolute bias between the two methods and characteristics of correlations and regressions between the two methods. Data were obtained from the 2 trials

	Force plate method	Computation method	Absolute bias (%)	Pearson correlation coefficient (r)	Slope of the linear regression line ^a	y Intercept of the linear regression line ^b
\bar{F} (N)	1294 ± 132	1282 ± 133	1.74 ± 1.17	0.98***	0.98	10.56
\bar{v} (m s ⁻¹)	1.08 ± 0.12	1.10 ± 0.12	2.88 ± 2.00	0.96***	0.98	0.04
\bar{P} (W)	1412 ± 221	1411 ± 224	2.29 ± 1.95	0.98***	1.00	0.27

^a Not significantly different from unity.

^b Not significantly different from 0.

*** $P < 0.001$.

2.3.2. Computation method

The mean force (\bar{F}), velocity (\bar{v}) and power (\bar{P}) were also calculated from Eqs. (4), (8) and (9), respectively. Only three simple parameters are required for these computations: body mass (m), jump height (h) and vertical push-off distance (h_{PO}). In the present study, h was determined from aerial time (t_A), applying the fundamental laws of dynamics (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974):

$$h = \frac{1}{8} g t_A^2 \quad (11)$$

with t_A measured here from GRF-time signal. Lastly, h_{PO} corresponded to the lower limbs' length change between the starting position and the moment of takeoff. For convenience reasons, it was assumed that changes in the relative vertical positions of the great trochanter and CM during a squat jump may be neglected. h_{PO} was then calculated as the difference between h_S and the extended lower limb length with maximal foot plantar flexion (great trochanter to tiptoe distance).

2.4. Comparison of the two methods and statistical analysis

Mean ± standard deviation (SD), correlations, linear regressions and Bland and Altman analyses (Bland and Altman, 1986) were performed from the two trials to compare \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} obtained with the two methods. After checking distributions normality with the Shapiro–Wilk test, the difference between the two methods (bias) was computed for these parameters and tested for each trial using t -test for paired samples. To complete this quantification of inter-methods differences, another bias (absolute bias) was also calculated for each subject and each trial as follows: absolute bias = |(computation method–force plate method) × force plate method⁻¹| × 100. Further, the reliability of both methods was assessed from the coefficient of variation of the difference between the two trials divided by $\sqrt{2}$ (CV in %) (Hopkins et al., 2001). The difference between the two trials was then tested by t -test for paired samples. For all statistical analyses, a P value of 0.05 was accepted as the level of significance.

3. Results

Mean values (± SD) of \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} obtained with the two methods, as well as mean values (± SD) of the absolute bias, are presented in Table 1. For each trial, \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} values were not significantly different between the two methods. When considering the two trials for all subjects, \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} were highly positively correlated ($P < 0.001$) with \bar{F}_{FPM} , \bar{v}_{FPM} and \bar{P}_{FPM} , respectively (Table 1). Slopes and y -intercept values of the linear regressions were not significantly different from one and zero, respectively (Table 1).

The Bland and Altman plots are presented in Fig. 2. The mean bias between the two methods computed was -11.5 ± 25.4 N, 0.017 ± 0.033 m s⁻¹ and -1.66 ± 39.8 W for \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} , respectively. Expressed relatively to the mean values obtained with the force plate method, these biases were $-0.88 \pm 1.96\%$, $1.60 \pm 3.01\%$ and $-0.12 \pm 2.82\%$, respectively.

The coefficients of variation obtained from the two trials are presented in Table 2. Values of \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} were not significantly different between the two trials.

4. Discussion

The first part of this study aimed at explaining, from fundamental laws of mechanics, the statistical results obtained from multiple regressions in studies proposing linear-regression-

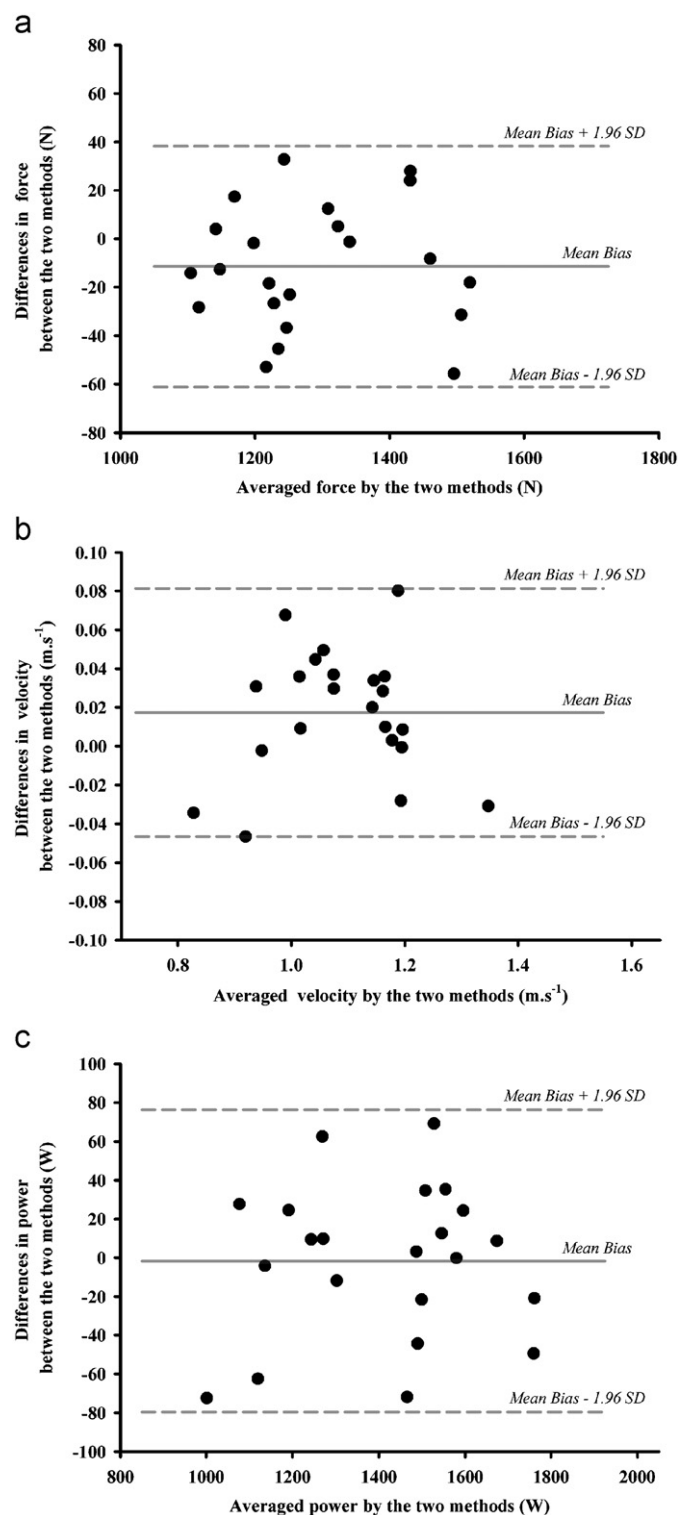


Fig. 2. Bland and Altman plot of differences between the force plate and computation method for force (a), velocity (b) and power (c). Data were obtained from the two trials. The solid horizontal line corresponds to the mean bias. Upper and lower horizontal dotted lines represent the limits of agreement (mean \pm 1.96 SD of the difference between methods).

Table 2

Coefficients of variation (CV) of the difference between the two trials for \bar{F} , \bar{v} and \bar{P}

	Force plate method (%)	Computation method (%)
\bar{F}	2.52	2.56
\bar{v}	6.23	3.84
\bar{P}	7.24	6.35

based equations for estimating power output (Canavan and Vescovi, 2004; Harman et al., 1991; Johnson and Bahamonde, 1996; Sayers et al., 1999). The positive relationship between power output, body mass and jump height was confirmed and mechanically explained by the presented computations (Eq. (9)). It also confirms that measuring jump height alone does not allow to distinguish different power outputs (Vandewalle et al., 1987a, b). In this sense, two athletes with different body weights might be able to reach the same jump height whereas the heaviest one develops a greater amount of power. This could induce a methodological bias when seeking to quantify the effect of a typical strength training associated with weight gain. Further, the power expression proposed in the present study put forward another important parameter, hitherto not considered: the push-off distance. Indeed, two athletes with the same body mass, reaching the same height, but beginning their respective push-off phases from different starting heights, do not develop the same amount of power. The one beginning from the lowest position is the least explosive, which is obvious in power expression as developed here (Eq. (9)). Consequently, regression equations (Canavan and Vescovi, 2004; Harman et al., 1991; Sayers et al., 1999) will not distinguish these two athletes, except if their starting position is fixed in terms of vertical distance instead of knee angle. In the case of two athletes of different statures, if the starting position is standardized through vertical distance, the conditions of the jump are not the same because of their respective knee angles. Thus, the only way to accurately apply a power computation to a large population is to consider the push-off distance (or duration). It is worth noting that push-off distance and duration are strongly linked during a vertical jump due to the movement specificities. Johnson and Bahamonde (1996) have shown that subjects' stature is a key parameter statistically related to power estimate. Therefore, here it appears reasonable to infer by syllogism that push-off distance is linked to stature.

The subsequent part of this study consisted in testing our computation equations as representing a new simple method for evaluating power output during squat jump. Such a simple field method has been an important focus for athlete training evaluation for decades (Bosco et al., 1983; Canavan and Vescovi, 2004; Gray et al., 1962; Harman et al., 1991; Sayers et al., 1999). Our equations result from computations based on fundamental laws of mechanics, and no postulate in conflict with reality was required, as it was the case for instance in the work of Gray et al. (1962). The only assumptions admitted here were those inherent to all studies applying Newton's laws to the whole human body considered as a system represented by its CM (Bosco and Komi, 1979; Harman et al., 1990). Note that our computations lead to mean values during push-off phase, as opposed to peak values estimated in many studies (Canavan and Vescovi, 2004; Rahmani et al., 2000). Nevertheless, even if instantaneous and mean values may reasonably be assumed to be linked during vertical jumps, mean values (i.e. averaged over the whole movement) appeared to be more representative of the muscular effort analysed (Andrews, 1983).

The interest and validity of a computation method in the field of human exercise testing depend on both its pertinence and reliability. The pertinence of the proposed method is

supported by the power values obtained, which are in accordance with studies testing the same kind of subjects (Harman et al., 1991). It is further shown here by both the correlation results and the comparison of values obtained with the proposed method versus those measured by the force plate. It is worth noting that Pearson's correlation coefficients were similar to those obtained in other laboratory squat device validation protocols (Rahmani et al., 2000). Additionally, the mean bias and the limits of agreement presented in Bland and Altman plots (Fig. 2) showed a great accuracy for \bar{F} , \bar{v} and \bar{P} parameters during squat jumps. Absolute bias values inferior to 3% confirmed this result. It must be pointed out that the absolute bias is a key parameter to quantify the validity and the accuracy of a new method because it considers both the bias and the SD of the differences.

As a consequence, the bias was low enough to support the validation of the proposed method. Furthermore, because body weight has been shown to be the optimal load maximising power output (Cormie et al., 2007c; Markovic and Jaric, 2007), the proposed method can be considered an accurate test to evaluate maximal power output during squat jumps. Contrary to other simple methodologies, such as regression equations, not only power, but also force and velocity values can be obtained from the present computations. When using additional loads, it could allow to explore, in field conditions, muscles mechanical characteristics through force and power–velocity relationships (Rahmani et al., 2001; Vandewalle et al., 1987a), which is in the center of athletes complete evaluations.

In addition to a high degree of accuracy, a test should lead to consistent results over repeated measurements. Concerning the proposed method, the reliability for two consecutive trials was in line with previous studies using the same kind of movement (Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2000; see review in Hopkins et al. (2001)), and the values obtained were not different between the two trials.

The accuracy and reliability of the proposed method may even be improved through the way the jump height (h) and the distance covered during the push-off (h_{PO}) are measured. On the one hand, jump height has been estimated here using the aerial time method (Asmussen and Bonde-Petersen, 1974), but could have been measured with other methodologies (“sargent test” or “jump-and-reach test”, see review in Vandewalle et al. (1987b)), each of them having their advantages and disadvantages. On the other hand, the vertical distance covered during push-off was estimated here through the leg length change, which is convenient and simple, though subject to improvement.

In light of the above-mentioned points, one can consider that the present study proposes an accurate and reproducible simple field method to evaluate the power output of lower limbs' extensor muscles with a precision similar to that obtained with specific laboratory ergometers. This method is convenient for field use because the computations only require one squat jump (accurately standardized and performed) and three parameters rather easily measurable: body mass, jump height and push-off distance. Lastly, further studies could be led to check the applicability of these computations in other jumping contexts (e.g. countermovement jump test, team sports specific jump moves), provided that the vertical push-off distance is accurately quantified.

Conflict of interest statement

The authors do not have any conflict of interests or personal relationship with other people or organisations that could inappropriately influence this work.

Acknowledgements

We gratefully acknowledge Regis Bonnefoy for his helpful involvement in the experiment technical set-up. Part of the present results was presented during the 12th Annual Congress of the European College of Sport Science (oral presentation, 11–14 July 2007, Jyväskylä, Finland).

Appendix A. Supplementary materials

The online version of this article contains additional supplementary data. Please visit doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.028

References

- Andrews, G.C., 1983. Biomechanical measures of muscular effort. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 15 (3), 199–207.
- Arsac, L.M., Belli, A., Lacour, J.R., 1996. Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology* 74 (1–2), 100–106.
- Asmussen, E., Bonde-Petersen, F., 1974. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiologica Scandinavica* 91 (3), 385–392.
- Bland, J.M., Altman, D.G., 1986. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1 (8), 307–310.
- Bosco, C., Komi, P.V., 1979. Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiologica Scandinavica* 106 (4), 467–472.
- Bosco, C., Luhtanen, P., Komi, P.V., 1983. A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 50 (2), 273–282.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., Tsarpela, O., Foti, C., Manno, R., Tranquilli, C., 1995. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70 (5), 379–386.
- Canavan, P.K., Vescovi, J.D., 2004. Evaluation of power prediction equations: peak vertical jumping power in women. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 36 (9), 1589–1593.
- Cormie, P., Deane, R., McBride, J.M., 2007a. Methodological concerns for determining power output in the jump squat. *Journal of Strength and Conditioning Research* 21 (2), 424–430.
- Cormie, P., McBride, J.M., McCaulley, G.O., 2007b. Validation of power measurement techniques in dynamic lower body resistance exercises. *Journal of Applied Biomechanics* 23 (2), 103–118.
- Cormie, P., McCaulley, G.O., Triplett, N.T., McBride, J.M., 2007c. Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 (2), 340–349.
- Davies, C.T., Young, K., 1984. Effects of external loading on short term power output in children and young male adults. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52 (3), 351–354.
- Fox, E.L., Mathews, D.K., 1974. *Interval Training: Conditioning for Sports and General Fitness*. Saunders, W.B., Philadelphia, pp. 257–258.
- Gray, R., Start, K., Glenross, D., 1962. A test of leg power. *Research Quarterly* 33, 44–50.
- Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N., Rosenstein, R.M., 1990. The effects of arms and countermovement on vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 22 (6), 825–833.
- Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N., Rosenstein, R.M., Kraemer, W.J., 1991. Estimation of human power output from vertical jump. *Journal of Applied Sport Science Research* 5 (3), 116–120.
- Hertogh, C., Hue, O., 2002. Jump evaluation of elite volleyball players using two methods: jump power equations and force platform. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 42 (3), 300–303.
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society* 126B, 136–195.
- Hopkins, W.G., Schabert, E.J., Hawley, J.A., 2001. Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine* 31 (3), 211–234.
- Jaskolska, A., Goossens, P., Veenstra, B., Jaskolski, A., Skinner, J.S., 1999. Comparison of treadmill and cycle ergometer measurements of force–velocity relationships and power output. *International Journal of Sports Medicine* 20 (3), 192–197.
- Jaskolski, A., Veenstra, B., Goossens, P., Jaskolska, A., Skinner, J.S., 1996. Optimal resistance for maximal power during treadmill running. *Sports Medicine, Training and Rehabilitation* 7, 17–30.
- Johnson, D.L., Bahamonde, R., 1996. Power output estimate in university athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 10 (3), 161–166.
- Lara, A.J., Abian, J., Alegre, L.M., Jimenez, L., Aguado, X., 2006a. Assessment of power output in jump tests for applicants to a sports sciences degree. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 46 (3), 419–424.

- Lara, A.J., Alegre, L.M., Abian, J., Jimenez, L., Urena, A., Aguado, X., 2006b. The selection of a method for estimating power output from jump performance. *Journal of Human Movement Studies* 50, 399–410.
- Markovic, G., Jaric, S., 2007. Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39 (10), 1757–1764.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C.A., Lacour, J.R., 2000. Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics* 16, 26–35.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., Lacour, J.R., 2001. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology* 84 (3), 227–232.
- Sayers, S.P., Harackiewicz, D.V., Harman, E.A., Frykman, P.N., Rosenstein, M.T., 1999. Cross-validation of three jump power equations. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 31 (4), 572–577.
- Seck, D., Vandewalle, H., Decrops, N., Monod, H., 1995. Maximal power and torque–velocity relationship on a cycle ergometer during the acceleration phase of a single all-out exercise. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 70 (2), 161–168.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., Monod, H., 1987a. 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), 650–656.
- Vandewalle, H., Peres, G., Monod, H., 1987b. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Medicine* 4 (4), 268–289.
- Wilson, G.J., Walshe, A.D., Fisher, M.R., 1997. The development of an isokinetic squat device: reliability and relationship to functional performance. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 75 (5), 455–461.

ANNEXE III

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (en révision)

Jumping ability: a theoretical integrative approach

Journal of Theoretical Biology

Décision intermédiaire de *Journal of Theoretical Biology*

Ms. No.: JTB-D-09-00582

Title: Jumping ability: a theoretical integrative approach Corresponding
Author: M. Pierre Samozino All Authors: Pierre Samozino; Jean-Benoît Morin;
Frédérique Hintzy; Alain Belli

Dear M. Samozino,

Below please find reviewer comments for the above-mentioned article. As you will see, revisions are recommended. The editor would like to invite a resubmission, which must address the issues raised by the referee(s). If received within three months, the revised version will retain the original date of receipt. Otherwise, you will be asked to submit the paper as a new manuscript. Your revision will be sent out for further review.

[...]

If you have any questions, please don't hesitate to contact me.

Sincerely,

Janet Stein
Journal Manager
Journal of Theoretical Biology
Phone: (619) 699-6324
E-mail: jtb@elsevier.com

Editor comments:

Two reviewers liked the paper and think it should be published, but a third strongly disagrees. I see their main points and feel that major revision and re-review are needed to improve the paper so it does not go ignored. I think that the point raised by reviewers that the approach is most relevant to muscle-driven jumping (w/o elasticity etc) is very important as we know that much jumping does involve elastic energy storage etc, so how would that change the conclusions/results? Please include a response to reviewers that deals with their critiques on a point-by-point basis, with your revised MS. Please work on shortening the paper and clarifying the text; I agree that it needs work.

Title

Jumping ability: a theoretical integrative approach

Authors

Pierre SAMOZINO, Jean-Benoît MORIN, Frédérique HINTZY, Alain BELLI

Institution

Laboratory of Exercise Physiology – EA4338, University of Saint-Etienne – PRES Lyon,
FRANCE.

Correspondance

Pierre SAMOZINO (✉)

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice

Université de Saint-Étienne, Médecine du sport et Myologie - CHU Bellevue

42055 Saint-Étienne Cedex 02, France

Tel: +33 4 77 12 07 33

E-mail: pierre.samozino@univ-st-etienne.fr

Summary

A theoretical integrative approach is proposed to well understand the mechanical characteristics of lower extremities determining jumping ability in animals. This approach considers that force production during push-off is limited by mechanical constraints imposed by both movement dynamics and force generator properties, i.e. lower extremities characteristics. While the body velocity depends on the amount of force produced over the push-off, the capabilities of force production decrease with movement velocity, notably for force generators formed by skeletal muscles. Considering the circular interaction of these two mechanical constraints, and using simple mathematical and physical principles, the proposed approach leads to a mathematical expression of the maximal jump height an animal can reach as a function of only three integrative mechanical characteristics: the maximal force lower extremities can produce, the maximal velocity at which lower extremities can extend under muscles action and the distance of force production determined by lower extremities usual length change. These three integrative variables, each encompassing several biological features already related to jumping ability, positively influence maximal jump height. The proposed theoretical approach may be a first step to help understanding the relationships between jumping performance variability and physiological or morphological specificities.

