



HAL
open science

Effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses uniques et répétées

Jean Romain Riviere

► To cite this version:

Jean Romain Riviere. Effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses uniques et répétées. Physiologie [q-bio.TO]. Université Savoie Mont Blanc, 2020. Français. NNT : 2020CHAMA004 . tel-03586721

HAL Id: tel-03586721

<https://theses.hal.science/tel-03586721v1>

Submitted on 24 Feb 2022

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 Savoie Mont Blanc

-

Thèse de Doctorat

Pour l'obtention du diplôme de Doctorat

Dans le domaine de la *Biologie de la motricité*

Présentée par

Jean Romain Rivière

Effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses uniques et répétés

Soutenue publiquement le **29 janvier 2020**

Composition du Jury

Dr. Pierre Samozino	<i>Co-directeur</i>	(MCU, Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac, France)
Pr. Nicolas Peyrot	<i>Co-directeur</i>	(PU, Le Mans Université, Le Mans, France)
Pr. Laurent A. Messonnier	<i>Directeur</i>	(PU, Université Savoie Mont Blanc, Le Bourget-du-Lac, France)
Dr. Sylvain Dorel	<i>Rapporteur externe</i>	(MCU-HDR, Université de Nantes, Nantes, France)
Pr. Georges Dalleau	<i>Rapporteur externe</i>	(PU, Université de La Réunion, La Réunion, France)
Pr. Jean-Benoît Morin	<i>Examineur</i>	(PU, Université Côte d'Azur, Nice, France)
Dr. Caroline Nicol	<i>Examineur</i>	(MCU-HDR, Aix-Marseille Université, Marseille, France)

Président du jury : Pr. Jean-Benoît Morin

Remerciements

Voilà 5 années que cette aventure a commencé « dann pei la fré »¹

C'est dans le cadre de la matière « Travaux d'Etude et de Recherche », en troisième année de licence de STAPS à La Réunion, accompagné de très près par **Nicolas Peyrot**, que je faisais mes premiers pas dans la recherche. Avec des « si », on referait le monde... Mais, si je n'avais pas fait ce travail de recherche avec toi, je n'en serais pas là aujourd'hui ! Merci, Nico, de m'avoir donné ta confiance à de nombreuses reprises et offert de multiples possibilités d'intégrer des projets de recherche si tôt dans ma formation.

Merci d'avoir mis le feu aux poudres

(Dans le bon sens du terme)

Je profite pour saluer les collègues du laboratoire IRISSE de La Réunion (anciennement DIMPS). Votre accueil chaleureux dans ce nouveau monde et le soutien dont vous m'avez fait part m'a marqué. Teddy Caderby, Nathan Carron, Georges Dalleau, Chantale Verkindt, merci de m'avoir aiguillé dans cette orientation professionnelle.

C'est en poursuivant ma formation en Savoie que j'ai eu la chance de rencontrer **Pierre Samozino**. Sans ta compréhension et ta gentillesse, je n'aurais pas pu me frayer un si beau chemin jusqu'au doctorat ! Bon, pour l'instant j'examine encore les feuilles des arbres, et je n'ai toujours pas vu la forêt... Merci de m'avoir accompagné avec tant de vigueur, d'engouement, de patience et, surtout, de m'avoir donné confiance en moi. C'est un plaisir grandissant de travailler en ta compagnie !

Ces travaux de thèse n'auraient pas pu voir le jour sans l'engagement de **Laurent Messonier** dans l'encadrement, autant sur la forme que sur le fond. Merci pour ta disponibilité, les réflexions et les discussions formelles et informelles qui ont contribué au bon déroulement de ces 3 années ! Nico, je te remercie une nouvelle fois, pour ton suivi sans relâche de la L3 jusqu'à maintenant ; J'ai beaucoup apprécié de travailler à tes côtés pendant ces 5 années !

Merci à vous trois, vous avez tous contribué à rendre cette thèse unique.

Il faut avoir vécu un doctorat avec vous pour comprendre pleinement à quel point tout le monde devrait en faire un !