Key words

- 1) maximal jump
- 2) explosive movement
- 3) force - velocity relationship
- 4) performance

List of abbreviations

CM	body center of mass
m	body mass (in kg)
g	gravitational acceleration (9.81 m.s ⁻²)
h	jump height corresponding to the vertical distance covered by the CM during the aerial phase (in m)
W_T	total mechanical work produced during push-off by lower extremities
h_{PO}	vertical push-off distance determined by lower extremities length change (in m)
v_{TO}	CM vertical velocity at take-off (in m.s ⁻¹)
\bar{F}	mean vertical force developed over push-off (relative to body mass, in N.kg ⁻¹)
\bar{v}	mean vertical CM velocity over push-off (in m.s ⁻¹)
\bar{F}_0	theoretical maximal value of \bar{F} that lower extremities can produce during one extension at a theoretical null \bar{v} (relative to body mass, in N.kg ⁻¹)
\bar{v}_0	theoretical maximal value of \bar{v} at which lower extremities can extend during one extension under the influence of muscles action in a theoretical unloaded condition (in m.s ⁻¹)
t_{PO}	push-off time (in s)
v_{TOmax}	maximal vertical take-off velocity that a given animal can reach (m.s ⁻¹)
h_{max}	maximal jump height that a given animal can reach (m)

1. Introduction

Maximal jumps are involved in most of animals locomotor behaviours, notably in survival movements, whether to escape from predators or to capture preys. Natural selection acts within populations to further the phenotypic traits that improve such kind of abilities. Examining the factors that determine maximal jumping capabilities could allow to well understand the morphological and physiological adaptations characterising a large variety of animals. In addition, for humans (who no longer require explosive movements to survive), the determination of the physical characteristics underlying jumping optimisation is highly valued by performance professionals, such as athletic coaches.

Maximal jumps aim to cover the highest vertical and/or horizontal distance thanks to a large acceleration of the body during one quick legs extension. According to Newton's laws of motion, the body acceleration during a push-off phase depend on the resultant force applied on this body (fundamental principle of dynamics), itself resulting from the force developed by the animal on the environment (law of reciprocal actions). Consequently, accelerating its body mass from a resting position to reach the highest jumping performance depend on the production of a large amount of force during one quick lower extremities extension. Identifying the mechanical characteristics of the force generator (i.e. the lower extremities) allowing to maximise this force production over the whole push-off phase is an essential stage in the understanding of biological adaptations through animal generations or of the physical abilities to optimise in athletes.

The mechanical factors related to maximal jumps have been mainly studied through the physiological or morphological traits related to jumping ability (e.g. muscle mass, limbs length, muscle fibre types, joint moment arms), that are the phenotypic expressions of the lower extremities mechanical characteristics involved in performance (see the recent review by James et al., 2007). The relationship between jumping performance and overall mechanical characteristics of lower extremities, such as force or power production capabilities, has only been explored through correlations in few studies on humans (Yamauchi and Ishii, 2007). Such statistical approaches present the risk of covariant parameters interactions making uncertain the direct causal effect between dependent and independent variables, though related by significant correlations. Hence, the large number of biological features that may act, together or independently, on jumping ability make difficult the overall understanding of lower extremities characteristics involvement in such abilities on the sole basis of experimental data.

For these reasons, theoretical approaches have been performed to better understand the whole mechanical factors affecting jumping ability, notably investigating the mechanical requirements of maximal jumps. Indeed, jumps ballistics and dynamics analyses allow to identify the mechanical outputs of push-off determining jumping performance at best. For instance, Emerson (1985) or Alexander (2003a) pointed out, through mathematical equations, the proportionality of jumping performance (vertical or horizontal) to the mechanical work per unit body mass produced during push-off. Marsh (1994) included in its performance equation the mean power developed before take-off, corresponding to the total work produced per unit push-off time. These mathematical equations let think that maximal jumping performances are determined by the capability of lower extremities to produce work or power. However, other authors supported the idea that impulsive action performance (as jumping) do not depend on muscles' ability to generate power, but rather on their capability to develop impulse (Adamson and Whitney, 1971; Winter, 2005). Even if this distinction may seem minor, it reveals the difficulty in identifying the mechanical characteristics of force generator maximising jumping performance from only the mechanical outputs related to performance. Whether it is impulse, work or power that determine performance, the question raises as to the mechanical characteristics of lower extremities that allow to maximise it.

Further, analyses of the mechanical behaviour of an accelerating body show that all the mechanical outputs characterising push-off dynamics are closely connected (Marsh, 1994; Minetti, 2002; Wakai and Linthorne, 2005). From a theoretical framework, Minetti showed that changes in the force applied on a mass made the others mechanical outputs of push-off vary:

push-off duration, velocity and power for instance (Minetti, 2002). However, for most large animals which skeletal muscles form the basis of force generator, force production capability decreases with movement velocity (Hill, 1938). Hence, the higher the force production, the faster the movement, and the lower the force production capability. Consequently, take-off velocity, and so jumping performance, depends on the force production of lower extremities over push-off, itself depending on mechanical characteristics of force generator, themselves depending on push-off velocity. Due to this circular interaction between force generator capabilities and dynamics of an accelerated body, the mechanical constraints imposed by both force generator and movement dynamics should be taken into account to identify the mechanical characteristics related to maximal jumps. The sole theoretical models that have hitherto considered the biological constraints limiting mechanical outputs integrated a large amount of morphological, physiological or neuromuscular parameters and required forward simulations (Alexander, 1995; Bobbert and Van Soest, 1994; Pandy and Zajac, 1991). These numerous biological inputs, several of which may be interrelated or covariate with the same mechanical characteristics of the force generator, make it difficult to isolate the basic mechanical characteristics of lower extremities determining body acceleration ability.

The aim of this study is therefore to propose an alternative theoretical integrative approach (i) to identify the mechanical characteristics of lower extremities determining maximal jumping ability and (ii) to quantify their respective influence by means of the simplest mathematical equation(s) possible. This theoretical framework would consider the mechanical constraints of both movement and force generator limiting jumping performance. Only the vertical jump will be considered since it is an excellent system to investigate jumping abilities.

2. Theoretical background

The mechanical constraints imposed by both force generator characteristics and movement dynamics on jumping ability are mainly expressed through the interaction between the amount of force produced and the centre of mass (CM) velocity over the whole push-off. The aim of the following sections is to understand how these two mechanical constraints affect the interdependence of force production and movement velocity.

2.1. Mechanical constraints imposed by movement dynamics

Jump height (h), corresponding here to the CM aerial vertical displacement, is dependent on the CM vertical velocity at take-off (v_{TO}), as put forward by this basic ballistic equation:

$$h = \frac{v_{TO}^2}{2g} \quad (1)$$

This section analyses the push-off phase through the dynamics of the body CM, aiming, with a mathematical approach, to understand how v_{TO} depends on force production. The push-off is considered here in its wholeness, and not studied moment-by-moment. Let consider here a push-off phase during which a body of mass m is accelerated along a vertical direction. Lower extremities are represented by a linear force generator. The CM velocity (and hence kinetic energy) being null before push-off, the total mechanical work (W_T) done by lower extremities during push-off is equal to the variation in the mechanical energy of the body, which is the sum of potential and kinetic energies:

$$W_T = \frac{1}{2}mv_{TO}^2 + mgh_{pO} \quad (2)$$

with g the gravitational acceleration and h_{pO} the vertical push-off distance corresponding to the force generator (i.e. lower extremities) length change. Furthermore, W_T , developed by lower extremities during push-off, is also equal to the product of h_{pO} times the mean vertical force produced over push-off. Consequently:

$$\bar{F} = \frac{W_T}{mh_{PO}} \quad (3)$$

with \bar{F} the mean vertical force produced over push-off expressed relative to body mass (in N.kg^{-1}) (evidence of this equality for an accelerated movement is presented in appendix section).

Substituting (2) in this equation gives:

$$\bar{F} = \frac{v_{TO}^2}{2h_{PO}} + g \quad (4)$$

From equation (4), v_{TO} may be expressed as:

$$v_{TO} = \sqrt{2h_{PO}(\bar{F} - g)} \quad (5)$$

This relationship between v_{TO} , \bar{F} and h_{PO} represents the mechanical constraints imposed by movement dynamics of an accelerated body. Hence, v_{TO} depends on the mean force produced over push-off, on body mass (since \bar{F} is expressed relative to body mass) and on the distance through which the force is produced (that is the lower extremities length change). Equation (5) puts forward, in other terms than what was proposed by Minetti (2002), the closed relationship between the different mechanical characteristics of push-off. The general relationship between v_{TO} and \bar{F} is presented in Fig. 1 for different values of h_{PO} during a vertical push-off. Each line represents, for different values of h_{PO} , the force-velocity conditions ($\bar{F} - v_{TO}$ conditions) allowed by movement dynamics, each $\bar{F} - v_{TO}$ condition corresponding to one jump height (obtained from equation (1)). Jumping performance increases when h_{PO} increases and/or when \bar{F} increases, \bar{F} and v_{TO} changing concomitantly in a specific way depending on h_{PO} (equation (5)). However, the concomitant increase in \bar{F} and v_{TO} is limited by the mechanical characteristics of the force generator. Indeed, force production capabilities are well known to be velocity dependent for a force generator composed by skeletal muscles.

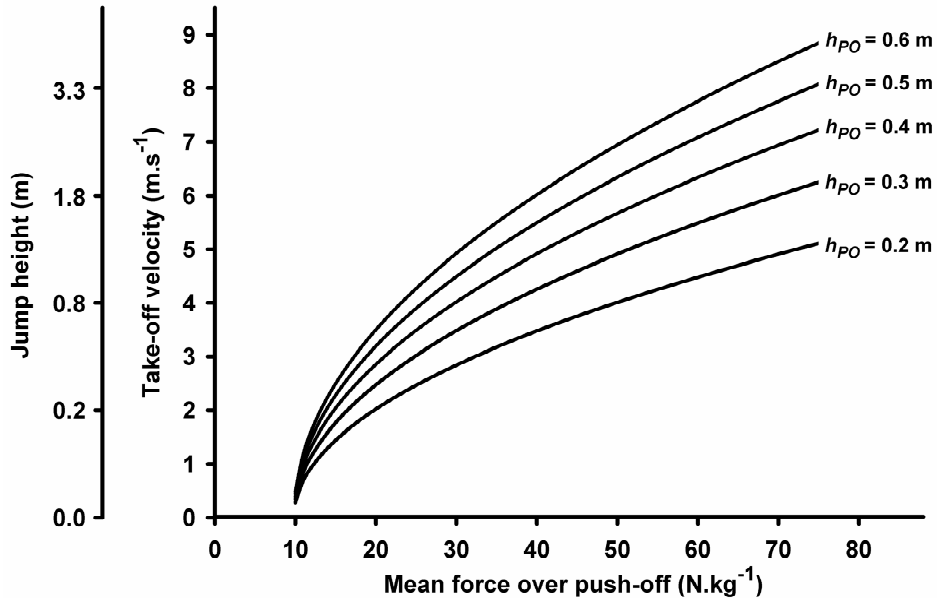


Figure 1: Changes in the take-off velocity and jump height as a function of the mean force produced over push-off for vertical jumps for different vertical push-off distances (h_{PO}). Each line represents the Force – Velocity conditions allowed by movement dynamics during a given push-off. Jump height and take-off velocity are related by equation (1).

2.2. Mechanical constraints imposed by the force generator

Let consider here only animals propelling themselves by the direct action of muscles, that is most of large animals (Alexander, 1995). The mechanical characteristics of the force generator are thus mainly related to muscles mechanical properties. The mechanical limits of skeletal muscles maximal capabilities, and notably of the contractile elements, are represented by an inverse force-velocity relationship (F-V relationship), well documented from isolated muscles (Hill, 1938) to the entire lower extremities musculature in various types of human movement (Rahmani et al., 2001; Sargeant et al., 1981; Vandewalle et al., 1987). This inverse relationship, described as linear for pluri-articular movements (Bosco et al., 1995; Rahmani et al., 2001; Vandewalle et al., 1987; Yamauchi and Ishii, 2007), accounts for the decrease in muscles maximal capability to generate force as the velocity of force generation increases. Such F-V relationships on whole lower extremities musculature have widely been studied from mean values of force (\bar{F}) and velocity (\bar{v}) over the limbs extension. These F-V relationships have often been defined by two values: the theoretical maximal \bar{F} that lower extremities can produce over one extension (\bar{F}_0 , expressed relative to body mass, in N.kg^{-1}) and the theoretical maximal \bar{v} at which lower extremities can extend during one extension under the influence of muscle action (\bar{v}_0 in m.s^{-1}). Graphically, \bar{F}_0 and \bar{v}_0 correspond to the force-axis and velocity-axis intercepts of the F-V curve, respectively. During a dynamic maximal effort, such as the push-off phase of a maximal jump, the maximal \bar{F} that can be produced may thus be expressed as a function of \bar{v} :

$$\bar{F} = \bar{F}_0 - \frac{\bar{F}_0}{\bar{v}_0} \bar{v} \quad (6)$$

During a maximal jump with a null starting velocity, \bar{v} and v_{TO} are closely related, which is shown in the following demonstration. From Newton's second law of motion, the change in momentum of a body is proportional to the net impulse impressed on this body, and applies along the straight line on which this impulse is impressed. Applying the impulse-momentum relationship to the considered push-off phase with null starting velocity gives:

$$v_{TO} = (\bar{F} - g) t_{PO} \quad (7)$$

with t_{PO} the push-off phase duration. From equations (4) and (7) and after a simple algebra, t_{PO} may be expressed as:

$$t_{PO} = \frac{2h_{PO}}{v_{TO}} \quad (8)$$

The mean CM vertical velocity \bar{v} over the whole push-off is the ratio between h_{PO} and t_{PO} , and thus may be given from equation (8):

$$\bar{v} = \frac{v_{TO}}{2} \quad (9)$$

Note that this equation is only based on the impulse-momentum relationship, and so does not assume that the CM acceleration is constant during push-off.

2.3. Determination of the maximal v_{TO} that can be reached

Considering both the mechanical constraints imposed by the movement itself (v_{TO} increasing with \bar{F} , equation (5)) and those imposed by muscles properties (force production capability decreasing with increasing velocity, equation (6)) allows to determine the maximal \bar{F} that can be produced during a vertical push-off, then maximising v_{TO} and h . Fig. 2 presents these two kinds of mechanical constraints acting on force production during a vertical push-off for a given human-like h_{PO} (0.4 m). The grey area under the F-V relationship (dashed line) represents the whole \bar{F} - \bar{v} conditions that the lower extremities musculature can develop, the F-V relationship

being the $\bar{F} - \bar{v}$ conditions corresponding to maximal efforts. The solid line represents, as in Fig. 1, the $\bar{F} - v_{TO}$ conditions allowed by the movement dynamics, higher jumping performance being reached when \bar{F} increases. Consequently, the maximal value of v_{TO} (v_{TOmax}) that can be reached is achieved in the push-off condition allowed by both muscles maximal capabilities and movement dynamics, which corresponds graphically to the couple of values at the two lines intersect. The force and velocity values characterising this optimal condition have thus to be a valid set of solutions for the system formed by equations (5), (6) and (9), the unknown variables being \bar{F} , \bar{v} and v_{TO} . This system of equations is consistent and gives only one set of solutions with both \bar{F} and v_{TO} positive values. The v_{TO} solution, corresponding to v_{TOmax} , may be expressed as:

$$v_{TOmax} = h_{PO} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right) \quad (10)$$

From equation 1, the maximal jump height that can be reached (h_{max}) may be expressed as:

$$h_{max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{\bar{F}_0^2}{4\bar{v}_0^2} + \frac{2}{h_{PO}}(\bar{F}_0 - g)} - \frac{\bar{F}_0}{2\bar{v}_0} \right)^2 \quad (11)$$

Consequently, h_{max} that could be conceivable respecting both movement and muscular mechanical constraints depends only on \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} , which are three mechanical entities characterising the lower extremities capabilities. Note that equation (11) is true for $\bar{v}_0 > 0$, $h_{PO} > 0$ and $\bar{F}_0 > g$.

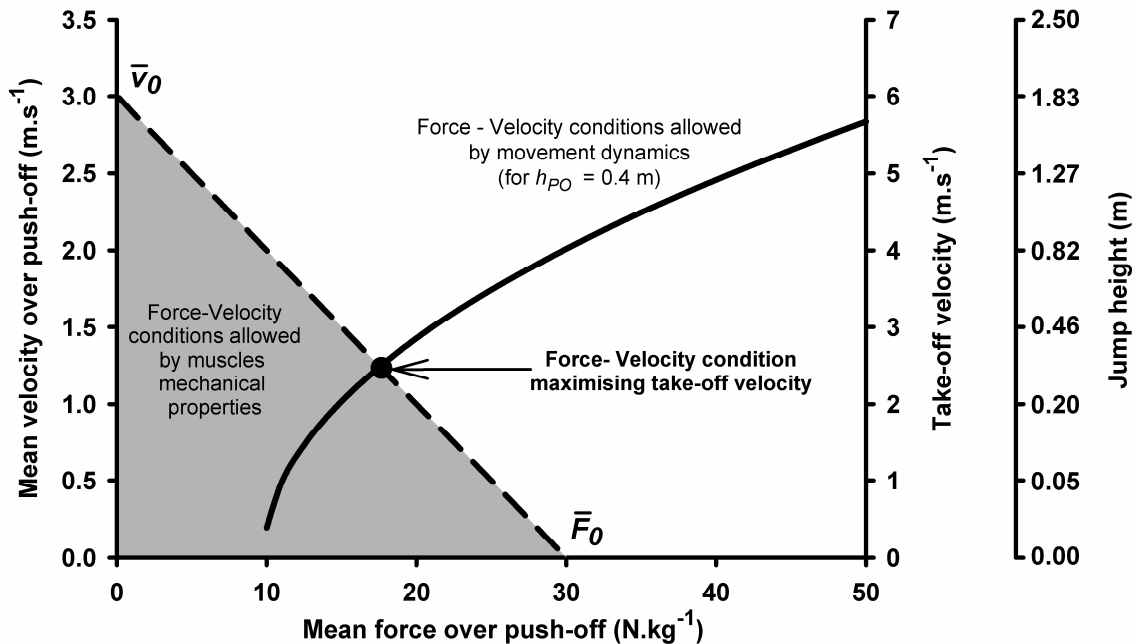


Figure 2

Theoretical representation of the mechanical constraints imposed by movement dynamics (continuous line) and muscles properties (dashed line) during a typical vertical jump. The continuous line represents the take-off velocity according to the mean force produced over push-off. The Force - Velocity conditions (mean force and mean velocity over push-off) allowed by lower extremities mechanical properties are represented for sub maximal efforts (grey area) and for maximal explosive effort (dashed line). Here, h_{PO} , \bar{F}_0 and \bar{v}_0 values are 0.4 m, 30 N.kg⁻¹ and 3 m.s⁻¹, respectively.

3. Results

The influences of \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} on h_{\max} were analysed from equation (11). Firstly, a sensitivity analysis was performed plotting the relative h_{\max} variations against the relative variations in \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} , each parameter being studied separately (Fig. 3). The reference values of the three parameters corresponded to human-like values ($\bar{F}_0=30 \text{ N.kg}^{-1}$, $\bar{v}_0=3 \text{ m.s}^{-1}$ and $h_{PO}=0.4 \text{ m}$), but the variations range considered allowed a wide variety of large animals to be concerned. Maximal jump height increases when \bar{F}_0 , \bar{v}_0 or h_{PO} increase, and it is more sensitive to \bar{F}_0 than to \bar{v}_0 or h_{PO} . Indeed, changes in h_{\max} with \bar{F}_0 variations are higher than those induced by \bar{v}_0 variations, themselves higher than those induced by h_{PO} variations: a 10% variation in \bar{F}_0 leads to a ~10 to 15% variation in h_{\max} , while the same 10% variation in \bar{v}_0 and h_{PO} leads to h_{\max} variations ranging from 6 to 11 % and from 4.5 to 7.5%, respectively. Note that these relative influences were calculated from reference values corresponding to human characteristics, and may be different for other reference values. Second, absolute influences of \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} on h_{\max} variations are presented in Fig. 4. The range of \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} values were chosen to correspond to most of large animals, jumping by means of direct muscles contraction (Alexander 1995). The positive influence of the three parameters on h_{\max} is confirmed for a wide range of values. Moreover, the shape of contours shows that the influence of each parameter is enhanced by the increase in the two other parameters.

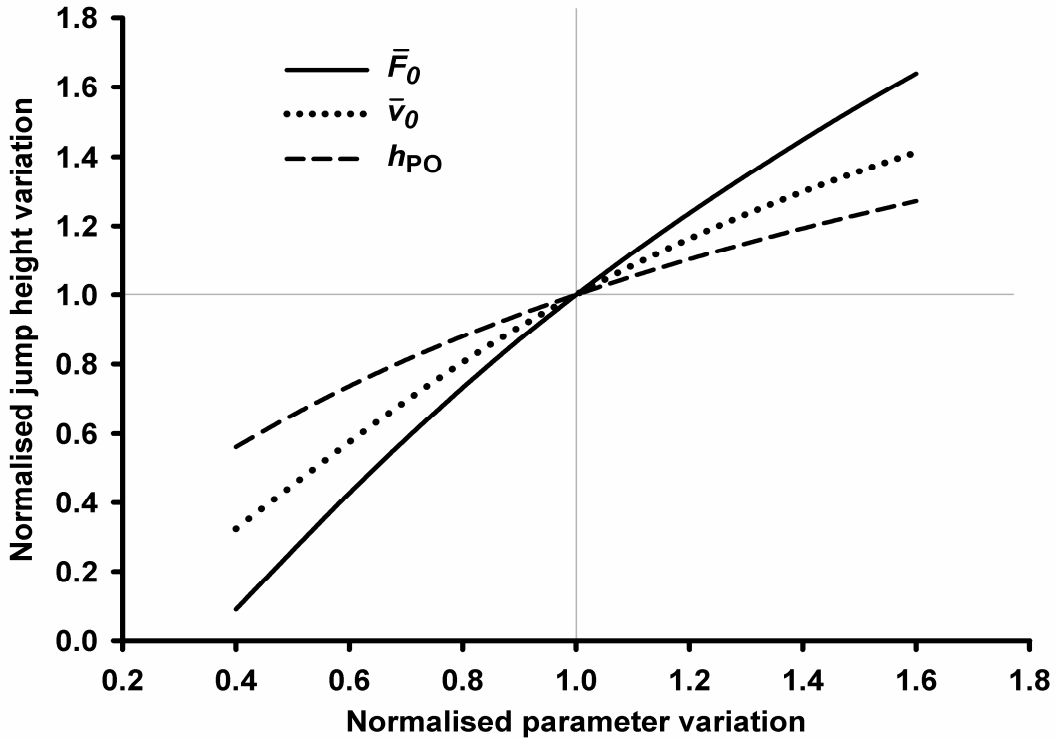


Figure 3: Sensitivity analysis: variations of the three lower extremities mechanical characteristics (\bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO}) against the corresponding variations in maximal jump height. The reference values for the three mechanical characteristics are 30 N.kg^{-1} , 3 m.s^{-1} and 0.4 m for \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} , respectively.

Considering the few values of \bar{F}_0 (between 25 and 50 N.kg⁻¹) and \bar{v}_0 (between 1.5 and 8 m.s⁻¹) reported in previous human studies (Rahmani et al., 2004; Rahmani et al., 2001; Yamauchi and Ishii, 2007) and estimating h_{pO} between 0.35 and 0.45 m, the corresponding h_{\max} values range from ~0.2 to ~0.5 m (Fig. 4, the maximal values of each parameter being unlikely obtained by same subjects), which is in line with human vertical jumping performance. Further, the validity of equation (11) has been confirmed by experimental data comparing actual and predicted values of h_{\max} in human vertical jumps (unpublished personal data).

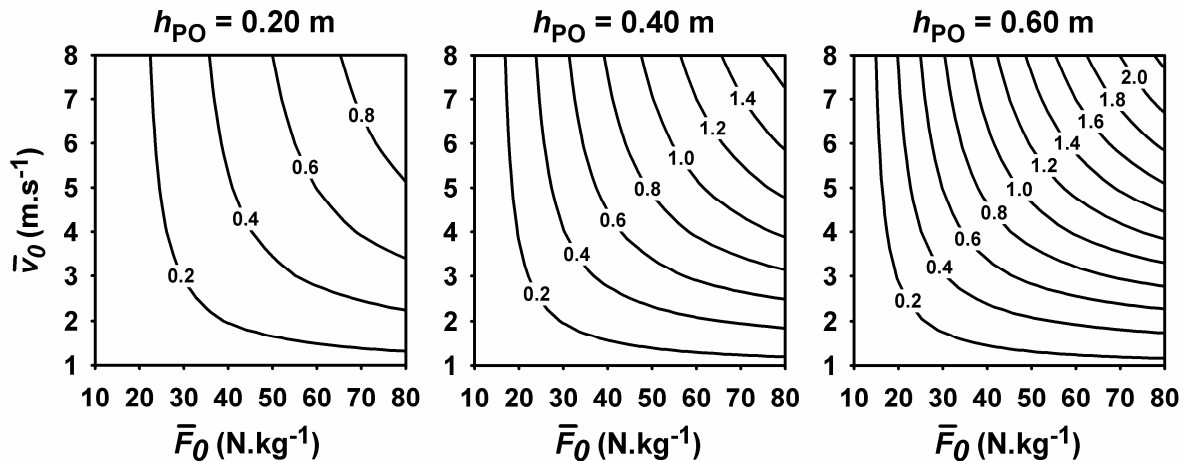


Figure 4: Contour plots showing the influence of \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{pO} on the maximal jump height an animal can reach using its lower extremities musculature as force generator. Each plot shows the influence of \bar{F}_0 and \bar{v}_0 on maximal jump height for three values of h_{pO} characterising different individuals. The contours show the jump height (in m).

4. Discussion

This study proposes a new mathematical approach to identify the mechanical characteristics of lower extremities involved in maximal jumps and to quantify their respective influence on this ability. This integrative approach leads to a mathematical expression of the maximal jump height an animal can reach (h_{\max}) as a function of only three mechanical entities that represent mechanical characteristics of lower extremities: the theoretical maximal dynamic force that can be generated over one lower extremities extension (\bar{F}_0), the theoretical maximal velocity at which the lower extremities can be extended under the influence of muscles force in unloaded conditions (\bar{v}_0), and the lower extremities length change determining the distance over which force can be generated (h_{pO}). These three parameters positively influence the maximal jump height that can be reached by an individual. The originality of the proposed mathematical expression is to take account of both movement and muscular constraints limiting the force production during lower extremities accelerated extension. The main aim of such a simple expression is not to predict performance, but to help understanding the inter-individuals (or inter-species) variability in jumping performance, and to relate them to the large morphological and physiological differences observed among animals.

4.1. Limits of the theoretical integrative approach

The theoretical developments provided to express h_{\max} as a function of only three mechanical characteristics of lower extremities have required many simplifying assumptions that could limit their application. First, since the mechanical properties of the force generator have been characterised by an inverse F-V relationship, the present form of the equation (11) only applies

to animals propelling themselves by the direct action of muscles. Further, the linearity of the F-V relationship of the whole lower extremities musculature, as well as the extrapolation of \bar{F}_0 and \bar{v}_0 , is well admitted for human lower limbs extension (Rahmani et al., 2001; Yamauchi and Ishii, 2007), but has not been thoroughly investigated in animals. It is noteworthy that \bar{F}_0 and \bar{v}_0 are two purely theoretical values and have to be considered as target values towards which maximal capabilities of the force generator tend. Hence, \bar{F}_0 and \bar{v}_0 have to be understood as the “force” and “velocity” maximal capabilities of the force generator. Other rationale assumptions have been made, such as those related to the application of Newton’s laws to a whole body considered as a system or the neglected air resistance which only affects very small animals jump height (body mass below 0.5 g, Scholz et al., 2006a). However, the main limit of the proposed approach remains in the relationship, existing in some cases, between the two parameters characterising the force generator (\bar{F}_0 and \bar{v}_0) and h_{PO} . Indeed, \bar{F}_0 and \bar{v}_0 , being mean values representing maximal force and velocity over the whole push-off, are influenced by lower extremities range of motion (h_{PO}). For a given individual, a variation in h_{PO} (from a change in starting position for instance) may induce variations in \bar{F}_0 and \bar{v}_0 due to the effects of both muscles force-length relationships and changes in joint moment arms during extension. Hence, \bar{F}_0 and \bar{v}_0 correspond to the maximal force and velocity capabilities of lower extremities for a given range of motion, that is for a given h_{PO} . Consequently, the effect of intra-individual variations in h_{PO} on h_{max} has to be considered with caution since h_{PO} variations may involve changes in \bar{F}_0 and \bar{v}_0 . Therefore, comparisons of jumping ability for a given individual at two different instants (e.g. before and after training) require to keep h_{PO} constant (Minetti, 2002; Zamparo et al., 2002). However, for inter-individual or inter-species comparisons, the considered h_{PO} has to correspond to the optimal or usual one for each individual, which allows investigating differences in maximal performance between individuals. For instance, a simple application of equation (11) is possible to explore the differences in jumping ability between humans and bonobos from data presented by Scholz et al (2006). If \bar{F}_0 and \bar{v}_0 are similar, the observed difference of maximal jump height between the man (0.34 m) and the bonobo (0.52 m estimated without arm movement effect) may be explained for ~40% (i.e. ~0.07 m) by the difference in h_{PO} (~0.42 m for the man, ~0.65 m for the bonobo from their optimal starting position). The remaining ~60% (i.e. ~0.11 m) of difference must be explained by better force generator characteristics, and notably, as argued by the authors, by a higher specific force (maximal force per unit muscle mass). In the following part of this discussion, when considering the effect of h_{PO} on h_{max} , one should consider several individuals with different usual or optimal h_{PO} , and not the effect of intra-individual changes in h_{PO} .

4.2. Jumping ability is explained by only three integrative mechanical characteristics

The originality of the proposed approach is to explain jumping performance from the fewest variables possible, which agrees for instance with Alexander’s conception of mathematical models in biological systems: “*the simpler the model, the clearer it is which of its characteristics are essential to the observed effect*” (Alexander, 2003b). The whole point of explaining jumping performance by the fewest lower extremities mechanical characteristics possible is to gather interrelated variables, that is morphological or physiological characteristics (e.g. number of leg joints and leg length) that affect jumping performance through their interaction on the same mechanical characteristics (e.g. h_{PO}). However, this implies these variables to be integrative. Jumping performance has hitherto been mostly explained from animals morphological or

physiological features. The three integrative variables (\bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO}) identified in equation (11) do not correspond to such phenotypic traits, but represent mechanical characteristics of lower extremities. These three mechanical characteristics encompass all the morphological and physiological parameters previously advanced to explain jumping performance variability. For instance, \bar{F}_0 and \bar{v}_0 do not only correspond to intrinsic muscles properties, but are the resultant of all the biological features affecting the maximal force that can be developed during lower extremities extension and the maximal extension velocity, respectively.

The positive influence of \bar{F}_0 on h_{\max} is in line with studies showing an effect of muscle strength on jumping performance (Alexander, 1995; Cheng, 2008; Maffiuletti et al., 2002; Scholz et al., 2006b; Ugrinowitsch et al., 2007; Yamauchi and Ishii, 2007), but also with studies relating animals hind limb muscle mass to jump ability (Choi and Park, 1996; James and Wilson, 2008; James et al., 2007). Indeed, maximal muscle force, proportional to muscle cross-sectional areas (Alexander, 1985), logically increases with the amount of muscle mass involved in push-off. Other factors previously related to jumping performance directly affect \bar{F}_0 : a high rate of force development (Vanezis and Lees, 2005), an optimized motor unit recruitment (Maffiuletti et al., 2002) or positions of muscles origin and insertion increasing torque and force production (Emerson, 1985). Besides, it is worth noting that \bar{F}_0 represent a force normalised to body mass (expressed in equation (11) in N.kg^{-1}). Since larger animals are known to produce lower relative maximal forces, \bar{F}_0 (and so h_{\max}) must be logically influenced by animals body size (Alexander, 1985; James et al., 2007; Scholz et al., 2006a).

Similarly to \bar{F}_0 , the positive influence of \bar{v}_0 on h_{\max} agrees with studies explaining jumping performance from muscles maximal shortening velocity (Eckert, 1968), as well as with studies showing that frog muscles used to power jumping are mainly composed of fast-twitch muscle fibres (Lutz et al., 1998; Marsh, 1994). The effect of \bar{v}_0 on jump performance has been also suggested through the positions of muscles insertion around joints, favouring in many cases the velocity of movement (Emerson, 1985). Neuromuscular coordination strategies, widely presented as determinant for vertical jumping performance (Bobbert and Van Soest, 1994; Pandy and Zajac, 1991), are also integrated in the mechanical characteristics \bar{F}_0 and \bar{v}_0 . The same is true for the positive effect of h_{PO} on h_{\max} . Indeed, h_{PO} includes numerous morphological characteristics that increase the range of motion and have previously been related to jumping performance, such as hind limb length (Choi and Park, 1996; Emerson, 1985; Harris and Steudel, 2002; James and Wilson, 2008), the number of joints and their angular range of motion (Alexander, 1995), or the height of the starting position (Alexander, 1995; Domire and Challis, 2007; Selbie and Caldwell, 1996). It is worth noting that James Gray had already put forward that it was not the leg length itself that is advantageous in jumping, but the ability to extend the limb to a greater length (Gray, 1953).

4.3. Respective influences of \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} on h_{\max}

According to the ecological importance of jumping performance in many species, all the above mentioned biological characteristics, and largely all phenotypic traits that may improve \bar{F}_0 , \bar{v}_0 and h_{PO} , tend to be furthered through successive animal generations. This is obvious when referring to Figs. 1 and 2: increasing h_{\max} may be achieved by shifting the muscle F-V relationship to the top and the right (i.e. increasing both \bar{F}_0 and \bar{v}_0) and/or by shifting the curve of the $\bar{F} - v_{TO}$ conditions allowed by movement dynamics to the top (i.e. increasing h_{PO}). Simulations performed with equation (11) show that h_{\max} is more dependent on \bar{F}_0 or \bar{v}_0 than on h_{PO} . As a result, maximal jumps seems to be more limited by the mechanical characteristics of

force generator (i.e. F-V relationship) than by movement dynamics depending on h_{PO} . Thus, biological adaptations enhancing \bar{F}_0 or \bar{v}_0 may be more determinant in the jumping abilities furthering process. When trying to differentiate the respective weight of \bar{F}_0 and \bar{v}_0 , simulations performed from human-like reference values (sensitivity analysis in Fig. 3) seem to show that maximal jumping ability is more limited by \bar{F}_0 than by \bar{v}_0 . Force capabilities seem thus to represent the mechanical entity playing the most important role in jumping performance, at least in humans. The respective weight of either \bar{F}_0 or \bar{v}_0 on h_{max} seems to be enhanced with the increase in the other variables, as shown by the shape of contours in Fig. 4. Consequently, jump height of smaller animals, known to produce larger relative maximal force (Alexander, 1985), is more sensitive to \bar{v}_0 changes than larger animals jump height is, which agrees with Alexander's model simulations (Alexander, 1995).

4.4. Other strategies to further jumping abilities

In addition to biological adaptations, animals also used specific techniques that allow higher maximal jump height by overcoming the muscular constraints. The most famous one in humans is the countermovement performed just before push-off, leading to 2 to 4 cm higher jumps (Bobbert and Casius, 2005). This greater performance has been explained by the fact that muscle active state develops during the preparatory downward movement, which involves a higher force at the beginning of push-off, and so improves the maximal force capability (Bobbert and Casius, 2005). In Fig. 2, the improvement in jump height thanks to a countermovement may be graphically represented by a shift of the muscles F-V relationship to the top and the right, at least by an increase in \bar{F}_0 . Another strategy has been observed in small animals to face with morphological or muscular constraints, such as short hind limbs limiting h_{PO} (Burrows and Sutton, 2008; James et al., 2007) or poor muscle maximum shortening velocity reducing \bar{v}_0 (Alexander, 1995; James et al., 2007). Such a jump technique, particularly described in insects (Bennet-Clark, 1975) and commonly called "catapult mechanism" (Alexander, 1995; James et al., 2007), allows animals to overcome skeletal muscles limits by storing elastic energy and releasing it suddenly, that is more quickly than what muscles alone could do (Alexander, 1995; Bennet-Clark, 1975; Burrows and Sutton, 2008). In many small insects, for which the whole amount of energy required to jump can be stored in elastic structures (Bennet-Clark, 1975), jumping performance is not limited by muscle contractile properties but rather by the mechanical characteristics of elastic energy storage and recoil. Considered as a linear spring, the series elastic elements can therefore be assumed to shorten at unlimited velocities (Alexander, 1995), the corresponding \bar{v}_0 value tending then to infinite. Simple computations (from data reported by Bennet-Clark (1975) and Alexander (1995)) may show that the maximal jump height a locust can reach using the catapult mechanism may be estimated to ~50 cm while muscles contraction alone would lead to jumps not higher than 5 cm. With the "catapult mechanism", the muscle F-V relationship is not a mechanical limit to jumping performance, which is in line with the low influence of the muscle maximal shortening velocity on the "catapult" jump height (Alexander, 1995). Other animals, larger than insects, have been shown to also use "catapult-like" mechanisms to jump, namely frogs (James et al., 2007; Peplowski and Marsh, 1997; Roberts and Marsh, 2003) or bushbabies (Aerts, 1998; Hall-Craggs, 1965). Even if the mechanical work done during push-off is provided by both elastic energy release and muscles contraction, this jump technique, also qualified as a mechanical power amplifier (Aerts, 1998), largely improves jumping performance by increasing the "velocity" capabilities of the force generator.

5. Conclusion

This study proposed a new integrative approach, based only on simple mathematical and physical principles, to help understanding the mechanical characteristics of lower extremities determining jumping abilities in large animals. Considering both movement and force generator mechanical constraints, this approach leads to a mathematical expression of the maximal jump height an animal can reach from only three mechanical characteristics of its lower extremities: their maximal capability of force production, their maximal extension velocity and their usual length change. The originality of this mathematical expression is to integrate all physiological and morphological factors hitherto advanced to explain jumping performance variability. Moreover, this expression allows to quantify the respective influence of each of these three characteristics. Finally, the proposed integrative approach applies to vertical jumps in large animals, but could be generalised and adapted to other types of maximal push-off or other force generators used to propel a given mass. Even if such an integrative approach can not be used to accurately explore the biological mechanisms underlying the three mechanical characteristics of lower extremities, it may be a first step to understand the relationships between jumping performance variability and physiological or morphological specificities of many large animals.

REFERENCES

- Adamson, G.T., and Whitney, R.J., 1971. Critical Appraisal of Jumping as a Measure of Human Power, in: Vredendregt, J. and Wartenweiller, J., Eds.), *Biomechanics II*, Vol. 6. Karger, S., Basel, pp. 208-211.
- Aerts, P., 1998. Vertical jumping in galago senegalensis: the quest for an obligate mechanical power amplifier. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 353, 1607-1620.
- Alexander, R.M., 1985. The maximum forces exerted by animals. *J. Exp. Biol.* 115, 231-238.
- Alexander, R.M., 1995. Leg design and jumping technique for humans, other vertebrates and insects. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 347, 235-48.
- Alexander, R.M., 2003a. *Climbing and Jumping, Principles of animal locomotion*, Princeton University Press, pp. 146-165.
- Alexander, R.M., 2003b. Modelling approaches in biomechanics. *Philos. Trans. R. Soc. Lond. B. Biol. Sci.* 358, 1429-35.
- Bennet-Clark, H.C., 1975. The energetics of the jump of the locust *Schistocerca gregaria*. *J. Exp. Biol.* 63, 53-83.
- Bobbert, M.F., and Van Soest, A.J., 1994. Effects of muscle strengthening on vertical jump height: a simulation study. *Med. Sci. Sports Exerc.* 26, 1012-20.
- Bobbert, M.F., and Casius, L.J., 2005. Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development? *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 440-6.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 70, 379-86.
- Burrows, M., and Sutton, G.P., 2008. The effect of leg length on jumping performance of short- and long-legged leafhopper insects. *J. Exp. Biol.* 211, 1317-25.
- Cheng, K.B., 2008. The relationship between joint strength and standing vertical jump performance. *J. Appl. Biomech.* 24, 224-33.
- Choi, I., and Park, K., 1996. Variations in take-off velocity of anuran amphibians: Relation to morphology, muscle contractile function and enzyme activity. *Comp. Biochem. Physiol.* 113A, 393-400.
- Domire, Z.J., and Challis, J.H., 2007. The influence of squat depth on maximal vertical jump performance. *J. Sports Sci.* 25, 193-200.
- Eckert, H.M., 1968. Angular velocity and range of motion in the vertical and standing broad jumps. *Res. Q.* 39, 937-42.