C'est avec une reconnaissance distinguée que je remercie toutes les personnes qui ont accepté d'examiner ce manuscrit. Merci au professeur Jean-Benoît Morin et Georges Dalleau, ainsi qu'aux docteurs Sylvain Dorel et Caroline Nicol pour la contribution que vous apportez à ces travaux.

Je remercie également les collègues du Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité de Chambéry, pour leur sympathie et bienveillance. J'ai eu beaucoup de plaisir à échanger avec chacun d'entre vous, d'un bout du couloir à l'autre, à toutes les heures de la journée et de la nuit. Frédérique, Phanelie, Christophe, Nicolas, Thomas, merci pour cette ambiance quotidienne plus qu'agréable au laboratoire. Ne changez rien !

Bien sûr, je ne manquerai pas de mentionner mes très exceptionnels collègues de bureau : Clém, Matt Cross (Mathieu Croix, pour les intimes), Baptiste, Benjamin, Hervé, Arthur, Pef, Max, Brice, Jeanne, J-B, Patrick, qui ont toujours le mot pour rire de tout. C'est un réel plaisir de passer du temps avec vous, notamment lors de nos sessions d'entraînement en Entremont, où nous soulevons plus de questions existentielles que de fontes... Néanmoins, ce cercle de bonne entente ne peut se boucler sans spécifier les noms des « Kinés » qui débordent d'énergie et qui rajoutent toujours une couche de bonne humeur ! Merci à Caroline et Guillaume pour leur chaleureuse et énergique présence ! Je tiens particulièrement à remercier nos anciens collègues du laboratoire, Floflo et Mr Cuz, qui ont marqué à leur manière nos échanges plus que sympathiques !

Je suis également très reconnaissant envers toutes les autres personnes remarquables que j'ai pu rencontrer depuis que j'étudie à l'Université Savoie Mont Blanc : Patricia, Anne, Bernito, Aurélie, Stéphanie, Alexandra, Evelyne, Mounia. C'est tout autant un plaisir de travailler avec vous !

¹ Expression du créole Réunionnais pour dire « Au pays où il fait froid »

Je souhaite, avec une attention particulière, remercier toute ma famille de m'avoir soutenu et encouragé de près comme de loin pendant toutes ces années d'études. Je ne pourrai pas tous vous mentionner ici, mais je ne manquerai de vous remercier chacun de vous en personne. Vous avez TOUS contribué à rendre mon quotidien extraordinaire, et c'est encore le cas. Votre soutien m'a été plus qu'essentiel. Merci à Julie et Guillaume de m'avoir accueilli dans des conditions réconfortantes lors de ma première installation en France. Nico, merci pour ta gentillesse par nature, c'est toujours un plaisir de faire des activités avec toi. Maman, Papa, merci pour votre soutien sans faille et propre à chacun de vous deux. Vous avez été d'un appui incomparable pour mon départ et dans la poursuite de tous mes projets personnels et professionnels.

Merci, Aneline, pour tous ces moments passés ensemble avec ou sans bestioles...C'est toujours très plaisant de passer du temps avec toi !

Louise, tu es de loin la personne qui a le plus coloré ma vie ces 3 dernières années.
Merci pour cette nouvelle vie à deux que tu as nuancé par la moitié unique que tu es.

Et enfin, merci à mon Parrain pour l'exemple que tu as été.
Pour lire ces pages, tu auras un temps d'éternité.

Passage du livre « Une brève histoire de l'humanité » écrit par Yuval Noah Harari en 2011.

« Raconter des histoires efficaces n'est pas facile. La difficulté n'est pas de raconter l'histoire, mais de convaincre tous les autres d'y croire. [...] Quand ça marche, pourtant cela donne au Sapiens un pouvoir immense, parce cela permet à des millions d'inconnus de coopérer et de travailler ensemble à des objectifs communs. »