- Emerson, S.B., 1985. Jumping and Leaping, in: Hildebrand, M. E., et al., Eds.), *Functional Vertebrate Morphology*, Harvard university Press, Cambridge, pp. 58-72.
- Gray, J., 1953. *Jumping and Creeping, How animals move*, Cambridge University Press, pp. 69-88.
- Hall-Craggs, E.C., 1965. An osteometric study of the hind limb of the galagidae. *J. Anat.* 99, 119-26.
- Harris, M.A., and Steudel, K., 2002. The relationship between maximum jumping performance and hind limb morphology/physiology in domestic cats (*Felis silvestris catus*). *J. Exp. Biol.* 205, 3877-89.
- Hill, A.V., 1938. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond. B Biol. Sci.* 126B, 136-195.
- James, R.S., and Wilson, R.S., 2008. Explosive jumping: extreme morphological and physiological specializations of Australian rocket frogs (*Litoria nasuta*). *Physiol. Biochem. Zool.* 81, 176-85.
- James, R.S., Navas, C.A., and Herrel, A., 2007. How important are skeletal muscle mechanics in setting limits on jumping performance? *J. Exp. Biol.* 210, 923-33.
- Lutz, G.J., Bremner, S., Lajevardi, N., Lieber, R.L., and Rome, L.C., 1998. Quantitative analysis of muscle fibre type and myosin heavy chain distribution in the frog hindlimb: implications for locomotory design. *J. Muscle Res. Cell Motil.* 19, 717-31.
- Maffiuletti, N.A., Dugnani, S., Folz, M., Di Pierno, E., and Mauro, F., 2002. Effect of combined electrostimulation and plyometric training on vertical jump height. *Med. Sci. Sports Exerc.* 34, 1638-44.
- Marsh, R.L., 1994. Jumping ability of anuran amphibians. *Adv. Vet. Sci. Comp. Med.* 38B, 51-111.
- Minetti, A.E., 2002. On the mechanical power of joint extensions as affected by the change in muscle force (or cross-sectional area), *ceteris paribus*. *Eur. J. Appl. Physiol.* 86, 363-9.
- Pandy, M.G., and Zajac, F.E., 1991. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J. Biomech.* 24, 1-10.
- Peplowski, M.M., and Marsh, R.L., 1997. Work and power output in the hindlimb muscles of Cuban tree frogs *Osteopilus septentrionalis* during jumping. *J. Exp. Biol.* 200, 2861-70.
- Rahmani, A., Locatelli, E., and Lacour, J.R., 2004. Differences in morphology and force/velocity relationship between Senegalese and Italian sprinters. *Eur. J. Appl. Physiol.* 91, 399-405.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., and Lacour, J.R., 2001. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur. J. Appl. Physiol.* 84, 227-32.
- Roberts, T.J., and Marsh, R.L., 2003. Probing the limits to muscle-powered accelerations: lessons from jumping bullfrogs. *J. Exp. Biol.* 206, 2567-80.
- Sargeant, A.J., Hoinville, E., and Young, A., 1981. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J. Appl. Physiol.* 51, 1175-82.
- Scholz, M.N., Bobbert, M.F., and Knoek van Soest, A.J., 2006a. Scaling and jumping: gravity loses grip on small jumpers. *J. Theor. Biol.* 240, 554-61.
- Scholz, M.N., D'Aout, K., Bobbert, M.F., and Aerts, P., 2006b. Vertical jumping performance of bonobo (*Pan paniscus*) suggests superior muscle properties. *Proc. R. Soc. B* 273, 2177-84.
- Selbie, W.S., and Caldwell, G.E., 1996. A simulation study of vertical jumping from different starting postures. *J. Biomech.* 29, 1137-46.
- Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Rodacki, A.L., Batista, M., and Ricard, M.D., 2007. Influence of training background on jumping height. *J. Strength. Cond. Res.* 21, 848-52.
- 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. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 56, 650-6. .
- Vanezis, A., and Lees, A., 2005. A biomechanical analysis of good and poor performers of the vertical jump. *Ergonomics* 48, 1594-1603.

- Wakai, M., and Linthorne, N.P., 2005. Optimum take-off angle in the standing long jump. *Hum Mov Sci* 24, 81-96.
- Winter, E.M., 2005. Jumping: Power or Impulse. *Med. Sci. Sports Exerc.* 37, 523-4.
- Yamauchi, J., and Ishii, N., 2007. Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *J. Strength. Cond. Res.* 21, 703-9.
- Zamparo, P., Minetti, A.E., and di Prampero, P.E., 2002. Interplay among the changes of muscle strength, cross-sectional area and maximal explosive power: theory and facts. *Eur. J. Appl. Physiol.* 88, 193-202.

APPENDIX

Computations of the total mechanical work from mean force and total distance

From a mathematical point of view, the total work performed on a mass corresponds to the integral of the force applied over displacement. Graphically, it is the area under the force-displacement curve. Whatever the force changes, it can be shown that this area may be measured as the integration of the instantaneous force over displacement or estimated as the product of the mean force by the total displacement.

This is detailed in the following demonstration:

Consider a body animated by an accelerated movement with a non-constant acceleration. The net force applied on this body is not constant.

$$F(t) \neq \text{constant}$$

This body covers a total distance D during a total time T .

The total work W_T is then the integral of the net force F over displacement x :

$$W_T = \int_0^D F(x) dx \quad (\text{A1})$$

W_T can be estimated approximately by subdividing D in n distances D_i having the same length d :

$$D = \sum_{i=1}^n D_i = n.d \quad (\text{A2})$$

W_T can be then expressed as:

$$W_T = \sum_{i=1}^n \int_{D_i} F(x) dx \quad (\text{A3})$$

(Riemann's integral)

If n tends to infinite:

- the error due to the approximation tends to zero
- d is infinitely short (tends to zero)
- the net force $F(x)$ can be considered as constant during each distance D_i .

Let f_i be the net force during each distance D_i .

Hence, the work W_i done during each distance D_i can be calculated as the integral of the net force f_i over the displacement d :

$$W_i = \int_{D_i} f_i dx = f_i d \quad (\text{A4})$$

An approximation of W_T can be expressed as:

$$W_T = \sum_{i=1}^n W_i \quad (\text{A5})$$

Consequently,

$$W_T = \sum_{i=1}^n f_i \cdot d \quad (\text{A6})$$

$$\Leftrightarrow W_T = d \cdot \sum_{i=1}^n f_i \quad (\text{A7})$$

$$\Leftrightarrow W_T = n \cdot d \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f_i \quad (\text{A8})$$

$$\Leftrightarrow W_T = D \cdot \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n f_i \quad (\text{A9})$$

$$\Leftrightarrow W_T = D \cdot \bar{F} \quad (\text{A10})$$

with \bar{F} the net force averaged over the total displacement D:

$$\bar{F} = \frac{1}{n} \cdot \sum_{i=1}^n f_i \quad (\text{A11})$$

With n tending to infinite, the approximation tends to zero. Hence, it can be accepted that the total work is equal to the product of the mean net force times the total distance covered. This mathematical demonstration may be confirmed by experimental data.

ANNEXE IV

Samozino P., Horvais N., Hintzy F. (2006)

Interactions between cadence and power output effects on mechanical efficiency during submaximal cycling exercises

European Journal of Applied Physiology 97: 133-139

Samozino Pierre · Horvais Nicolas · Hintzy Frédérique

Interactions between cadence and power output effects on mechanical efficiency during sub maximal cycling exercises

Accepted: 22 December 2005 / Published online: 1 February 2006
© Springer-Verlag 2006

Abstract The purpose of this study was to investigate the interactions between cadence and power output effects on cycling efficiency. Fourteen healthy subjects performed four constant power output-tests (40, 80, 120 and 160 W) in which the cadence varied in five bouts from 40 to 120 rpm. Gross efficiency (GE) was determined over the last ten respiratory cycles of each bout and was calculated as the ratio of mechanical energy to energy expenditure. Results showed that (1) GE-cadence relationships reached a maximum at each power output corresponding to the cadence maximising efficiency (CA_{eff}) and (2) GE increased with power output whatever the cadence until a maximal theoretical value. Moreover, interactions were found between these two factors: the cadence effect decreased linearly with power output and the power output effect increased exponentially with cadence. Consequently, cycling efficiency decreased more when cadence differed from CA_{eff} at low than at high power output, and increased more with power output at high cadence than at low cadence. These interactions between cadence and power output effects on GE were mainly due to cadence and power output effects on the energy expenditure shares not contributing to power production.

Keywords Cycle ergometer · Oxygen consumption · Gross efficiency · Crossed effects · Pedalling rate

Introduction

The mechanical efficiency of human performing submaximal exercise is defined as the ratio of mechanical work accomplished to metabolic energy expended to do that work (Whipp and Wasserman 1969). Whatever the mode of propulsion, the mechanical work accomplished

is the external work, which refers to the application of force by the muscles through a distance (Donovan and Brooks 1977; Whipp and Wasserman 1969). In the case of cycling on an ergocycle, the work done by the lower limb muscles is easily calculated knowing the linear displacement of the flywheel and the friction loads opposing to this displacement. Calculation of energy expenditure during submaximal exercise is based on the measurement of oxygen uptake ($\dot{V}O_2$) and simultaneous respiratory exchange ratio (RER) calculation (Gaesser and Brooks 1975; Stainbsy et al. 1980). The mechanical efficiency obtained refers to gross efficiency (GE) index, as proposed in the literature by Gaesser and Brooks (1975). Studies about cycling showed that GE was influenced by the exercise conditions.

Firstly, GE is cadence dependant. However, there is notable controversy: some studies showed that GE decreased with increasing in cadence (Chavarren and Calbet 1999; Gaesser and Brooks 1975) whereas Widrick et al. (1992) showed second order polynomial relationship between cadence and efficiency. These last authors showed a cadence maximising the efficiency between 35 and 57 rpm for power output ranging from 49 to 146 W. This most efficient cadence was also observed throughout the oxygen consumption (e.g. Coast and Welch 1985; Hintzy et al. 1999; Seabury et al. 1977).

Secondly, GE is power output dependant since it increased with increasing power output during lower limb (e.g. Gaesser and Brooks 1975) or upper limb (Powers et al. 1984) cyclical movements.

Nevertheless, to the best of our knowledge, only one study (Chavarren and Calbet 1999) differentiated the evolution of each mechanical efficiency-cadence (or efficiency-power output) relationship as a function of power output (or cadence, respectively). They noted, without statically demonstration and explanation, that the effect of cadence on GE decreased as a linear function of power output. The aim of the present study was (1) to confirm and discuss these results and (2) to know whether the efficiency-power output relationships were influenced by the cadence during submaximal cycling.

S. Pierre (✉) · H. Nicolas · H. Frédérique
Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives,
Université de Savoie—CISM, 73-376 Bourget du lac, France
E-mail: pierre.samozino@univ-savoie.fr

The assumption was that mechanical efficiency changed with increasing cadence (or power output) in different manners according to the power output (or the cadence, respectively).

Materials and methods

Subjects

Fourteen male healthy university students, accustomed to pedalling, volunteered to participate in the study. After having been told the nature of the experiment and its possible risks, they signed a consent statement accepted by the ethical guidelines of the university. To eliminate specific adaptations to training and any possible difference in cadence such as those that have been reported by Coyle et al. (1991), subjects specialized and trained in cycling were not selected for this experiment. The mean age, height, body mass and percentage of body fat of the group were 21.7 years (SD 1.2), 176.9 cm (SD 6.5), 70.4 kg (SD 10.5) and 12.3% (SD 3.2), respectively.

Experiment protocol

During the same session, each subject completed four submaximal tests on the cycle-ergometer. Each test was (1) performed at one of the four power output (40, 80, 120 and 160 W) and (2) composed of five successive bouts corresponding to the cadence of 40, 60, 80, 100 and 120 rpm. The cadence order was ascending and fixed for every tests (Hintzy et al. 1999). The applied friction load was calculated with the formula giving power output as the product of friction load by linear speed, resulting in a constant power output during the entire test. Each test lasted 15 min (3 min at each cadence) and was separated by 15 min of rest. The 40 W-test, used as a warm-up, was always the first test performed whereas the three other tests were randomised.

Material and data analysis

A standard friction loaded cycle ergometer (Monark type 818 E, Stockholm, Sweden) was used for the study. The friction load applied to the inertial flywheel and the cadence, which could be control, allowed to calculate the mechanical energy. The cadence was indicated to the subject thanks to an auditory metronome and a cadence meter placed in front of the subject on the ergocycle. The handlebar and the saddle height were adjusted to individual anthropometric characteristics and the feet of the subjects were strapped on the pedals.

During the four tests, subjects were connected to a gas analyser system (Cosmed K4b², Rome, Italy) via a

3-way respiratory valve through a mouthpiece. The gas analyser system was calibrated before and after each test with known reference gas mixtures and a 3-l syringe. $\dot{V}O_2$ and $\dot{V}CO_2$ were continuously measured breath to breath during each bout and averaged over the last ten respiratory cycles of each bout, i.e. when the $\dot{V}O_2$ was stabilised. RER was also calculated. Individual $\dot{V}O_2$ and RER were used to calculate total energy expenditure. GE was obtained as the ratio of mechanical energy to the total energy expenditure.

Both GE and energy expenditure relationships with cadence or power output were described by least squares regressions. In each case, the linear regressions were first tested. If no significance occurred, a second, third, and so on regression was applied until it was significant. Cadences maximising efficiency (CA_{eff}) at each power output were equal to 40 rpm if GE decreased with cadence (since 40 rpm was the lowest imposed cadence), or were calculated by the first mathematical derivation of the GE-cadence relationships in case of a second order polynomial regression between GE and cadence (Coast and Welch 1985; Hintzy et al. 1999). Power output effect on GE was also evaluated by the calculation, at each cadence, of GE increase by increment of 40 W (Diff_{40-80} , Diff_{80-120} , $\text{Diff}_{120-160}$ for GE augmentation from 40 to 80 W, from 80 to 120 W and from 120 to 160 W, respectively) expressed in percentage of the GE value at the lower power output.

Interactions between cadence and power output effects on GE were evaluated by the difference between extreme GE values (1) among values at 40–120 rpm for each power output (Diff_{CA} expressed in percentage of the minimal values) and (2) among values at 40–160 W for each cadence (Diff_{PO} expressed in percentage of the minimal values).

Statistics

Results are presented as mean \pm standard deviation (SD) values. A two-way analysis of variance for repeated measured and Newman-Keuls post-hoc tests were used to determine cadence and power output effects on GE.

Overall differences among values of energy expenditure, RER, CA_{eff} , Diff_{CA} and Diff_{PO} , and differences between Diff_{40-80} , Diff_{80-120} and $\text{Diff}_{120-160}$, were tested with analysis of variance for repeated measures and Newman-Keuls post-hoc tests. For all statistical analysis, a *P* value of 0.05 was accepted as the level of significance.

Results

Mean RER values measured in this study were 0.90 ± 0.06 , 0.89 ± 0.06 , 0.93 ± 0.07 , 0.96 ± 0.08 at 40, 80, 120 and 160 W, respectively.

Power output effect on energy expenditure: GE increased significantly with power output ($P < 0.001$) whatever the cadence [40 rpm: $F(3, 39) = 685.5$; 60 rpm: $F(3, 39) = 530.4$; 80 rpm: $F(3, 39) = 300.9$; 100 rpm: $F(3, 39) = 219.1$; 120 rpm: $F(3, 39) = 167.4$]. Individual energy expenditure-power output relationships were linear for all subjects at each cadence ($r^2 = 0.93-0.99$; $P < 0.005$ or $P < 0.001$) (Fig. 1).

Cadence effect on GE: GE values differed significantly with cadence [$F(4, 44) = 312.0$; $P < 0.001$] whatever the power output. Individual relationships between GE and cadence were well fitted, for all subjects, with a second order polynomial regression at 120 and 160 W ($r^2 = 0.91-1.00$, $P < 0.001$ or $P < 0.05$) and with a linear regression at 40 W and 80 W ($r^2 = 0.82-0.99$, $P < 0.001$ or $P < 0.05$) (Fig. 2a). These relationships allowed the determination of CA_{eff} values which were, for the range of cadence tested, 40 ± 0.0 , 40 ± 0.0 , 41.1 ± 8.0 and 45.6 ± 16.2 rpm at 40, 80, 120 and 160 W, respectively. No power output effect on CA_{eff} values was shown by the analysis of variance.

Power output effect on GE: GE increased significantly with power output [$F(3, 33) = 1200.5$; $P < 0.001$] whatever the cadence (Fig. 2b). $Diff_{40-80}$, $Diff_{80-120}$ and $Diff_{120-160}$ values are presented in Table 1. Whatever the cadence, $Diff_{40-80}$ was significantly higher than $Diff_{80-120}$, which was significantly higher than $Diff_{120-160}$ (except at 60 and 120 rpm for which it was just a trend). Individual relationships between GE and power output were well fitted, for all subjects at each cadence, with a regression defined by an equation of type: $GE = a - (b/\text{power output})$, a and b being constants ($r^2 = 0.91-1.00$, $P < 0.001$ or $P < 0.05$). This type of relation admitted an asymptote corresponding to $GE = a$. Table 2 presents these asymptote values and the power output from which these asymptote values were approached (with an estimation of 5%).

Interactions between cadence and power output effect on GE: the two-way analysis of variance showed an interaction between factors on GE [$F(12, 132) = 3.82$; $P < 0.0001$]. Figure 3 presents mean values (\pm SD) of

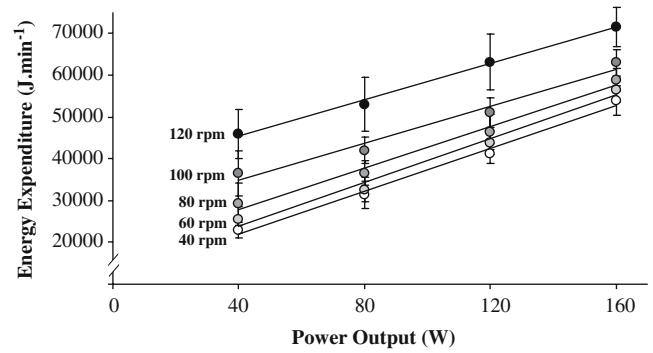


Fig. 1 Evolution of mean (\pm SD) values of energy expenditure with power output at each cadence

$Diff_{CA}$ (a) and $Diff_{PO}$ (b) as well as results of analysis of variance and Newman-Keuls post-hoc test.

Discussion

In the present investigation, the mechanical efficiency of human performing a submaximal cycling exercise has been estimated from whole body measurements of $\dot{V}O_2$, i.e. without base-line subtraction. Therefore, the efficiency corresponds really to the efficiency (GE index) of the human body during a physical effort, but can't be truly assimilated to a muscular efficiency. Indeed, in $\dot{V}O_2$ measurements, a share contributes to the actual physical work (i.e. power production by lower limb muscles), but the others corresponds to the $\dot{V}O_2$ at rest, or to the $\dot{V}O_2$ for moving the lower limbs, stabilizing the trunk and for cardio-respiratory work. Otherwise, for a valid determination of mechanical efficiency, $\dot{V}O_2$ should be measured at steady state and under submaximal intensities so that energy expenditure can be precisely calculated from the $\dot{V}O_2$. In the present study, the submaximal condition was controlled by the RER values, which did not exceed 1 whatever the power output and the cadence imposed. Indeed, Wasserman et al. (1973) showed that a RER value below 1 indirectly confirmed that tests were

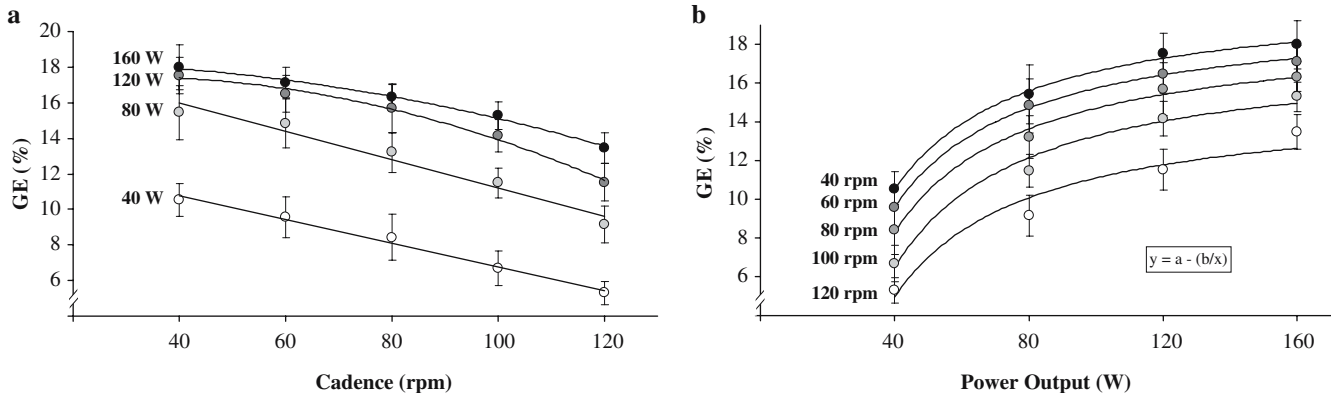


Fig. 2 Evolution of mean (\pm SD) values of gross efficiency (GE) with a cadence and with b power output. Each line represents a specific power output or b a specific cadence

Table 1 Mean (\pm SD) values of Diff₄₀₋₈₀, Diff₈₀₋₁₂₀ and Diff₁₂₀₋₁₆₀ (augmentation in gross efficiency (GE) from 40 to 80 W, 80 to 120 W and 120 to 160 W, respectively) at each cadence. Results of analysis of variance and Newman-Keuls post-hoc tests are presented

Cadence (rpm)	Diff ₄₀₋₈₀	Diff ₈₀₋₁₂₀	Diff ₁₂₀₋₁₆₀	Analysis of variance results	
40	46.86 \pm 13.00*	4.22 \pm 9.39*	2.70 \pm 5.12*	$F(2,24) = 49.4$	$P < 0.001$
60	56.00 \pm 13.61*	11.92 \pm 10.20	4.45 \pm 6.01	$F(2,24) = 70.0$	$P < 0.001$
80	59.25 \pm 21.22*	8.90 \pm 8.04*	4.98 \pm 10.72*	$F(2,26) = 49.9$	$P < 0.001$
100	73.83 \pm 20.60*	23.45 \pm 7.01*	8.27 \pm 6.33*	$F(2,26) = 84.6$	$P < 0.001$
120	73.83 \pm 15.26*	26.11 \pm 7.66	17.51 \pm 7.51	$F(2,26) = 101.3$	$P < 0.001$

*Differed significantly with others values at same cadence ($P < 0.05$)

mainly performed in submaximal intensities, i.e. below the lactate threshold. Besides, the linearity of energy expenditure-power output relationships at each cadence (Fig. 1) showed that the lactate threshold was not reached whatever the cadence (e.g. Zoladz et al. 1995, 1998).

According to least squares regressions results, GE-cadence relationships were linear at 40 and 80 W and second order polynomial type at 120 and 160 W. The CA_{eff} values observed were in line with most efficient cadence presented in the literature, i.e. between 35 and 60 rpm for power output between 40 and 200 W (e.g. Coast and Welch 1985; Hintzy et al. 1999; Seabury et al. 1977; Widrick et al. 1992). In accordance with Seabury et al. (1977), CA_{eff} tended to increase with power output. Consequently, GE-cadence relationship was shifted to the right at high power output, and to the left at low power output. These results could explain the discrepancies in regression types found in this study and in the literature (linear regressions for Chavarren and Calbet 1999; Gaesser and Brooks 1975; Powers et al. 1984; second order polynomial regressions for Widrick et al. 1992). Indeed, according to the range of power output and cadences used, second order polynomial relationships may not be observed between GE and cadence. When cadence decreases and becomes lower than CA_{eff}, GE decreases because force rate increases and more muscular fibres have to be recruited to overcome this higher force (Seabury et al. 1977), which involves higher energy expenditure. When cadence increases and becomes higher than CA_{eff}, GE decreases due to an increase in energy expenditure for a same power output level. In the literature, four phenomena were proposed

and detailed. Firstly, muscles fibres exceed their most efficient velocity (Coyle et al. 1992). Secondly, type II muscle fibres, shown to be less efficient than type I ones, are more selectively recruited (for review, see Rome 1993). Thirdly, the energy needed to move the lower limbs throughout the pedal revolution without external resistance was shown to increase with cadence (France-scato et al. 1995; van Ingen Schenau et al. 1990; Wells et al. 1986; Widrick et al. 1992; Zoladz et al. 1998). However, this share of energy expenditure, associated in the literature with the internal work (Winter 1990), does not contribute to power production. Fourthly, the energy used to stabilize the upper body during cycling also increases with cadence (Hansen et al. 2004), this energy not participating to power production. Finally, it is worth noting a fifth phenomenon developed in literature throughout the pedal effectiveness index (effective forces vs. non-effective forces), but never associated to efficiency decrease. This index (Patterson and Moreno 1990) decreases with cadence due to an increase of non-effective forces (Patterson and Moreno 1990; Sanderson 1991). Consequently, we could expect that, for the same power output, subjects had to product more muscular force when cadence increased, hence more energy expenditure.

Gross efficiency increased significantly with power output whatever the cadence, which is in accordance with previous studies (Chavarren and Calbet 1999; Gaesser and Brooks 1975; Powers et al. 1984). This can be explained by the decreasing effect of resting and moving-lower limb metabolic shares on the denominator of GE mathematical ratio (Powers et al. 1984). Since these two shares of energy expenditure, which do not

Table 2 Mean (\pm SD) asymptote values of GE-power output relationships (a-values) at each cadence; and mean (\pm SD) power output values from which these a-values were approached with estimation of 5%. Results of analysis of variance and Newman-Keuls post-hoc tests are presented

Cadence	GE = a/(b/power output)					Analysis of variance results	
	40 rpm	60 rpm	80 rpm	100 rpm	120 rpm		
Asymptote value of GE-PO relationships (%)	20.7 \pm 1.3*	19.9 \pm 0.9*	18.9 \pm 0.7*	17.8 \pm 0.9*	15.2 \pm 1.1*	$F(4,52) = 126.7$	$P < 0.001$
Power output from which asymptote value was approached (W)	393.3 \pm 27.5	414.7 \pm 40.8	449.4 \pm 49.6*	507.4 \pm 45.2*	538 \pm 33.4*	$F(4,52) = 48.8$	$P < 0.001$

*Differed significantly with others values ($P < 0.05$)

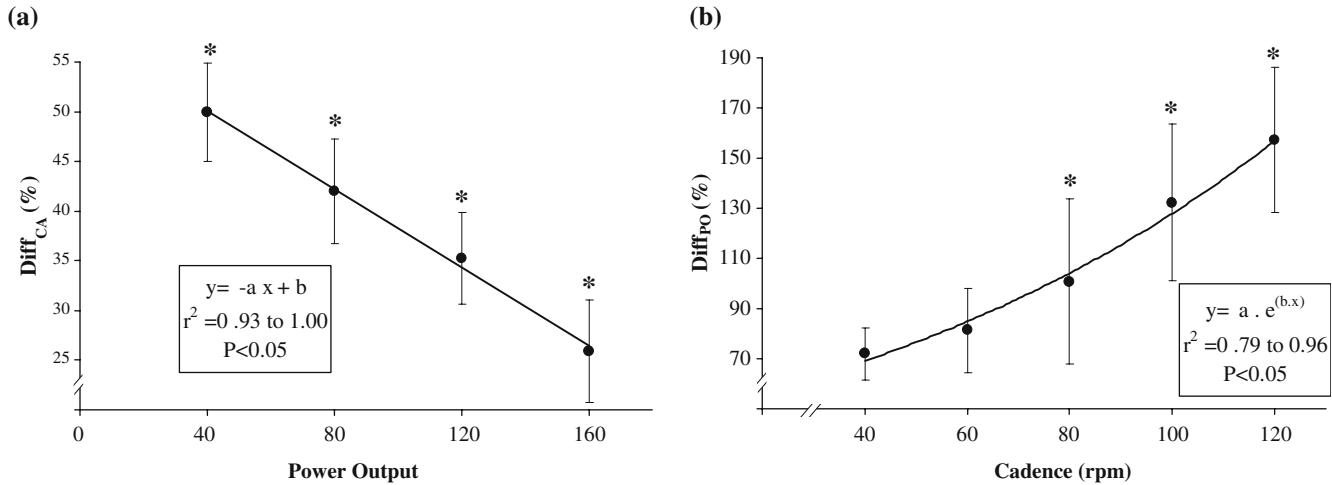


Fig. 3 Evolution of mean (\pm SD) values of **a** Diff_{CA} (difference between extreme values of GE from 40 to 120 rpm) with power output and **b** Diff_{PO} (difference between extreme values of GE from

40 to 160 W) with cadence. Significant differences between values in function of **a** power output and **b** cadence are presented: *differed significantly with others values ($P < 0.05$)

contribute to mechanical energy production, decrease with increasing power output, efficiency logically increases. Besides, since the pedal effectiveness increases with power output (Davis and Hull 1981; Ericson and Nisell 1988; Patterson and Moreno 1990; Sanderson 1991), the share of non-effective forces decreases with power output, which contributes to GE increase (Zameziati et al. 2006). Otherwise, GE increased with power output at each cadence such as $GE = a - (b/\text{power output})$ (with a and b constant values). The increase of GE with power output was then attenuated with increments in power output. Indeed, Diff_{40–80} was higher than Diff_{80–120}, which was higher than Diff_{120–160}, at each cadence. So, power output effect on GE decreased when power output increased (Fig. 2b). It may be thought that the less increase of GE with power output is related to a disproportionate increase in energy expenditure at high power output. Nevertheless, energy expenditure–power output relationships were linear for each subject at each cadence (Fig. 1). So, no “slow component in O₂” (Zoladz et al. 1995) was observed in the present study for power output lower than 160 W. In fact, the less increase of GE at high power output was caused by the less decrease at high power output of energy expenditure shares which did not participate to power production (resting and moving lower-limb shares). Moreover, at each cadence, GE–power output relationships admitted an asymptote ($GE = a$) corresponding to the maximal theoretical GE value of the human cycling aerobic capacities. For one first time calculated and discussed, these maximal theoretical GE values measured in the present study varied from 15 to 20% between 40 and 120 rpm. They were lower than the human muscular efficiency of a concentric contraction, calculated at 30% by Whipp and Wasserman (1969). Moreover, they were in accordance with expected values for a cycling exercise. These maximal theoretical GE values decreased with cadence, which was in accordance with GE–cadence

relationships observed and with power output and cadence used. At each cadence, the maximal theoretical GE was approached (with an estimation of 5%) from an accuracy power output value. This power output value, increasing with cadence, represents the power output from which the efficiency of human cycling aerobic capacities would be maximised. It is worth noting that, in present study, the efficiency of aerobic capacities could be maximised from around 400 W with a cadence of 40–50 rpm. However, for subjects studied, these cycling conditions were unrealisable and the aerobic capacities would not have been sufficient to product 400 W.

Gross efficiency was then both cadence and power output dependant. An interaction between these two factors existed and was shown by the two-way analysis of variance. This means that cadence effects on GE changed with power output and that power output effects on GE changed with cadence. Diff_{CA} (difference between extreme GE values among values at 40–120 rpm for each power output) and Diff_{PO} (difference between extreme GE values among values at 40–160 W for each cadence) calculations were then used to estimate and analyse the sense and the amplitude of these interactions. Indeed, as GE–cadence relationships were polynomial or linear, the cadence influence on GE was high when the value of Diff_{CA} is important. In the same way, as GE increased with power output, the power output influence on GE was high when the Diff_{PO} value is important.

Firstly, the cadence effect on GE decreased significantly and linearly with increments in power output in the range of power output used (40–160 W). In other terms, when cadence deviated from CA_{eff}, the efficiency decreased more at low power output than at high power output. This result was already suggested by Chavarren and Calbet (1999), but not calculated nor explained. When cadence increases and becomes higher than CA_{eff},

the moving-lower limb part in energy expenditure increases in the same way whatever the power output, except that it represents a higher part in energy expenditure at low power output than at high power output. Consequently, energy expenditure and GE are more influenced by cadence at low power output than at high power output. This could be related to the decrease, when power output increased, of the difference in energy expenditure between cycling at low and high cadence shown by Sargeant and Beelen (1993; Fig. 18). Therefore, the choice of the cadence would be more important at low than at high power output because a gap from the CA_{eff} would have more negative consequences on efficiency. Thus, this could explain why competitive cyclists can adopt higher cadences than CA_{eff} without important consequences on energy expenditure since they pedal at high power output. They also adopt these high cadences because efficiency is not the major parameter influencing cycling performances (Kohler and Boutellier 2004).

Secondly, the power output effect on GE increased significantly and exponentially with increasing cadence for the range of cadence used (40–120 rpm). In other words, GE increased more with power output at high cadence than at low one. First of all, this result may be related to the less attenuation of increase of GE with power output at high cadence than at low cadence. Since the attenuation of power output effect tended to be lower at high cadence (Fig. 2b), the power output effect on GE tended to be more important at high cadence. This result was observed in present study, but not statistically proved, by the decrease with cadence of the ratio between Diff_{40-80} and $\text{Diff}_{120-160}$ mean values. A graphical approach of GE-cadence regressions may also explain this result. GE increased with increments in power output and, above CA_{eff} , GE decreased more at low power output than at high power output. Graphically, it means that GE-cadence regressions at high power output were above those at low power output, and that the gap between regressions increased with cadence. Consequently, with increasing power output, GE increased more at high cadence than at low one. This explanation demonstrated that it would be precisely at cadence close to CA_{eff} that GE less increased with power output and not necessary at low cadence (because GE-cadence relationships were polynomial). Interestingly, the cadence for which GE effect was the lowest corresponded to the cadence maximising the efficiency firstly observed by Seabury et al. (1977). If it were really at CA_{eff} that GE effect was lower, the Diff_{PO} -cadence relationships must have accepted second order polynomial regressions with a minimum value. In the present study, Diff_{PO} -cadence relationships were exponential because the range of cadence investigated corresponded to cadence for which Diff_{PO} values only increased with cadence. Besides, in cycling investigation, the difference between low cadence and CA_{eff} values is difficult because CA_{eff} values are too close to minimal cadence that a cyclist can adopt without modifying pedalling pattern (about 40 rpm). As a consequence, it is difficult to show

that the power output effect on GE would increase when cadence decreases and becomes lower than CA_{eff} . It may be hypothesised that the link between cadence maximising efficiency and cadence minimising power output dependence could be investigated by additional muscular analysis. Concretely, GE increased more with power output at high cadence than at low cadence (or precisely than at cadence close to CA_{eff}). In other terms, cycling efficiency decreased less with decreasing power output in pedalling at low than at high cadence. Consequently, pedalling at cadences close to CA_{eff} would allow to maximise the efficiency, but also to minimise the decline of efficiency when, for example, fatigue induces a reduction of power development.

In conclusion, the present study showed interactions between cadence and power output effects on cycling mechanical efficiency. Cadence effect on GE decreased linearly with power output. Power output effect on GE increased exponentially with cadence. These interactions were mainly due to cadence and power output effects on the energy expenditure shares not contributing to power production.

Acknowledgements The authors are grateful to the Laboratoire des Sciences du Sport, Besançon, France; especially Tordi N, for the loan of the gas analyser system without what, this study could not have been carried out. The authors wish to thank the subjects for their time and energy.

References

- Chavarren J, Cabelt JAL (1999) Cycling efficiency and pedalling frequency in road cyclists. *Eur J Appl Physiol* 50:555–563
- Coast JR, Welch GH (1985) Linear increase in optimal pedal rate with increased power output in cycling ergometry. *Eur J Appl Physiol* 53:339–342
- Coyle EF, Feltner ME, Kautz SA, Hamilton MT, Mountain SJ, Baylor AM, Abraham LD, Petrek GW (1991) Physiological and biomechanical factors associated with elite endurance cycling performance. *Med Sci Sports Exerc* 23:93–107
- Coyle EF, Sidossis LS, Horowitz JF, Beltz JD (1992) Cycling efficiency is related to the percentage of type I muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc* 24:782–788
- Davis RR, Hull ML (1981) Measurements of pedal loading in bicycling: II. Analysis and results. *J Biomech* 14:857–872
- Donovan CM, Brooks GA (1977) Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol* 43:431–439
- Ericson MO, Nissel R (1988) Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int J Sports Med* 9:118–122
- Francescato MP, Girardis M, Di Prampero PE (1995) Oxygen cost of internal work during cycling. *Eur J Appl Physiol* 72:51–57
- Gaesser GA, Brooks GA (1975) Muscular efficiency during steady-rate exercise: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol* 38:1132–1139
- Hansen EA, Jorgensen LV, Sjogaard G (2004) A physiological counterpoint to mechanistic estimates of “internal power” during cycling at different pedal rates. *Eur J Appl Physiol* 91:435–442
- Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD (1999) Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans. *Eur J Appl Physiol* 79:426–432
- Kohler G, Boutellier U (2004) The generalized force-velocity relationship explains why the preferred pedaling rate of cyclists exceeds the most efficient one. *Eur J Appl Physiol* 94:188–195

- Patterson RP, Moreno M (1990) Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Med Sci Sports Exerc* 22:512–516
- Powers SK, Beadle RE, Mangum M (1984) Exercise efficiency during arm ergometry: effects of speed and work rate. *J Appl Physiol* 56:495–499
- Rome LC (1993) The design of the muscular system. In: Sargeant AJ, Kernell D (eds) *Neuromuscular fatigue*. Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences, Amsterdam, pp129–136
- Sanderson DJ (1991) The influence of cadence and power output on the biomechanics of force application during steady-rate cycling in competitive and recreational cyclists. *J Sports Sci* 9:191–203
- Sargeant AJ, Beelen A (1993) Human Muscle fatigue in dynamic exercise. In: Sargeant AJ, Kernell D (eds) *Neuromuscular fatigue*. Royal Netherlands Academy of Arts and Sciences, Amsterdam, pp 81–92
- Seabury JJ, Adams WC, Ramey MR (1977) Influence of pedalling rate and power output on energy expenditure during bicycle ergometry. *Ergonomics* 5:491–498
- Stainsby WN, Gladden LB, Barclay JK, Wilson BA (1980) Exercise efficiency: validity of base-line subtractions. *J Appl Physiol* 48:518–22
- van Ingen Schenau GJ, van Woensel WWLM, Boots PJM, Snackers RW, de Groot G (1990) Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling. *J Appl Physiol* 61:11–19
- Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL (1973) Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 35:236–243
- Wells R, Morrissey M, Hughson R (1986) Internal work and physiological responses during concentric and eccentric cycle ergometry. *Eur J Appl Physiol* 55:295–301
- Whipp BJ, Wasserman K (1969) Efficiency of muscular work. *J Appl Physiol* 26:644–648
- Widrick JJ, Freedson PS, Hamill J (1992) Effect of internal work on the calculation of optimal pedalling rates. *Med Sci Sports Exerc* 24:376–382
- Winter DA (1990) A new definition of mechanical work done in human movement. *J Appl Physiol* 46:79–83
- Zameziati K, Mournieux G, Rouffet D, Belli A (2006) Relationship between the increase of effectiveness indexes and the increase of muscular efficiency with cycling power. *Eur J Appl Physiol* (in press)
- Zoladz JA, Rademaker ACHJ, Sargeant AJ (1995) Non-linear relationship between O₂ uptake and power output at high intensities of exercise in humans. *J Physiol* 488:211–217
- Zoladz JA, Duda K, Majerczak J (1998) VO₂/Power output relationship and slow component of oxygen uptake kinetics during cycling at different pedalling rates: relationship to venous lactate accumulation and blood acid-base balance. *Physiol Res* 47:427–438

ANNEXE V

Samozino P., Horvais N., Hintzy F. (2007)

Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling?

11th Congress of the European College of Sport Science, Lausanne, 5-8 juillet, Proc.
p. 578

Communication affichée

Why does power output decrease at high pedalling rates during sprint cycling?

Samozino Pierre^{1,2}, Morin Jean-Benoît², Hintzy Frédérique¹

¹ Laboratoire de Modélisation des Activités sportives, Université de Savoie – CISM, 73376 Bourget du Lac, France

² –UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Saint-Etienne, Médecine du sport et Myologie - CHU Bellevue, 42055 Saint-Etienne Cedex 02, France

During sprint cycling, the power output-peddalling rate relationship is parabolic and presents a maximal power output (P_{max}) and an optimal pedalling rate (PR_{opt}). Using a dynamics modelling simulation, Van Soest and Casius (2000) explained these PR_{opt} values from two factors influencing power output in opposite ways when pedalling rate increased. On the one hand, the potential for power production, as defined by intrinsic muscle mechanical properties, increased with pedalling rate and reached a maximum around 200 rpm. On the other hand, activation dynamics had a detrimental effect on increasing power production with pedalling rate. The aim of this study was to investigate the concrete expression of this detrimental effect to understand the decrease in power output beyond PR_{opt} .

Eleven male cyclists performed four randomised 8s sprints against friction loads ranging from 0.5 to 0.9 $N \cdot kg^{-1}$ body mass. The friction-loaded cycle ergometer (Monark type 818 E, Stockholm, Sweden) used was equipped with an optical encoder for measurement of flywheel displacement and with a strain gauge for measurement of frictional force. Instantaneous crank angle and pedalling rate were obtained from flywheel displacement and velocity. Power output was the product of external force (sum of frictional and inertial forces) and flywheel velocity. Power output and pedalling rate were averaged over each pedal downstroke and related by 2nd order polynomial regression. P_{max} and PR_{opt} were determined by the first mathematical derivation of the relevant regression equation. During each downstroke, crank angles corresponding to minimal ($CA_{P_{min}}$) and maximal ($CA_{P_{max}}$) instantaneous power output values were determined. Pedalling rate effect was tested with analyse of variance and Newman-Keuls *post-hoc* tests.

Mean P_{max} and PR_{opt} values were $9.55 \pm 0.99 W \cdot kg^{-1}$ and 120 ± 9.86 rpm, respectively. $CA_{P_{min}}$ and $CA_{P_{max}}$ ranged from $-7.27 \pm 4.26^\circ$ to $17.7 \pm 11.0^\circ$ and from $80.8 \pm 6.41^\circ$ to $107 \pm 15.2^\circ$, respectively (0° corresponding to the top dead centre). $CA_{P_{min}}$ and $CA_{P_{max}}$ were significantly higher at pedalling rates higher than 130 rpm than at low ones ($P < 0.05$).