Table des matières

	N° de page
Glossaire	1
Introduction générale	4
I – Effet de la vitesse du mouvement sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d’extensions uniques	8
1. Effet de la vitesse de raccourcissement sur les capacités de production de force du muscle strié squelettique	9
1.1. Modélisation de la relation entre la vitesse de raccourcissement et les capacités de production de force du muscle <i>in vitro</i>	9
1.2. Mécanismes moléculaires principaux de la contraction musculaire	11
1.3. Remise en question de la modélisation hyperbolique de la relation force-vitesse <i>in vitro</i>	12
2. Effet de la vitesse de mouvement sur les capacités de production de force lors de mouvements mono-articulaires	16
2.1. Modélisation de la relation entre la vitesse de mouvement et les capacités de production de force d’un groupe musculaire <i>in vivo</i>	16
2.2. Remise en question de la modélisation hyperbolique de la relation force-vitesse <i>in vivo</i>	18
3. Effet de la vitesse d’extension sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors de mouvements pluri-articulaires	20
3.1. Modélisation de la relation entre la vitesse d’extension et les capacités de production de force des membres inférieurs	20
3.2. Principes méthodologiques généraux d’évaluation des relations force- et puissance-vitesse des membres inférieurs	22
3.3. Evaluation de la relation force-vitesse lors de mouvements cycliques	27
3.4. Evaluation de la relation force-vitesse lors d’extensions acycliques	28
3.5. Remise en question de la modélisation linéaire de la relation force-vitesse lors d’extensions acycliques	30
3.6. Exploration expérimentale des côtés force et vitesse élevée de la relation force-vitesse lors d’extensions acycliques	32
II – Effets de l’intensité de l’exercice et de la vitesse de mouvement sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d’extensions répétées	40
1. Evaluation des capacités de production de force lors d’efforts intenses et répétés	40
1.1. La définition d’endurance et son étymologie	41
1.2. Les méthodes d’évaluation	43
2. Effet de l’intensité de l’exercice sur l’endurance de force	46
2.1. La relation entre les records de vitesse et l’endurance de force	46
2.2. La relation entre la charge mobilisée et l’endurance de force	47
2.3. Effet de la puissance sur l’endurance de force	49
3. Effet de la vitesse de mouvement sur l’endurance de force	53
3.1. Effet de la condition force-vitesse/fréquence de mouvement sur l’endurance de force	54
3.2. Effet de la réserve de puissance sur l’endurance de force	57
III – Objectifs de travail	60

Partie 1 – Linéarité de la relation force-vitesse du côté vitesse lors d’extensions acycliques des membres inférieurs	62
<hr/>	
I – Rappels synthétiques du contexte théorique	63
II – Méthodologie	65
III – Résultats	72
IV – Discussion	74
1. Les conditions de force-vitesse-puissance couvertes grâce à l’ergomètre	74
2. Comparaison entre la modélisation linéaire et polynomiale de la relation force-vitesse	77
3. Influence du niveau initial de force sur la production de force dynamique	79
4. Applications pratiques de l’ergomètre	79
5. Evolutions techniques et scientifiques de l’ergomètre	80
V – Conclusion et perspectives	81
Partie 2a – Effet des conditions mécaniques d’exercice de force, vitesse et puissance sur l’endurance de force	83
<hr/>	
I – Rappels synthétiques du contexte théorique	84
II – Méthodologie générale à la partie 2a et 2b	86
III – Résultats	96
IV – Discussion	101
1. Effets de la puissance et de la condition force-vitesse sur l’endurance de force	101
2. Les applications pratiques	106
3. Une méthode originale d’évaluation des capacités d’endurance des membres inférieurs	108
4. Limitations méthodologiques et expérimentales	109
V – Conclusion et perspectives	111
Partie 2b – Variabilité interindividuelle de l’effet de la condition force-vitesse sur l’endurance de force	113
<hr/>	
I – Introduction	114
II – Méthodologie	121
III – Résultats	123
IV – Discussion	125
1. Corrélation entre les performances d’endurance de force entre les différentes conditions force-vitesse à $85\%P_{\max v}$	125
2. Effet des capacités d’endurance et du profil force-vitesse-endurance sur l’endurance de force	127
3. Limitations méthodologiques	131
V – Conclusion et perspectives	131
Conclusion générale et perspectives	132
<hr/>	
Références bibliographiques	136
<hr/>	
Annexes	152
<hr/>	