To be efficient, power must be produced between 70 and 110°, i.e. at angles optimizing pedal effectiveness (Ericson et al. 1988). At low pedalling rates (<130 rpm), peak power production appeared at these optimal crank angles. However, with increasing pedalling rate, the beginning ($CA_{P_{min}}$) and peak ($CA_{P_{max}}$) of power production appeared at higher crank angles. Hence, power was produced later in the crank cycle, and therefore at less efficient crank angles. Consequently, even if muscle power applied to the pedals would increase (Van Soest and Casius 2000), power output decreased beyond PR_{opt} .

Ericson MO, Nissel R (1988). Efficiency of pedal forces during ergometer cycling. *Int. J. Sports Med.* 9: 118-122

Van Soest AJ, Casius LJR (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling? *Med. Sci. Sports Exerc.* 32: 1927-1934

Why does power output decrease at high pedalling rates during sprint cycling?

Pierre Samozino ^{1 2}, Jean-Benoît Morin ², Frédérique Hintzy ¹

¹ Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Bourget du Lac, France; pierre_samozino@univ-st-etienne.fr
² UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Saint-Étienne, France

Introduction

- During sprint cycling, power output was shown to decrease beyond around 120 rpm (Arsac et al. 1996) while potential for power production, as defined by intrinsic muscle mechanical properties, was shown to increase with pedalling rate until 200 rpm (Van Soest & Casius 2000)
- Decrease in power output beyond P_{Ropt} may be partly explained by detrimental effects of high pedalling rates on crank torque. Indeed, crank torque was shown to occur later in crank cycle with pedalling rate increase (Sarre et al. 2004 : constant pedalling rates conditions below 120 rpm)

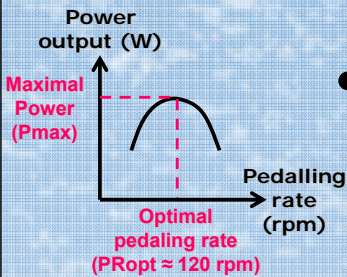
AIM

ANALYSE CRANK TORQUE PATTERN WITHIN EACH CRANK CYCLE DURING SPRINT CYCLING

HYPOTHESIS

Crank torque occurs later in crank cycle with increasing pedalling rate, what would explain the decrease of power output beyond P_{Ropt}

Classical Power - Pedalling rate relationship



Arsac et al. (1996)

Methods

11 males cyclists non specialized in sprint (32±6 years; 1.79±0.05 m; 77.5±10.2 kg) performed four 8s-sprints against 4 friction loads (0.5 to 0.9 N.kg⁻¹)

Instantaneous crank angles, total force (friction + inertial) and pedalling rate were measured at 100 Hz by a friction-loaded cycle ergometer equipped with an optical encoder, a strain gauge and pedals without toe-clips (Arsac et al. (1996))

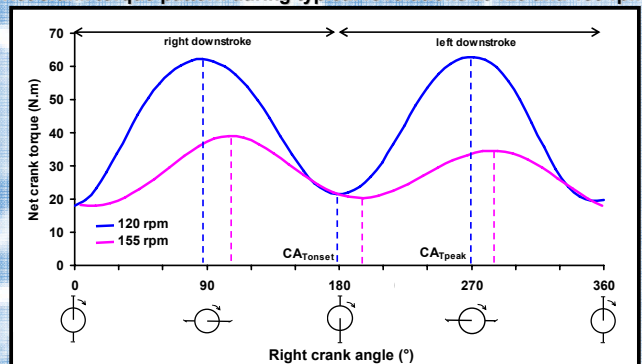


- Power output = total force . pedalling rate
- Crank torque was computed from total force
- Crank angles corresponding to onset (CA_{Tonset}) and peak (CA_{Tpeak}) of crank torque were determined during each downstroke

Pedalling rate effect was tested with ANOVA and Newman-Keuls *post-hoc* tests in gathering data in 5 bins (P<0.05)

Results

Net crank torque pattern during typical revolutions at 120 and 150 rpm



Crank angles corresponding to onset and peak of crank torque for each downstroke

Pedaling rates	CA _{Tonset} (°)	CA _{Tpeak} (°)
50 to 90 rpm	-7.3 ± 4.3 (or 353°)	80.8 ± 6.4
90 to 110 rpm	-1.9 ± 6.1 (or 358°)	82.5 ± 6.7
110 to 130 rpm	4.0 ± 5.6 †	91.4 ± 3.1 ‡
130 to 150 rpm	15.0 ± 8.1 *	105.3 ± 10.7 *
150 to 170 rpm	17.7 ± 11.0 *	107.8 ± 15.2 *

* Differed significantly from values at pedalling rates below 130 rpm

† Differed significantly from values at pedalling rates below 90 rpm

‡ Differed significantly from values at others pedalling rates

Discussion & Conclusion

- To be effective, peak crank torque must occur between 80 and 100°, *i.e.* at angles optimizing pedal effectiveness (Ericson et al. (1988))
 - For low pedalling rates (<130 rpm), crank torque production appeared at these optimal crank angles
- However, with increasing pedalling rate during sprint cycling, the onset (CA_{Tonset}) and peak (CA_{Tpeak}) of crank torque appeared at higher crank angles
 - Crank torque was thus produced later in the crank cycle, and therefore at less effective crank angles

HYPOTHESIS

High pedalling rates during non-isokinetic cycling had detrimental effects on crank torque, what partly explained the power output decrease beyond P_{Ropt} (*i.e.* beyond 120 rpm)

References

- Arsac et al., *Eur J Appl Physiol* 74: 100-106, 1996
- Ericson et al., *Int J Sports Med* 9: 118-122, 1988

- Sarre et al., *J Hum Mov Studies* 47: 133-142, 2004
- Van Soest and Casius, *Med Sci Sports Exerc* 32: 1927-1934, 2000

ANNEXE VI

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2008)

A simple method for evaluating mechanical characteristics of lower limb extensor muscles

12th Congress of the European College of Sport Science, Jyväskylä, 10-13 juillet,

Proc. p. 201

Présentation orale

A simple method for evaluating mechanical characteristics of lower limb extensor muscles

Samozino Pierre, Morin Jean-Benoît, Hintzy Frederique, Belli Alain

(UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Saint-Étienne, Médecine du sport et Myologie, CHU Bellevue, 42055 Saint-Étienne Cedex 02, France)

Vertical jumps are widely used to assess lower limbs explosive power, especially from vertical ground reaction force (VGRF) and velocity of the center of mass measured with force plate during push off. However, the use of such an equipment is expensive and impractical for field measurements. Different regression equations were proposed to indirectly estimate power during squat jump (SJ) from simple parameters: SJ height and body mass (e.g. Canavan and Vescovi 2004, Harman et al. 1991). The main limitation of such methods is the population-dependence of the equations. The aim of this study was to propose and validate a simple calculation method to evaluate muscle mechanical characteristics of lower limb extension, that would allow to determine values of force, velocity and power during a SJ from three simple parameters: body mass, SJ height and leg length change.

Eleven physically active men performed two SJ on a force plate (Kistler type 9281B, Winterthur, Switzerland) from a 90° knee angle starting position. The VGRF was measured at a rate of 2000 Hz. Mean power during push off (P) was calculated as the product of mean vertical force (F) and mean vertical velocity (V), both determined from two methods. Firstly, the reference method consisted in averaging values of VGRF and vertical velocity during the push off. The instantaneous vertical velocity was obtained here by simple integration of the VGRF signal over time (Harman et al. 1991). Secondly, the simple method, based on fundamental laws of mechanics, computed *F* and *V* as:

$$F = m.g.((Hmax/LLchge) + 1)$$

$$V = LLchge.(F - m.g)/(m.(2.g.Hmax)^{0.5})$$

with *g* the gravity acceleration, *m* the body mass in kg, *Hmax* the maximal height reached in m (obtained here as $Hmax = g.t f^2/8$ with *t f* the flight time in s) and *LLchge* the leg length change in m (extended leg with foot plantar flexion length minus ground-greater trochanter distance in SJ starting position).

Pearson's correlation tests were used to study the relationships between the values of the two methods for all parameters. The absolute bias was calculated for each parameter value as:

$$Bias = |(SimpleMethod - ReferenceMethod)/ReferenceMethod|.100$$

Mean absolute bias were 1.55 % (± 0.95), 3.77 % (± 2.52) and 2.64 % (± 1.84) for F, V and P, respectively. Correlations between the two methods were significant for all parameters (*r* from 0.97 to 0.99, *p*<0.001). These results, along with the Bland and Altman analyses performed, allow the validation

of the simple method.

In conclusion, this study proposed and validated a computation method based on few simple parameters for evaluating mechanical characteristics of lower limb extensor muscles during SJ. It could be useful to assess athletes performance or patients rehabilitation in field conditions.

Bosco C, Komi PV (1979). *Acta Physiol Scand* 106: 467-472

Canavan PK, Vescovi JD (2004). *Med Sci Sports Exerc* 36: 1589-1593

Harman EA et al. (1991). *Journal of Applied Sport Science Research* 5: 116-120

Keywords: Power, Jumping, Force Plate

ANNEXE VII

Samozino P., Morin J.B., Hintzy F., Belli A. (2009)

Vertical jumping performance: an integrative mechanical approach

13^{ème} Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives, Lyon, 28-30 octobre

Communication affichée

Vertical jumping performance: an integrative mechanical approach

Samozino Pierre, Jean-Benoît Morin, Frédérique Hintzy & Alain Belli

Laboratoire de Physiologie de l'Exercice EA4338, Université de Saint-Etienne – PRES Lyon
pierre.samozino@univ-st-etienne.fr

A novel integrative approach is proposed to well understand the mechanical variables determining vertical jumping ability. Considering both movement and muscles mechanical constraints, and using simple mathematical and physical principles, this approach lead to a mathematical expression of the maximal jump height an athlete can reach as a function of only three mechanical entities: the maximal force lower limbs can produce, the maximal velocity at which lower limbs can extend and the distance of force production. These three mechanical entities positively influence jumping performance.

Keywords: maximal jump, accelerating mass, force – velocity relationship, training.

INTRODUCTION

Jumping ability is considered to be particularly important for successful performance in many sport activities. Examining the factors that determine maximal jumping capacities could help coaches and athletes to develop training strategies with the purpose of improving such kind of explosive movements. Several variables have been related to jumping performance, as mechanical power, strength, neuromuscular coordination strategies or morphological characteristics (e.g. Alexander, 1995; Yamauchi & Ishii, 2007, Aragon-Vargas & Gross, 1997), but no definitive consensus has been clearly established. Moreover, most of studies used statistical methods (e.g. correlations or multiple regressions) that suffer from both uncertainty of causal effect between dependent and independent variables and risk of interrelated variables, or mathematical models integrating a large amount of morphological, physiological and neuromuscular parameters (e.g. Alexander, 1995; Bobbert & van Zandwijk, 1999). The aim of this study is therefore to propose a novel mathematical integrative approach allowing to explain maximal vertical jumping performance from the fewest and simplest mechanical entities possible.

THEORETICAL BACKGROUND

Maximal vertical jumps aim to cover the highest vertical distance thanks to the production of a large amount of mechanical energy during one quick lower limbs extension. This mechanical work production is limited by mechanical constraints imposed by both movement dynamics and force generator mechanical properties. Application of basic principles of dynamics on a squat jump shows that jump height is maximised when both mean vertical relative force developed by lower limbs (\bar{F} in N.kg^{-1}) and mean vertical velocity of the centre of mass (\bar{v} in m.s^{-1}) are maximised during push-off, \bar{F} and \bar{v} varying concomitantly as:

$$\bar{F} = \frac{2\bar{v}^2}{h_{PO}} + g \quad (1)$$

with g the gravitational acceleration (9.81 m.s^{-2}) and h_{PO} the vertical push-off distance (in m). However, the concomitant increase in \bar{F} and \bar{v} is limited by the mechanical characteristics of the force generator, that is the whole musculature involved in lower limbs extension. The mechanical limits of muscles maximal capacities are represented by an inverse linear force-velocity relationship (e.g. Yamauchi & Ishii, 2007):

$$\bar{F} = \bar{F}_{\max} - \frac{\bar{F}_{\max}}{\bar{v}_{\max}} \bar{v} \quad (2)$$

with \bar{F}_{\max} (in N.kg^{-1}) and \bar{v}_{\max} (in m.s^{-1}) the y-intercept and the x-intercept of the force-velocity relationship, respectively. In fact, \bar{F}_{\max} and \bar{v}_{\max} represent the theoretical maximal values of mean force the athlete can produce during one legs extension and mean velocity at which legs can extend, respectively. As a result, the \bar{F} - \bar{v} condition corresponding to the

maximal jump height the athlete can reach (h_{\max} in m) have to be a valid couple of solutions for both equations (1) and (2). Solving this system of equations and using ballistic equations lead to a mathematical expression of h_{\max} as a function of \bar{F}_{\max} , \bar{v}_{\max} and h_{PO} :

$$h_{\max} = \frac{h_{PO}^2}{4g^2} \left(\sqrt{\frac{g\bar{F}_{\max}^2}{2\bar{v}_{\max}^2} + \frac{4g(\bar{F}_{\max} - g)}{h_{PO}}} - \frac{\bar{F}_{\max}}{\bar{v}_{\max}} \sqrt{\frac{g}{2}} \right)^2 \quad (3)$$

RESULTS – DISCUSSION

The originality of the proposed approach is to explain jumping performance from the fewest variables possible. However, this implies variables to be integrative. The three parameters identified in equation (3) do not correspond to morphological or physiological characteristics, but represent the mechanical entities affecting vertical jump height, each of them encompassing all factors hitherto advanced to explain jumping performance variability. For instance, \bar{F}_{\max} and \bar{v}_{\max} do not only correspond to intrinsic muscles properties, but are the resultant of all the biological features affecting the maximal relative force developed (e.g. muscle strength, muscle mass or motor unit recruitment) and the maximal leg extension velocity (e.g. fast-twitch muscle fibres proportions or neuromuscular coordination strategies). Similarly, h_{PO} includes numerous morphological characteristics that have previously been related to jumping performance, such as lower limb length, joint angular range of motion or starting position. Simulation of equation (3) puts forward the positive influences of \bar{F}_{\max} , \bar{v}_{\max} and h_{PO} on h_{\max} (figure 1). The greater change in h_{\max} with \bar{F}_{\max} variation tends to show that maximal force capacities seem to be the major mechanical entity to train in order to enhance jumping abilities. While h_{PO} well explains inter-individual differences in jump height, the effect of intra-individual changes in h_{PO} on h_{\max} may differ from equation (3) predictions due to both muscles force-length relationships and changes in joint moment arms during push-off.

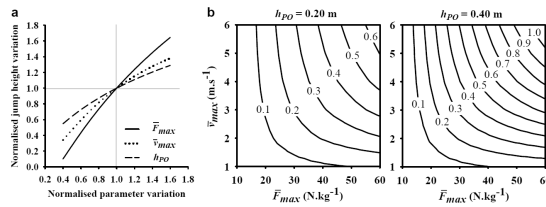


Figure 1. Sensitivity analysis (a) and contour plots (b) showing the positive effect of \bar{F}_{\max} , \bar{v}_{\max} and h_{PO} on h_{\max} .

CONCLUSION

This study proposes a novel integrative approach to identify the mechanical entities affecting maximal vertical jumping and to quantify their respective influence on performance. Considering both movement and muscles mechanical constraints, this approach leads to a mathematical expression of the maximal jump height an athlete can reach from only three mechanical entities: maximal force of lower limbs, maximal velocity of lower limbs extension and distance through which force can be produced.

REFERENCES

- Alexander, R. M. (1995). Leg design and jumping technique for humans, other vertebrates and insects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 347, 235-248.
- Yamauchi, J. & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21, 703-709.
- Aragon-Vargas, L. F. & Gross, M. M. (1997). Kinesiological factors in vertical jump performance: Differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 24-44.
- Bobbert, M. F. & van Zandwijk, J. P. (1999). Sensitivity of vertical jumping performance to changes in muscle stimulation onset times: a simulation study. *Biological Cybernetics*, 81, 101-108.



VERTICAL JUMPING PERFORMANCE : AN INTEGRATIVE MECHANICAL APPROACH

Pierre SAMOZINO, Jean-Benoît MORIN, Frédérique HINTZY, Alain BELLI

Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Etienne, France

pierre.samozino@univ-st-etienne.fr

INTRODUCTION WHAT ARE THE MECHANICAL CAPABILITIES OF LOWER LIMBS DETERMINING JUMPING ABILITY ?



- Experimental studies have led to discordant results (Yamauchi & Ishii 2007, Driss et al. 1998)
- Theoretical models have related vertical jumping performance to several physiological, morphological or neuromuscular specificities (Alexander 1995, Bobbert & Ingen Schenau 1988) that all influence jump height by modifying the overall mechanical capabilities of lower limbs

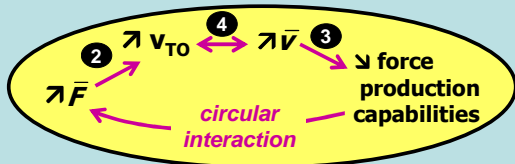
AIM Propose a THEORETICAL INTEGRATIVE APPROACH to

- IDENTIFY the mechanical characteristics of lower limbs determining jumping ability
- QUANTIFY their respective influence on jumping performance

THEORETICAL BACKGROUND

Applying dynamics principles to the body center of mass during a vertical jump gives:

- 1 AERIAL PHASE DYNAMICS :** $h = v_{TO}^2 / (2g)$
→ maximising h = maximising v_{TO}
- 2 PUSH-OFF DYNAMICS :** $v_{TO} = \sqrt{2h_{PO}(\bar{F} - g)}$
→ maximising v_{TO} = maximising \bar{F}
- 3 LOWER LIMBS MECHANICAL CAPABILITIES :** $\bar{F} = \bar{F}_{max}(1 - \bar{v} / \bar{v}_{max})$
→ force production capabilities \searrow when $\bar{v} \nearrow$
(Yamauchi & Ishii 2007, Rahmani et al. 2001)
- 4 PUSH-OFF DYNAMICS :** $\bar{v} = v_{TO} / 2$



h = jump height (m)
 v_{TO} = take-off velocity (m.s⁻¹)
 h_{PO} = push-off distance or lower limbs length change (m)
 \bar{F} = mean vertical force produced by lower limbs during push-off (N.kg⁻¹)
 \bar{v} = mean vertical velocity during push-off (m.s⁻¹)
 \bar{F}_{max} = maximal \bar{F} lower limbs can produce (N.kg⁻¹)
 \bar{v}_{max} = maximal \bar{v} at which lower limbs can extend (m.s⁻¹)

Considering both push-off dynamics and lower limbs capabilities, the maximal jump height an individual can reach (h_{max}):

$$h_{max} = \frac{h_{PO}^2}{4g^2} \left(\frac{g\bar{F}_{max}^2}{2\bar{v}_{max}^2} + \frac{4g(\bar{F}_{max} - g)}{h_{PO}} - \frac{\bar{F}_{max}}{\bar{v}_{max}} \sqrt{\frac{g}{2}} \right)^2$$

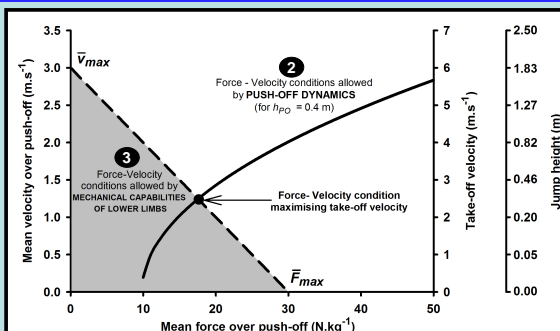


Fig. 1: illustration of the two mechanical constraints imposed by movement dynamics and lower limbs capabilities during a typical push-off

Alexander (1995) *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci* 347: 235-48
 Bobbert & Ingen Schenau (1988) *J Biomech* 21: 249-262
 Driss et al. (1998) *J Sports Med Phys Fitness* 38: 286-93

RESULTS

Fig. 2: sensitivity analysis
 (reference condition: $\bar{F}_{max} = 30$ N.kg⁻¹; $\bar{v}_{max} = 3$ m.s⁻¹; $h_{PO} = 0.4$ m)