Glossaire

Abréviations communes à toutes les parties

1-RM	Charge maximale avec laquelle un individu est capable d'effectuer une seule répétition
F_0	Capacité maximale théorique de production de force à vitesse nulle
P_{\max}	Puissance maximale développée à vitesse optimale
rpm	Rotation par minute
v_0	Vitesse maximale théorique jusqu'à laquelle le système (neuro)musculaire serait capable de produire de la force

Introduction générale

F_m	Force produite par un muscle isolé (N/mm ² ou g)
F_{m-iso}	Force maximale isométrique d'un muscle isolé à longueur optimale d'allongement
$\%P_{\max}$	Niveau de puissance exprimé relativement à la puissance maximale obtenue à vitesse optimale
$\%P_{\max v}$	Niveau de puissance exprimé relativement à la puissance maximale relative à la condition de vitesse
v_m	Vitesse de raccourcissement d'un muscle isolé
v_{\max}	Vitesse maximale expérimentale de raccourcissement évaluée <i>via</i> la méthode du « <i>quick release</i> »

Partie 1

α	Accélération instantanée angulaire du volant d'inertie (partie de l'ergomètre)
$a_{chariot}$	Accélération instantanée du chariot (partie de l'ergomètre)
$a_{membres}$	Accélération instantanée du centre de masse des membres inférieurs
$C_{\emptyset Fric-0S}$	Condition d'extension des membres inférieurs pendant laquelle seuls le chariot et le volant d'inertie sont accélérés
$C_{\emptyset Fric-2S}$	Condition d'extension des membres inférieurs pendant laquelle seuls le chariot et le volant d'inertie sont accélérés, avec assistance motrice de deux ressorts
C_{1RM}	Condition pendant laquelle l'extension des membres inférieurs est réalisée dans une condition de vitesse proche de celle d'un 1-RM
$C_{50 \% F_{\max}}$	Condition d'extension des membres inférieurs pendant laquelle la force résistive appliquée sur le volant d'inertie est égale à 50 % de la force maximale isométrique
$C_{Char-0S}$	Condition d'extension des membres inférieurs pendant laquelle seul le chariot est accéléré
$C_{Char-2S}$	Condition d'extension des membres inférieurs pendant laquelle seul le chariot est accéléré, avec assistance motrice de deux ressorts
d_{volant}	Rayon du volant d'inertie
d_p	Rayon du pignon du volant d'inertie

F	Force totale instantanée développée par les membres inférieurs, estimée à partir de la dynamique inverse
F_{0-L}	Capacité maximale théorique de production de force à vitesse nulle, déterminée à partir d'une modélisation linéaire
F_{0-P}	Capacité maximale théorique de production de force à vitesse nulle, déterminée à partir d'une modélisation polynomiale du second degré
$F_{chariot}$	Force instantanée développée par les membres inférieurs pour accélérer le chariot
F_{fb}	Force de friction appliquée par la courroie sur le volant d'inertie
$F_{M.I.}$	Force développée par les membres inférieurs pour accélérer sa propre masse
F_{volant}	Force développée par les membres inférieurs pour accélérer le volant d'inertie
$F_{friction}$	Force développée par les membres inférieurs pour vaincre les forces de friction appliquées par la courroie sur le volant d'inertie
$F_{roul.}$	Forces de friction interne du volant d'inertie
$F_{ressorts}$	Force produite par les ressorts de tension en assistance au mouvement d'extension des membres inférieurs
I	Moment d'inertie du volant d'inertie (0,131 kg.m ²)
$m_{chariot}$	Masse du chariot (15,15 kg)
$m_{membres}$	Masse des membres inférieurs
m_{volant}	Equivalent linéaire du moment d'inertie du volant d'inertie (126 kg)
P_{max-L}	Capacité maximale de puissance à vitesse optimale, déterminée à partir d'une modélisation polynomiale du troisième degré
P_{max-P}	Capacité maximale de puissance à vitesse optimale, déterminée à partir d'une modélisation polynomiale du deuxième degré
v_{0-L}	Vitesse maximale théorique jusqu'à laquelle le système neuromusculaire des membres inférieurs serait capable de produire de la force, déterminée à partir d'une modélisation linéaire
v_{0-P}	Vitesse maximale théorique jusqu'à laquelle le système neuromusculaire des membres inférieurs serait capable de produire de la force, déterminée à partir d'une modélisation polynomiale du second degré

Partie 2a et partie 2b

A_{end}	Capacités d'endurance quantifiées par l'aire du plan situé à 85 % $P_{max}v$
\bar{F}	Force moyenne développée lors d'une extension des membres inférieurs en squat jump
g	Accélération gravitaire (9,81 m.s ⁻²)
h	Hauteur de saut d'un squat jump
h_{po}	Distance de poussée des membres inférieurs lors de l'extension des membres inférieurs en squat jump
m_{corps}	Masse du corps
m_{barre}	Masse de la charge additionnelle lors d'un squat jump

Glossaire

\bar{P}	Puissance moyenne développée lors d'une extension des membres inférieurs en squat jump
P_{FvE}	Profil force-vitesse-endurance
Rep_{max}	Nombre maximal de répétitions obtenu à la suite d'un test de squat jumps répétés
R_{Fv}	Ratio force-vitesse
SJR	Squat jumps répétés
\bar{v}	Vitesse moyenne d'extension des membres inférieurs en squat jump
W'	Capacités d'endurance, définies comme une quantité d'énergie finie disponible dans le système musculaire mis en jeu

Introduction générale

Publications et diffusions scientifiques associées à cette partie :

- Rivière J.R., Rossi J., Jimenez-Reyes P., Morin J-B., Samozino P. (2017)
Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity Relationship in Squat?
International Journal of Sports Medicine, 38:1035–1043
- Rivière J.R., Rossi J., Jimenez-Reyes P., Morin J-B., Samozino P. (2017)
Où se situe le point du squat 1RM sur la relation force-vitesse ?
Communication orale présentée au 17^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), à Dijon en France dans la période du 29 au 31 octobre
- Samozino P., Rivière J.R., Rossi J., Morin J-B., Jimenez-Reyes P. (2017)
How Fast is a Horizontal Squat Jump?
International Journal of Sports Physiology et Performance, 1–18
- Rivière J.R., Hintzy F., Morin J-B., Edouard P., Messonnier L.A., Samozino P. (2018)
Lower-limb spring-mass alteration and foot strike pattern during a 1500-m run
Communication orale présentée au « 23th annual congress of European college of Sport Science » (ECSS), à Dublin en Irlande dans la période du 4 au 7 juillet
- Rivière J.R., Hintzy F., Morin J-B., Edouard P., Messonnier L.A., Samozino P. *En préparation*
Lower-limb spring-mass alteration and foot strike pattern during a 1500-m run

Quels ont été vos moments forts de la journée ?

Un déménagement ? Courir dans une côte interminable ? Une compétition sportive épuisante ? Faire la course avec vos enfants ? Sprinter à bout de souffle pour ne pas rater votre bus ?

Sans que l'on s'en rende compte, notre quotidien est constitué d'activités physiques, dont l'accomplissement repose sur la répétition du même mouvement. En outre, l'une de nos principales activités répétitives est le déplacement de notre corps dans l'environnement. Pour la plupart, ces déplacements s'effectuent avec nos membres inférieurs et sont pour beaucoup d'entre eux des efforts brefs et maximaux (*i.e.* explosifs) ou des efforts prolongés et intenses (**Figure 1**). A titre d'exemple, les phases décisives dans de nombreux sports comportent très souvent des mouvements explosifs répétés, impliquant les membres inférieurs (*e.g.* sprint, saut et changements de direction). Par ailleurs, même si certaines activités physiques quotidiennes peuvent paraître anodines, telles que se lever d'une chaise, sortir d'un lit et monter des escaliers, elles représentent néanmoins des efforts très intenses, voire quasi-maximaux, pour des individus dont les capacités physiques sont limitées. En plus d'être déterminante pour l'autonomie individuelle et le succès sportif, la répétition est essentielle pour la maîtrise et le perfectionnement d'un mouvement pendant l'apprentissage. Ainsi, la réussite et l'accomplissement de ces efforts répétés, intenses ou explosifs, semblent être des éléments clés de la vie quotidienne et sportive.