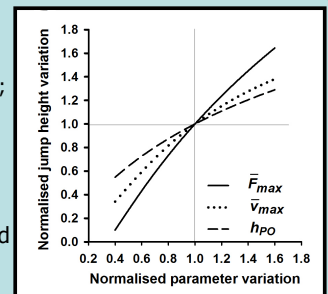
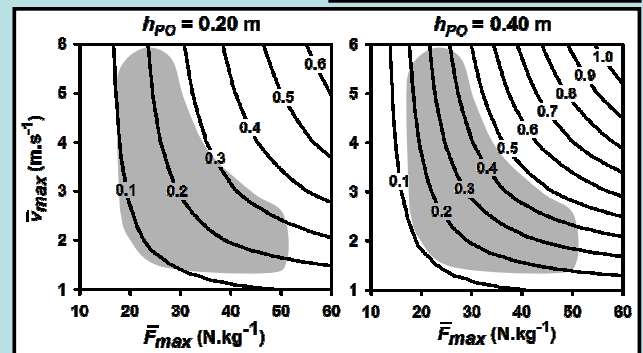


Fig. 3: contour plots showing the changes in h_{max} under the positive influence of \bar{F}_{max} , \bar{v}_{max} and h_{PO} . The grey areas represent typical human values



DISCUSSION & CONCLUSION

- Maximal jump height can be explained by only three mechanical capabilities of lower limbs: their maximal force, their maximal extension velocity and their usual extension range
- These 3 entities positively influence jumping ability
 → Force capabilities seem to be the major entity to train in order to enhance jump height (Fig. 2)

The proposed theoretical approach
 → isolates the basic mechanical entities through which all physiological, morphological and neuromuscular specificities influence jumping performance
 → may help coaches to develop training strategies by predicting changes in jump height according to changes in mechanical capabilities of lower limbs

Rahmani et al. (2001) *Eur J Appl Physiol* 84, 227-32
 Yamauchi & Ishii (2007) *J Strength Cond Res* 21: 703-9

ANNEXE VIII

Morin J.B., Samozino P., Zameziati K., Belli A. (2007)

Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running

Journal of Biomechanics 40: 3341-3348

1ère page

Effects of altered stride frequency and contact time on leg-spring behavior in human running

J.B. Morin*, P. Samozino, K. Zameziati, A. Belli

UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Saint-Etienne, Médecine du Sport – Myologie, CHU Bellevue, 42055 Saint-Etienne Cedex 2, France

Accepted 2 May 2007

Abstract

Many studies have demonstrated that contact time is a key factor affecting both the energetics and mechanics of running. The purpose of the present study was to further explore the relationships between contact time (t_c), step frequency (f) and leg stiffness (k_{leg}) in human running. Since f is a compound parameter, depending on both contact and aerial time, the specific goal of this study was to independently vary f and t_c and to investigate their respective effects on spring–mass characteristics during running, seeking to determine if the changes in k_{leg} observed when running at different f are mainly due to inherent changes in t_c . We compared three types of constant 3.33 m s^{-1} running conditions in 10 male subjects: normal running at the subject's freely chosen f , running with decreased and increased f , and decreased and increased t_c at the imposed freely chosen f . The data from the varied f trials showed that the variation of t_c was strongly correlated to that of k_{leg} ($r^2 = 0.90$), and the variation of f was also significantly correlated to that of k_{leg} ($r^2 = 0.47$). Further, changes in t_c obtained in various t_c conditions were significantly correlated to changes in k_{leg} ($r^2 = 0.96$). These results confirm that leg stiffness was significantly influenced by step frequency variations during constant speed running, as earlier demonstrated, but our more novel finding is that compared to step frequency, the effect of contact time variations appears to be a stronger and more direct determinant of k_{leg} . Indeed, 90–96% of the variance in k_{leg} can be explained by contact time, whether this latter parameter is directly controlled, or indirectly controlled through its close relationship with step frequency. In conclusion, from the comparison of two experimental procedures, i.e. imposing various step frequency conditions vs. asking subjects to intentionally vary contact time at their freely chosen step frequency, it appears that changes in leg stiffness are mainly related to changes in contact time, rather than to those in step frequency. Step frequency appears to be an indirect factor influencing leg stiffness, through its effect on contact time, which could be considered a major determinant of this spring–mass characteristic of human running.

© 2007 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Spring–mass model; Stiffness; Time of force application; Stride rate

1. Introduction

When bipeds or quadrupeds hop, skip, trot, gallop or run, the forces produced by their muscular machinery are applied to the ground and oriented in order to increase, maintain or decrease their momentum, during the time that a foot, hoof or paw is in contact with the ground, i.e. during the “contact time” (t_c). In addition to mechanics, it has been shown that the inverse of contact time (t_c^{-1}), also referred to as the rate of force application is an important

determinant of the energetic cost of running across speed in various species of terrestrial mammals and birds (e.g. Kram and Taylor, 1990; Roberts et al., 1998). Indeed, Kram and Taylor (1990) showed that the rate of force application was strongly related to and could primarily explain the metabolic cost of locomotion in small to large mammals, i.e. in 30 g kangaroo rats (*Dipodomys merriami*) to 140 kg ponies (*Equus caballus*). These findings were further confirmed by Roberts et al. (1998), who included humans and running birds in their study. Other studies have shown that t_c^{-1} could estimate mass-specific rates of oxygen uptake in freely running humans (Hoyt et al., 1994; Weyand et al., 2001).

*Corresponding author. Tel.: +33 477 127985; fax: +33 477 127229.
E-mail address: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr (J.B. Morin).

ANNEXE IX

Horvais N., Samozino P., Zameziati K., Hautier C., Hintzy F. (2007)

Effects of a non circular chainring on muscular, mechanical and physiological parameters during cycle ergometer tests

Isokinetics and Exercise Science 15: 271-279

1ère page

Effects of a non circular chainring on muscular, mechanical and physiological parameters during cycle ergometer tests¹

Nicolas Horvais^{a,*}, Pierre Samozino^a, Karim Zameziati^a, Christophe Hautier^b and Frederique Hintzy^a
^aLaboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Bourget du Lac, France
^bCentre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, Lyon 1, France

Abstract. This study analysed muscular, mechanical and physiological parameters using a circular chainring (CC) and a non circular Osymmetric chainring (OC). OC was characterized by the use of a lower radius during top and bottom dead center and a higher radius during downstroke and upstroke phases.

Twelve triathletes performed (i) an 8 min submaximal test and (ii) two 8 s maximal sprint tests. Gross efficiency was calculated during the submaximal test. Instantaneous external force and pedalling rate were recorded and the instantaneous net crank torque was calculated during both tests. Lower limb muscles coordination pattern (timing and magnitude) were also recorded.

During the submaximal test, the only significant differences were the lower net crank torque of OC vs. CC at 0° and 180° and the higher net crank torque of OC vs. CC at 90° ($P < 0.05$). Concerning the sprint test, the only significant difference was the higher burst duration of the biceps femoris muscle with OC ($P < 0.05$).

Present results indicate that OC facilitated mechanically the foot path at 0° and 180°. Nevertheless, this mechanical effect did not seem to be sufficient to improve performance since the muscles coordination pattern was not modified.

Keywords: Chainring, performance, EMG, force

1. Introduction

In order to improve cycling performance, manufacturers attempt to optimize biomechanical variables by various modifications such as seat tube angle inclination, seat height, crank length, toe clips and chainring (CR) shape [2,6,7,19]. Except the CR effects, all these modifications are well documented.

Classically, CR is circular with a constant radius throughout the pedal crank revolution. However, Ericson and Nisell [5] showed that the tangential force (effective force) applied to the pedal, and therefore the

net crank torque, was not constant but sinusoidal during a pedal crank revolution with maximum and minimum values around 90° and 0° and/or 180° respectively (0° being defined as the top dead centre and positive in the clockwise direction).

Thus, non-circular CR (i.e. with change in radius size in relation to the pedal crank position) has been manufactured in order to take into account the sinusoidal change of the net crank torque. Elliptical and skewed ellipse (i.e. minor and major axes are not perpendicular) CR, characterized by a smaller radius around 90° and 270° in comparison to a circular CR (CC) were analysed by Cullen et al. [4] ("Biopace", Shimano, Osaka, Japan) and by Hull et al. [11] ("Eng 10"). These studies did not reveal a significant improvement during submaximal exercises when compared to a CC. However, the change in radius length of this non-circular CR is in opposition to the net crank torque change since the small radius is used when the net crank torque is higher

¹This study was based on a PhD dissertation.

*Address for correspondence: Nicolas Horvais, Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie – CISM, 73 376 Bourget du Lac, France. Fax: +33 4 79 75 81 48; E-mail: nicolas.horvais@univ-savoie.fr.

ANNEXE X

Horvais N., Samozino P., Textoris V., Hautier C., Hintzy F. (2008)

Biomechanical and physiological descriptions of the elliptical cycle locomotion

Isokinetics and Exercise Science 16: 11-17

1ère page

Biomechanical and physiological descriptions of the elliptical cycle locomotion

Nicolas Horvais^a, Pierre Samozino^{a,d}, Vincent Textoris^b, Christophe Hautier^c and Frederique Hintzy^{a,*}

^aLaboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Bourget du Lac, France

^bCentre de Recherche & Développement Décathlon, Villeneuve d'Asq, France

^cCentre de Recherche et d'Innovation sur le Sport, Lyon, France

^dPhysiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Saint-Etienne, France

Abstract. The aim of this study was to describe elliptical cycle locomotion by muscular, kinematics, physiological and perceptual parameters during submaximal and maximal exercises. Seven men performed an incremental test until exhaustion. Pulse rate, ratings of perceived exertion (6–20 Borg's scale), muscular activity of 8 muscles (higher and lower limbs muscles) and elbow, shoulder, hip and knee joint amplitudes were continuously recorded. Pulse rate reached about 70% of the theoretical maximal pulse rate after 3 minutes of submaximal exercise and about 95% at the end of the maximal exercise; the sensation of this effort being respectively described as “weak” and “very hard”. EMG analysis indicated that all investigated muscles were activated, especially knee and hip extensor muscles. Kinematic analysis showed that all joints were activated especially the elbow, shoulder and knee. The elliptical cycle locomotion led to global body activation (both higher and lower limbs activity) and therefore induced a relatively significant cardiac activation even at low intensity. We therefore suggest that elliptical cycle locomotion is a unique pattern.

Keywords: Fitness, ergometer, electromyography, kinematics, perception, innovation

1. Introduction

In line with the fight against sedentary lifestyles and the expansion of physical activity at home the sport fitness industry has become interested in the development of small low-bulk ergometers which allow high cardiac and ventilatory work, global muscular solicitation and significant energy expenditure. Classic ergometers that provide such possibilities are the ergocycle, the rowing machine, the treadmill and the stepper, all of which reproduce an existing human locomotion, i.e., cycling, rowing, running and walking on stair respectively. Recently, a new ergometer, the elliptical cycle, was introduced (Fig. 1).

This ergometer is characterized by a cyclical, regular and alternative movement with both higher and lower limbs. The athlete is placed up, feet on the cranks and hands on the handlebars. If the athlete performs the movement with the right crank placed at 0° (0° being defined at the top dead centre and positive in the clockwise direction) he first pulls on the handlebar with the left higher limb and pushes on the crank with the right lower limb until reaching bottom dead centre (i.e. 180°) (Fig. 2). In this position, the athlete pulls on the handlebar with the right higher limb and pushes on the crank with the left lower limb (Fig. 2). From a physical point of view, athletes have to overcome an electro-magnetic resistance on the flywheel like on a cycle ergometer and lift the body in order to maintain the vertical position like on a stepper.

To our knowledge, no study has biomechanically or physiologically described the elliptical cycle locomotion. The first aim of this study was therefore to analyse muscular, kinematics, physiological and percep-

*Address for correspondence: Frederique Hintzy, Laboratoire de Modélisation des Activités Sportives, Université de Savoie – CISM, 73 376 Bourget du Lac, France. Fax: +33 4 79 75 81 48; E-mail: frederique.hintzy@univ-savoie.fr.

ANNEXE XI

Giorgio P., Samozino P., Morin J.B. (2009)

Multi-grip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise

Journal of Strength and Conditioning Research 23:652-659

1ère page

MULTIGRIP FLEXIBLE DEVICE: ELECTROMYOGRAPHICAL ANALYSIS AND COMPARISON WITH THE BENCH PRESS EXERCISE

PIERRE GIORGIO,¹ PIERRE SAMOZINO,² AND JEAN-BENOÎT MORIN²

¹Department of Sport Sciences and Physical Education, University of Saint-Étienne, Saint-Étienne, France; ²Research unit in Physiology and Physiopathology of Exercise and Handicap (EA 3062), University of Saint-Étienne, Saint-Étienne, France

ABSTRACT

Giorgio, P, Samozino, P, and Morin, JB. Multigrip flexible device: electromyographical analysis and comparison with the bench press exercise. *J Strength Cond Res* 23(2): 652–659, 2009—The aim of this study was to analyze a multigrip warpable fitness device that opposes elastic-like resistance when subjects aim at either compressing or stretching it out of its initial shape, and to compare the electromyographical (EMG) activity of the pectoralis major, anterior deltoid, and triceps brachii induced by various exercises performed using this device with that induced by bench press exercises at different loading levels. Peak EMG activity was measured in 13 healthy physical education students for concentric 2-second phases during bench press exercises at 20, 40, 60, 80, and 100% of maximal repetition, and for 6 movements with the device tested (4 different grips, 3 arms positions, both in concentric and isometric conditions). The main results show that the muscle solicitation that could be reached was significantly different depending on the grip used ($p < 0.05$) and was equivalent to that observed in bench press exercises performed against loads ranging from 20 to 80% of the maximal repetition. Changing arm position (from the standard position of use to outstretched arms or a butterfly-like position) resulted in significantly increasing levels of activation for the pectoralis major and the anterior deltoid. The instability phenomena observed when performing isometric actions with this device did not result in higher levels of activation, which does not allow us to classify it among instability devices (such as wobble boards or balls). It seems from our results that this device is worth considering for both warm-up and strengthening matters

and in the field of physical therapy and rehabilitation, allowing, for instance, progressive force production in upper-limb joint strengthening processes.

KEY WORDS muscular activation, elastic resistance, weight training, bench press

INTRODUCTION

A basic principle in weight training is to perform movements against a given resistance. To reach this objective, different kinds of resistance can be used; body weight, additional loads (dumbbells, specific weight training machines, loaded vests), and elastic resistance are the most commonly used. The kind of resistance used is directly linked to the aims of the coaches and athletes. Athletes seeking to improve muscular strength will principally use exercises involving additional loads. For instance, the bench press (BP) exercise is a popular and widely used example of this kind of exercise that allows upper-limb muscle strengthening through the use of additional loads.

Many studies have been conducted to better understand the demands and effects of the BP, specifically through the electromyographical (EMG) activity of some prime mover muscles involved: the pectoralis major (PM), the anterior deltoid (AD), and the triceps brachii (TB). For these 3 groups of muscles, Clemons and Aaron (1), Lagally et al. (8), and Lehman (9) observed that the most activated muscle was the TB, whereas Welsch et al. (16) found similar levels of activation for the AD and PM.

Rehabilitation processes may be another use of standard weight training exercises. For this kind of work, exercises involving elastic resistances and unstable surfaces are often used. The former have the advantage of allowing a progressive increase in force development while it is maximal straight from the beginning of the movement when using additional loads. Some authors have focused on exercises performed with elastic resistances (6,12) and have shown that during a pushing movement of the arm, the muscular activity was the highest for the AD, followed by the PM and the TB (6). Others have shown that the muscular activity (especially that of the TB) during push-ups with hands on an unstable

Address correspondence to Jean-Benoît Morin, jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr.

23(2)/652–659

Journal of Strength and Conditioning Research
© 2009 National Strength and Conditioning Association

ANNEXE XII

Morin J.B., Samozino P., Féasson L., Geysant A., Millet G. (2009)

Effects of muscular biopsy on the mechanics of running

European Journal of Applied Physiology 105: 185-1909

1ère page

Effects of muscular biopsy on the mechanics of running

Jean-Benoit Morin · Pierre Samozino ·
Léonard Féasson · André Geyssant ·
Guillaume Millet

Accepted: 23 September 2008 / Published online: 8 October 2008
© Springer-Verlag 2008

Abstract Muscle biopsy is a widely used technique in protocols aiming at studying physical capacities and fiber profiles of athletes, and muscular adaptations to exercise. Side effects of biopsy alone on physiological parameters have recently been pointed out, and we sought to determine whether a single biopsy had effects on the main stride mechanical parameters. Ten male runners performed 4-min runs before and after undergoing a biopsy of their left *vastus lateralis* muscle. Step frequency and duty factor were significantly higher after biopsy (2.86 ± 0.14 vs. 2.82 ± 0.15 Hz, and 0.77 ± 0.04 vs. 0.75 ± 0.05 , respectively), whereas other factors were significantly lower: maximal vertical ground reaction force ($1,601 \pm 240$ vs. $1,643 \pm 230$ N), loading rate (53.9 ± 12.8 vs. 58.4 ± 13.5 bw s⁻¹), center of mass vertical displacement (0.056 ± 0.008 vs. 0.058 ± 0.008 m) and external mechanical work at each step (1.14 ± 0.10 vs. 1.24 ± 0.10 J kg⁻¹ step⁻¹). These effects were observed on the left (biopsied) leg, but also on the right one for the external mechanical work, the duty factor and the maximal vertical ground reaction force, showing that a single biopsy had both ipsi- and contralateral effects on running mechanics.

Keywords Muscle biopsy · Stride kinematics · Mechanical work · Spring-mass model · Running

Introduction

Since its introduction and early developments, muscle biopsy has been a widely used technique in human exercise science (Bergström 1975; Henriksson 1979). For instance, it has been used, among others, to better understand the link between muscle fiber profile of athletes and their physical capacities (for detailed review, see Gollnick and Matoba 1984), to quantify the physiological implications of acute low intensity to maximal running, cycling, weight-lifting or other exercises through typical pre–post protocols (e.g., Bogdanis et al. 1996; Cheatham et al. 1986; Dawson et al. 1997; Denis et al. 1992; Hirvonen et al. 1987), and to investigate the various muscular adaptation processes induced by training (e.g., Allemeier et al. 1994; Dawson et al. 1998; Howald 1982; Jacobs et al. 1987). Though now widely spread in experimental protocols, this technique remains invasive, potentially painful, and authors recently pointed out its effects on physiological markers. Indeed, some studies compared the physiological impact of biopsy alone with exercise plus biopsy, and found “collateral” effects on inflammation parameters measured post-biopsy (Constantin-Teodosiu et al. 1996; Malm 2001; Malm et al. 2000; Staron et al. 1992). Thus, these authors highlighted the relevance of control groups in pre–post like studies involving biopsies, and recommended caution towards the interpretation of some published data (Malm et al. 2000).

While muscle biopsy is also used in running protocols, and this locomotion mode involves high tensions and eccentric actions of the most commonly biopsed *vastus lateralis* muscle, it is not known whether biopsy had acute effects on subsequent running mechanics. Therefore, this study was undertaken to investigate whether biopsy affects the mechanics of locomotion, as shown for some physiological parameters. This may be useful to prevent

J.-B. Morin (✉) · P. Samozino · L. Féasson · A. Geyssant ·
G. Millet
Unité de Recherche PPEH, Université de Saint-Etienne,
St Etienne, France
e-mail: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr

ANNEXE XIII

Morin J.B., Samozino P., Peyrot N. (2009)

Running pattern changes giving the level of subjects' awareness of the measurements performed: a "sampling effect" in human locomotion experiments?

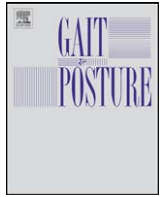
Gait and Posture 30: 507–510

1ère page



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost

Running pattern changes depending on the level of subjects' awareness of the measurements performed: A “sampling effect” in human locomotion experiments?

Jean-Benoît Morin*, Pierre Samozino, Nicolas Peyrot

Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Etienne - PRES Lyon. Médecine du Sport - Myologie, CHU Bellevue, 42055 Saint-Etienne cedex 2, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 12 February 2009

Received in revised form 22 July 2009

Accepted 26 July 2009

Keywords:

Stride kinematics

Stride dynamics

Expectations

Deceptive instructions

Psychology

ABSTRACT

The aim of this study was to know whether subjects involved in a locomotion experiment modified their running pattern when made aware that data were being collected, and of the specific parameters studied. We used standardised actual and deceptive messages to induce increasing levels of awareness, and analysed subjects' running pattern on a treadmill dynamometer, using lower limb stiffness as the key mechanical parameter. The five levels of awareness were: (1) subjects thought no sampling was performed, (2) they knew a sampling was about to take place, without knowing the parameter studied, (3) they knew this sampling was in progress, (4) they knew that sampling of lower limb stiffness was about to take place, and (5) they knew this sampling was in progress. Subjects' running pattern significantly changed with the increasing level of information given, with a higher stiffness and step frequency, a reduced contact time and a lower change in leg length during contact. *Post hoc* tests showed that subjects changed their running pattern when knowing (i) that a sampling was performed and (ii) the mechanical parameter studied. These preliminary results suggest that experimental designs in locomotion protocols should take this potential “sampling” effect into account, whenever possible.