Figure 1. Illustrations de 4 situations incontournables impliquant des activités répétitives très intenses qui sont déterminantes dans le développement personnel, l'autonomie et les performances sportives.

La réussite dans ces situations repose tout d'abord sur l'aptitude d'un individu à accélérer son corps sur une seule extension (*i.e.* une extension unique) ou sur les premières extensions que composent l'effort. Selon le principe fondamental de la dynamique, l'accélération d'un corps est proportionnelle à la force qui lui est appliquée. Sur les efforts qui nous intéressent ici, l'accélération du corps humain dépend de la force produite par les membres inférieurs lors d'un mouvement d'extension. Une fois cette phase d'accélération terminée, la poursuite de l'effort dépend des capacités des membres inférieurs à maintenir un haut niveau de force jusqu'à l'achèvement de la tâche. Ces capacités de maintien de l'effort de façon prolongée dans le temps et sur plusieurs répétitions sont communément appelées « capacités d'endurance » ou « endurance de force ».

Ainsi, la compréhension des performances lors d'efforts intenses ou explosifs, incluant des extensions répétées des membres inférieurs, passe par l'étude des capacités de production de force des membres inférieurs lors d'extensions uniques, mais également de leurs capacités de maintien de cette production de force de façon répétée et très rapprochée dans le temps.

Cependant, un même effort peut être réalisé dans une multitude de conditions environnementales différentes, telles que l'intensité du vent, la masse à mobiliser, l'inclinaison de la pente ou les réglages et les dimensions du matériel (Dalleau et al. 2010). Toutes ces contraintes imposées par l'environnement conduisent à faire varier les conditions mécaniques d'exercice dans lesquelles les membres inférieurs produisent de la force, notamment la vitesse à laquelle l'extension est réalisée, la fréquence de répétition du mouvement et le niveau de force à développer. **Dans quelles mesures ces conditions d'exercice influencent-elles les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'extensions uniques et, d'autre part, les capacités de maintien de cette production de force lors d'extensions répétées ?**

Les travaux de thèse présentés dans ce manuscrit aborderont **l'influence des conditions d'exercice, notamment l'effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'extensions uniques et répétées**. La première partie de l'introduction générale se focalisera sur l'influence de la vitesse d'extension sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'extensions uniques. La seconde partie de l'introduction aura pour but d'étudier l'influence de l'intensité de l'exercice, de la vitesse d'extension et de la fréquence de mouvement sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'extensions répétées.

Passage d'une interview de Mr. J. James Perrine, ingénieur consultant aux Etats-Unis dans les années 1960, qui a contribué au développement du premier ergomètre isocinétique. La thématique majeure animant ses recherches était l'influence des conditions mécaniques d'exercice, notamment la vitesse de mouvement, sur les capacités de production de force chez l'Homme lors de mouvements explosifs.

“We should never assume that we have reached the limits of understanding in any area of general theory or specific phenomena. Things that appear simple become complex as they are reexamined from a different viewpoint; complicated relationships follow clear patterns when they are studied in the light of new theories. So it is with a basic ingredient of physical education—exercise. What happens to make the human body move? How may its performance be modified? Our answers have relied on the extent of understanding at a given time, et in the past have depended heavily on physiological approaches. Perhaps physics et mechanics have not been given their appropriate place in our understanding of exercise. The boundaries of knowledge are expanded by a look at muscle functioning from a different starting place.”

I – Effet de la vitesse du mouvement sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d’extensions uniques

Chez l’homme, comme chez de nombreux animaux, la production de force à l’origine des mouvements du corps est effectuée par les muscles striés squelettiques, qui sont les seuls à motoriser et stabiliser le squelette. L’analyse des capacités de production de force des membres inférieurs nécessite donc d’analyser tout d’abord les capacités de production de force d’un muscle, puis d’étudier comment ces capacités musculaires contribuent à la production de force globale dans un système complexe impliquant plusieurs muscles moteurs, notamment lors du mouvement étudié dans le cadre de ces travaux de thèse : l’extension des membres inférieurs.

L’aptitude d’un muscle à développer de la force repose, d’une part, sur le tissu musculaire lui-même, qui possède une propriété contractile lui permettant de générer de la force lors du raccourcissement des fibres musculaires qui le composent (Huxley 1957 ; Gordon et al. 1966 ; Podolsky et al. 1969 ; Huxley et Simmons 1971) et d’autre part, sur les tissus élastiques tendineux et fasciculaires, qui génèrent passivement de la force lorsqu’ils sont étirés et mis sous tension (Blix 1894 ; Evans et Hill 1914 ; Zajac 1989 ; Ichinose et al. 2000 ; Finni et al. 2003 ; Herzog et al. 2012). L’implication respective de l’ensemble de ces éléments dans la production de force globale du système musculo-tendineux peut être modélisée par un système plus simple incluant trois composantes: i) une composante musculaire contractile, associée à deux composantes élastiques placées en ii) série et iii) en parallèle de la composante contractile (Weber 1846 ; Hill 1951). L’objectif de ces travaux de thèse étant d’étudier les capacités de l’Homme à produire de la force avec ses membres inférieurs, la contribution isolée de chaque composante dans la production de force globale du système musculo-tendineux ne sera pas détaillée. Le système musculo-tendineux sera considéré dans sa globalité afin d’étudier les capacités de production de force totale du système¹. Les capacités de production de force d’un muscle sont influencées par l’état d’allongement et par la vitesse de raccourcissement des fibres qui le composent (Blix 1894 ; Evans et Hill 1914 ; Fenn et Marsh 1935 ; Ritchie et Wilkie 1958). Ce travail étant focalisé sur la production de force des membres inférieurs sur une extension complète, impliquant la totalité du raccourcissement physiologique des muscles, cette introduction générale abordera uniquement l’effet de la vitesse sur les capacités de production de force.

¹ Par mesure de clarté et de fluidité de lecture, les termes « capacités de production de force du système musculo-tendineux » seront substitués par les termes « les capacités de production de force du muscle ».

1. Effet de la vitesse de raccourcissement sur les capacités de production de force du muscle strié squelettique

L'influence de la vitesse de raccourcissement sur la production de force musculaire a été étudiée dès les années 20 (Gasser et Hill 1924). Ces expérimentations ont été effectuées dans des conditions *in vitro*, c'est-à-dire que le muscle était extrait chirurgicalement du corps d'un petit animal (*e.g.* amphibiens, reptiles ou insectes), puis installé de manière isolée sur un appareillage dédié. La force développée par le muscle est mesurée dans plusieurs conditions de vitesse, contrôlées *via* des petites masses qui s'opposent au raccourcissement musculaire. La contraction musculaire est générée par l'administration d'une stimulation électrique, qui garantit une production de force musculaire maximale.

1.1. Modélisation de la relation entre la vitesse de raccourcissement et les capacités de production de force du muscle *in vitro*

Quelques années après ces premières expérimentations, l'influence de la vitesse de raccourcissement sur la production de force musculaire a été définie mathématiquement par une fonction inverse, de forme hyperbolique (**Figure 2**, panel de droite ; Fenn et Marsh 1935 ; Hill 1938 ; Ritchie et Wilkie 1958) :

$$F_m = \frac{(F_{m-iso} + a)b}{v_m + b} - a \quad \text{Equation 1}$$

où v_m correspond à la vitesse de raccourcissement des fibres musculaires, F_m la force produite par le muscle, F_{m-iso} la force musculaire maximale isométrique à longueur optimale, et a et b des constantes ayant respectivement les dimensions de force et de vitesse, permettant notamment de définir la courbure de la fonction inverse (Hill 1938). Cette influence négative de la vitesse sur la production de force d'un muscle isolé a été par ailleurs confirmée au niveau de fibres musculaires isolées (**Figure 2**, panel de gauche ; Edman 1979). Pendant le raccourcissement musculaire, les paramètres de force et de vitesse sont quantifiés à un moment ponctuel du raccourcissement, le plus souvent au moment où le muscle est à sa longueur optimale (Ritchie et Wilkie 1958 ; Edman 1979). La force musculaire étant mesurée aux extrémités du muscle, elle correspond à une force musculaire externe, qui est générée par la composante contractile interne du muscle et qui dépend également de l'organisation architecturale de chacune de ces composantes, notamment l'angle de pennation (pour revue, voir Rockenfeller et Günther 2017).