© 2009 Elsevier B.V. All rights reserved.

1. Introduction

Locomotion experiments typically involve subject(s), experimenter(s) and measurement devices, interacting as planned in the experimental procedure. Biomechanical experiments in which subjects do not know that their locomotion is being studied are scarce, if existing. Ethical rules usually dictate informed consent from the subjects and the information provided includes the objectives of the research and what subjects will be required to do, or to undergo. Thus, subjects involved in an experiment studying their locomotion are usually aware of its aims, the devices involved, the parameters studied, or even the exact timing of the measurements. In drug studies, it is well known and documented that subjects do not behave, judge or react the same when given actual rather than deceptive information about the administered medication (caffeine or analgesics for instance), and that subjects' expectations affect their physiological and psychological status [1,2]. In the present study we aimed to assess whether and how the level of subjects' awareness (and their expectations) of what was being measured during a standard locomotion experiment could affect their natural locomotion pattern. Indeed, this natural pattern

is supposed to remain unchanged if not explicitly required to be modified. Experimental paradigms used in the medical field compared open administration of drugs against “hidden” and observed different responses in patients [3,4]. Similarly, using standardised deceptive messages and overt vs. hidden samplings of data in runners could allow assessment of the influence of awareness on locomotion patterns. We analysed running patterns on a treadmill dynamometer through the spring-mass model [5–12], and used this model's most integrated parameter, lower limb stiffness (k_{leg}), as the key mechanical parameter. We intentionally chose to mention “stride dynamics and lower limbs stiffness”, because k_{leg} has the advantage of being (1) sensitive enough to voluntary motor control to significantly change when subjects are explicitly required to voluntarily change it during running [12], and (2) considered as a component of a “good running technique” by most runners: forefoot strike, short contact time, low vertical displacement of the centre of mass (COM) [11,13–17] being mechanical parameters usually associated with high k_{leg} values [9,10,12,18]. Consequently, our hypothesis was that changes in k_{leg} and related parameters (e.g. contact time, step frequency, change in leg length between the length at touchdown and that at midstance) would be observed if the subjects modified (consciously or not) their running pattern when given information about the measurements they were undergoing (their timing and the parameter concerned). We also hypothesised that potential

* Corresponding author. Tel.: +33 477 127 985; fax: +33 477 127 229.
E-mail address: jean.benoit.morin@univ-st-etienne.fr (J.-B. Morin).

ANNEXE XIV

Edouard P., Frize N., Calmels P., Samozino P., Garet M., Degache F. (2009)

Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength

International Journal of Sport Medicine In press

1ère page

Influence of Rugby Practice on Shoulder Internal and External Rotators Strength

Authors

P. Edouard¹, N. Frize², P. Calmels³, P. Samozino⁴, M. Garet⁵, F. Degache¹

Affiliations

¹ Department of Physical Medicine and Rehabilitation, University Hospital of Saint-Etienne, Saint Etienne, France

² Saint-Michel, Institute of Formation in Physical Therapy, Saint-Etienne, France

³ Hospital, Rehabilitation and Physical Medicine, Saint Etienne, France

⁴ University of Saint-Etienne, LPE EA 4338, Saint Etienne, France

⁵ University of Saint-Etienne, Applied Exercise Science Laboratory, Saint-Etienne, France

Key words

- shoulder
- isokinetic
- strength imbalance
- injury prevention
- rugby

Abstract

Shoulder injuries are frequent in rugby, and muscular deficiency and/or imbalance of the internal (IR) and external (ER) shoulder rotators are considered as probable mechanisms of shoulder injuries. The purpose of this study was to investigate whether the rotators strength imbalances occur in rugby players by comparing IR and ER strength and ER/IR ratios between rugby players (RP) and nonathletic subjects. Fourteen RP and 19 healthy nonathletic subjects were evaluated in this cross-sectional controlled study with a

Con-Trex[®] dynamometer. IR and ER isokinetic strength were performed at $60^\circ \cdot s^{-1}$ and $240^\circ \cdot s^{-1}$ in concentric, and $60^\circ \cdot s^{-1}$ in eccentric, for both sides. Strength values were higher for RP than nonathletic ones ($p < 0.05$), but if peak torque was normalised to body weight, there were no significant differences. There was no significant effect of laterality on the IR and ER peak torque, and no significant influence of rugby and/or laterality on the ER/IR ratio. In conclusions, our results reported no rotators muscles imbalance in RP as a possible risk factor of glenohumeral injury.

Introduction

Rugby is a highly physical sport, requiring a combination of speed, strength, stamina and agility [15], but injuries are frequent due to numerous body contact collisions [18,20]. Epidemiological studies reported that shoulder injuries are common (6–13%) [16,18,20]. Moreover, when involved, the shoulder was more likely to be severely injured: 55.6% of the shoulder injuries seen were severe [3], and 16.3% of these forced an end to the rugby players season or career [8,18]. Shoulder injuries are represented by rotator cuff tears and/or glenohumeral instability [3,18], and almost all occurred during impact with another player (tackling phase) or impact with the ground [3,8,16,18,20].

Thus, rugby players place significant forces on the shoulder soft-tissue stabilizers during their sports practice. Moreover, statically, the glenohumeral joint is inherently unstable because of its normal configuration and the composition of the geometry and ligamentous restraints of the joint [28,33]. The glenohumeral geometry, which is composed of a large humeral head in a relatively smaller glenoid fossa, affords the shoulder tremendous mobility at the expense of osseous

stability. Active stabilizers, corresponding to the rotator cuff balance and scapular muscles, are essential to maintain stability and ensure permanent centering of the humeral head [7,22,27,30,32]. This rotator cuff balance is often represented by the balance between the internal (IR) and external rotator (ER) muscles [6,7,13,27,30,32]. Isokinetic muscle imbalance has been identified as naturally occurring and as training induced in various sports soliciting shoulders [6,7,17,19,32]. Training and strengthening could lead to modifications of the rotators muscles balance in rugby players [15,31,33].

Recently it has been suggested that strength imbalances may increase the risk of injury to the athlete [2,5,6,30], like glenohumeral joint instability [22,27]. In rugby, in addition to the demands and stress on passive stabilizers, a decrease of active stabilization through strength imbalance could increase the risk factor of glenohumeral injury [30]. To our knowledge, no study has been conducted on the rugby shoulder strength. So we proposed to investigate whether the rotator cuff muscle strength imbalances occur in rugby players. The objectives of the present study were: 1) to establish profiles of the IR and ER shoulder strength of rugby players by isoki-

accepted after revision
July 14, 2009

Bibliography

DOI 10.1055/s-0029-1237391
Int J Sports Med 2009; 30:
1–5 © Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 0172-4622

Correspondence

Dr. P. Edouard

Department of Physical Medicine and Rehabilitation
University Hospital of Saint-Etienne
Hôpital Bellevue
42055 Saint Etienne
France
Tel.: +33/67/457 46 91
Fax: +33/47/712 77 72
Pascal.edouard42@gmail.com

ANNEXE XV

**Samozino P., Morin J.B., Mermet V., Barla V., Oullion R., Baly L., Belli A.
(2008)**

What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running?,

13th *Congress of the European College of Sport Science*, Estoril 9-12 juillet, Proc. p.

91

What is the best parameter to quantify shocks during heel-toe running?

Pierre Samozino¹, Jean-Benoît Morin¹, Vincent Mermet¹, Charlie Barla², Roger Oullion¹, Laurent Baly², Alain Belli¹

¹UR Physiologie et Physiopathologie de l'Exercice et Handicap, Université de Saint-Étienne, Médecine du sport et Myologie - CHU Bellevue, 42055 Saint-Étienne Cedex 02, France

² Biomechanics and Mechanics Laboratory, Research Center, Decathlon, 4 Boulevard de Mons - BP 299 - 59665 Villeneuve d'Ascq Cedex - FRANCE

Repetitive heel-strikes occurring during running have been associated with musculoskeletal injuries (Nigg et al. 1995). Quantifying the impact severity is particularly important for shoe manufacturers wishing to attenuate shocks by cushioning. Different mechanical parameters have been used to quantify heel-strike intensity at impact (Cavanagh 1990), the most common are vertical peak impact force and corresponding loading rate, peak shank accelerations and shock wave propagation speed. However, results may differ depending on the parameters used (De Wit et al. 1995), and what is more, for some of them (e.g. peak impact force value), results are contradictory (De Wit et al. 1995; Dickinson et al. 1985). Our aim was to determine, among these various parameters, the one(s) allowing to distinguish heel-strike shock intensity at best between different running conditions.

Thirteen physically active men ran in 8 randomised 5-min conditions. The reference condition was characterised by a freely chosen stride frequency and neutral running shoes. From field based athletes' feelings, different conditions were drawn to artificially set various levels of shock intensity: changes in stride frequency (+20% and -20%), in body weight (+20% and -20%) and in midsole hardness (softer and harder than neutral, and barefoot). Vertical ground reaction force and shank accelerations were measured (1000 Hz) on a treadmill dynamometer (HEF Techmachine, France) and using an uniaxial skin-mounted accelerometer (Analog Devices, USA), respectively. Peak impact force (F_{z1} in N), time to F_{z1} (T_{Fz1} in s), impact loading rate (R_{z1} in $N \cdot s^{-1}$), peak shank acceleration (A_S in $m \cdot s^{-2}$) and time to A_S (T_{As} in s) were calculated for each step and averaged over twenty consecutive right steps during the last minute of each condition. The shock wave speed propagation (SP in $m \cdot s^{-1}$) was obtained as the ratio of the heel-accelerometer distance to T_{As} .

ANOVA for repeated measures and Newman-Keuls post-hoc tests, performed for each factor (midsole hardness, stride frequency, body weight), put forward that T_{Fz1} and R_{z1} were the parameters showing the highest number of significant differences throughout the proposed running conditions (11 and 8 out of 12 possible differences, respectively). Sensitivity analysis showed important changes in R_{z1} , SP, T_{Fz1} and T_{As} with midsole hardness variations, in R_{z1} and A_S with stride frequency variations, and in R_{z1} , A_S and T_{Fz1} with body weight variations. In light of these results, R_{z1} can be considered as the most discriminating mechanical parameter to distinguish heel-strike shocks intensity at best during running. In contrast, F_{z1} and A_S , widely used in running impact studies, were only slightly influenced by the midsole hardness.

Cavanagh PR (1990) Biomechanics of distance running. Human Kinetics

De Wit et al., (1995) *J appl Biomech* 11:395-406

Dickinson et al. (1985) *J Biomech* 18 :415-422

Nigg et al. (1995) *J appl Biomech* 11 : 407-432

WHAT IS THE BEST PARAMETER TO QUANTIFY SHOCKS DURING HEEL-TOE RUNNING?

P. SAMOZINO¹, J.-B. MORIN¹, V. MERMET¹, C. BARLA², R. OULLION¹, L. BALY², A. BELLI¹

¹ Laboratory of Exercise Physiology, University of Saint-Etienne, France

² Biomechanics and Mechanics Laboratory, Research Center, Decathlon, France

pierre.samozino@univ-st-etienne.fr

INTRODUCTION

Repetitive heel-strikes during running

Musculoskeletal Injuries

Nigg et al. (1995)

Importance of impact severity quantification for shoe manufacturers

Different parameters used

Cavanagh 1990

Vertical peak impact force

Impact vertical loading rate

Peak shank acceleration

Shock wave propagation speed

Different results depending on the parameters used

De Wit et al. (1995)
Dikinson et al. (1985)

Different results with the same parameter

AIM Determine the parameter(s) allowing to distinguish heel-strike shock intensity at best between different running conditions

METHODS

- 19 male recreational runners
- 8 running conditions inducing various levels of shock intensity
5 min - 3.33 m.s⁻¹

Stressful ↔ Safe

Reference condition

Body Weight (BW) | Neutral shoes | Freely Chosen Stride Frequency (FCSF)

80% BW

120% BW

(2 conditions with body weight variations)

Soft

Hard

(3 conditions with midsole hardness variations)

Barefoot

80% FCSF

120% FCSF

(2 conditions with stride frequency variations)

6 parameters tested

- Peak shank acceleration (AS) n=9
- Time to AS (TAS) n=9
- Shock wave propagation speed (SP) n=9
- Vertical peak impact force (FZ1) n=19
- Time to FZ1 (TFZ1) n=19
- Impact loading rate (RZ1) n=19

Uniaxial accelerometer

Treadmill dynamometer

ANOVA's → effects of running conditions on each parameter

RESULTS

ANOVA & Newman-Keuls Posthoc tests

ANOVA Results	Posthoc tests results
TAS p<0.001	Soft Neutral Hard Barefoot
AS p<0.01	Soft Neutral Hard
SP p<0.001	Soft Neutral Hard
FZ1 p<0.001	Soft Neutral Hard
TFZ1 p<0.001	Soft Neutral Hard
RZ1 p<0.001	Soft Neutral Hard

Sensibility analysis: Parameters variation vs. running conditions

Midsole Hardness Effect

Stride Frequency Effect

Body Weight Effect

Legend: TAS (red), AS (green), SP (blue), FZ1 (cyan), TFZ1 (magenta), RZ1 (black)

S P<0.05

DISCUSSION & CONCLUSION

ANOVA & Posthoc tests → TFZ1 = highest number of significant differences (11 out of 12)

Sensibility analysis → TFZ1, TAS & SP : highest changes with midsole hardness variations

→ RZ1 & AS : highest changes with stride frequency variations

→ TFZ1, RZ1 & AS : highest changes with body weight variations

Time to peak impact force = the most discriminating mechanical parameter to distinguish heel-strike shock intensity at best during running

- Peak impact force is not so relevant to quantify heel-strike shock intensity
- Peak impact force is too much influenced by the active component of the ground reaction force

Shorten & Mientjes (2003)

Bibliography:

- Cavanagh (1990) *Biomechanics of distance running*. Human Kinetics
- Nigg et al. (1995) *J Appl Biomech* 11: 407-432
- De Wit et al. (1995) *J Appl Biomech* 11: 395-406
- Dikinson et al. (1985) *J Biomech* 18: 415-422
- Shorten & Mientjes (2003) Proc. 6th ISB Symp. Footwear Biomechanics

ANNEXE XVI

Samozino P., Vivier H., Morin J.B., Barla V., Oullion R., Belli A. (2009)

Mechanical behaviour of the foot during running

22th Congress of the International Society of Biomechanics, Cap Town 5-9 juillet

SPRING BEHAVIOUR OF THE FOOT DURING IMPACT PHASE OF RUNNING

¹ Pierre SAMOZINO, ²Hervé VIVIER, ¹Jean-Benoît MORIN, ³Charlie BARLA, ¹Roger OULLION and ¹Alain BELLI

¹Laboratory of Exercise Physiology (EA 4338), University of Saint-Etienne and Lyon, France

²Hubert Curien Laboratory (UMR CNRS 5516), University of Saint-Etienne and Lyon, France

³Biomechanics and Mechanics Laboratory, Research Center, Oxylane, France

pierre.samozino@univ-st-etienne.fr

INTRODUCTION

In human locomotion, the feet, being the first part of the body concerned by the foot strike, play an obvious role in shock cushioning. Shock absorption features have been attributed to the heel pad, with different mechanical descriptions through in-vitro [1], in vivo [2] and running [3] tests. Moreover, the arch of the foot has been shown, in vitro, to have spring-like qualities [4], allowing the foot to flatten at each ground contact, and probably to contribute to cushioning. Since very few data are available on the mechanical behaviour of the entire “in-shoe” foot system, the aim of this study is to describe it through different running conditions inducing various mechanical constraints.

METHODS

Eighteen physically active men ran at 12 km.h⁻¹ in 5 randomized 5-min conditions: a reference condition at a freely chosen stride frequency with neutral running shoes (C_{REF}), and 4 conditions with high and low body weights (C_{OVL}: +20%; C_{UNL}: -20%) and midsole hardness (C_{SOFT}: soft; C_{HAR}: hard). For each condition change, the others were let at their reference level. During each test, two foot strikes were laterally filmed at 1000 frames.s⁻¹ (MEMRECAM FX K4, NAC, Japan). The absolute foot deformation was assessed on each frame by the changes in the sagittal distance between the external malleolus and the upper edge of the midsole, and then synchronized with the vertical ground reaction force (1000 Hz, treadmill dynamometer, HEF Tecmachine, France). For each filmed foot strike in the different running conditions, a force-deformation diagram was obtained over the time interval between foot landing and the first force impact peak. The stiffness of the foot was calculated with the mean slope of the force-deformation diagram between 0 and 200 N (k_{0-200}), 200 and 600 N ($k_{200-600}$) and over 600 N ($k_{>600}$). Moreover, the grand mean stiffness (K) was computed from the maximal deformation and the corresponding vertical force.

RESULTS AND DISCUSSION

Results of ANOVAs for repeated measures, used to test midsole hardness and body weight effects, are presented in Table 1. The 10 to 12 mm maximal deformations (12 to 15% relatively) are in line with the few values reported during running (10-mm foot flattening [4] and 5-mm heel pad

deformation [3]). The force-deformation relationships are non-linear (Figure 1), as underlined by a significant increase of stiffness when force increases ($k_{0-200} < k_{200-600} < k_{>600}$, $p < 0.05$). Such a behaviour was previously observed for the heel pad [1-3] and the arch of the foot [4].

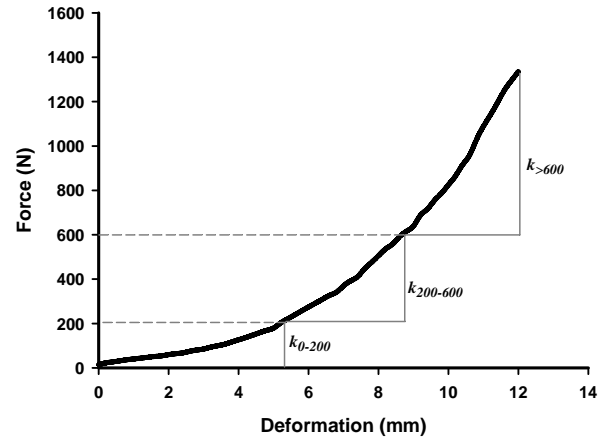


Figure 1: Typical force-deformation relationship of the foot (C_{REF}) and force ranges for which stiffness was computed.

The foot mechanical characteristics did not vary across the running conditions for a given subject. No effect of midsole hardness or body weight was shown on k_{0-200} , $k_{200-600}$, $k_{>600}$ and K (Table 1). The stiffness values (40 to 280 kN.m⁻¹ for k_{0-200} to $k_{>600}$) are in accordance with those measured for heel pad and foot arch. Indeed, modelling the entire foot as two springs arranged in series, and considering the stiffness values reported for heel pad [3] and foot arch [4], the resulting-spring stiffness may be estimated from 50 to 260 kN.m⁻¹ for vertical forces from 0 to 1500 N.

CONCLUSIONS

The entire foot system presents a spring-like behaviour with mechanical characteristics that do not vary across different running conditions and mechanical constraints, enabling, also through its large deformation, shock cushioning during foot strike.

REFERENCES

1. Aerts P, et al. *J Biomech.* **28**:1299-1308, 1995.
2. Aerts P and De Clercq D, *J Sport Sci.* **11**:449-461, 1993.
3. De Clercq D, et al. *J Biomech.* **27**:1213-1222, 1994.
4. Ker RF, et al. *Nature.* **325**: 147-149, 1987.

Table 1: Mean values ± SD of maximal foot deformation, force at maximal deformation and foot stiffness characteristics in the different running conditions

	Midsole hardness effect				Body weight effect			
	Soft midsole	Reference	Hard midsole	ANOVA	Underloaded	Reference	Overloaded	ANOVA
Maximal deformation (mm)	10.4 ± 2.37	10.4 ± 1.88	9.83 ± 2.64	ns	10.7 ± 3.26	10.4 ± 1.88	11.6 ± 3.07	ns
Force at maximal deformation (N)	1228 ± 204	1186 ± 261	1095 ± 158	ns	1100 ± 213 ^a	1186 ± 261	1236 ± 251	$p < 0.05$
k_{0-200} (kN.m ⁻¹)	45.1 ± 27.8	46.4 ± 17.6	39.8 ± 12.9	ns	57.0 ± 51.2	46.4 ± 17.6	39.5 ± 21.8	ns
$k_{200-600}$ (kN.m ⁻¹)	163 ± 44.7	136 ± 33.9	153 ± 60.5	ns	129 ± 32.0	136 ± 33.9	177 ± 102	ns
$k_{>600}$ (kN.m ⁻¹)	213 ± 58.0	263 ± 89.1	363 ± 163	ns	245 ± 127	263 ± 89.1	283 ± 121	ns
K (kN.m ⁻¹)	121 ± 24.0	116 ± 26.7	119 ± 36.5	ns	111 ± 38.7	116 ± 26.7	113 ± 33.0	ns

ns: no significant effect

^aSignificantly different ($p < 0.05$) from overloaded condition