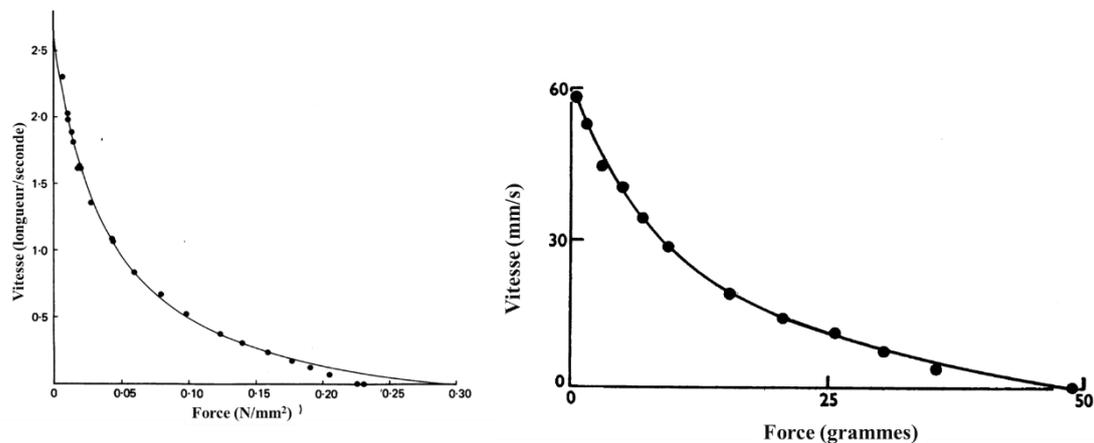


Figure 2. Relation entre la vitesse de raccourcissement et la force maximale dynamique développée dans chaque condition de vitesse obtenue sur une fibre isolée d'un muscle tibial antérieur (panel de gauche) et d'un muscle sartorius (panel de droite) chez la grenouille. Les points noirs représentent les données de force et de vitesse mesurées expérimentalement, dont chaque point correspond à une contraction unique dans une condition de vitesse. Les courbes noires représentent la modélisation de la fonction inverse.

Figures modifiées d'après Edman (1979) et Ritchie et Wilkie (1958)

Les relations entre la force et la vitesse (relation force-vitesse) présentées sur les panels de la **Figure 2** se caractérisent par deux valeurs théoriques. Graphiquement, ces valeurs correspondent au croisement entre la fonction inverse et les deux axes du repère (axe de la force et de la vitesse, **Figure 3** ; Seow 2013). Ces valeurs représentent la capacité maximale de production de force à vitesse nulle (F_0) et la vitesse maximale de raccourcissement jusqu'à laquelle le muscle serait capable de produire de la force (v_0). Dans les conditions *in vitro*, où le muscle est étudié de façon isolée par rapport au corps entier de l'animal, F_0 est interprété comme la force maximale isométrique obtenue à longueur optimale (Ritchie et Wilkie 1958) et v_0 est considéré comme la vitesse maximale de raccourcissement du muscle (Edman 1979).

Par ailleurs, à partir des productions de force et de vitesse, il est possible d'étudier les capacités de production de puissance d'un muscle. La puissance étant calculée par le produit de la force et de la vitesse, elle permet d'intégrer au sein d'une même variable les informations sur le niveau de force développée et la vitesse à laquelle cette force est produite. C'est d'ailleurs en partie pour cette raison que la puissance est souvent préférée à la force comme indicateur de l'intensité d'un effort musculaire. La puissance qu'un muscle est capable de produire est également dépendante de la vitesse de raccourcissement. Ceci se traduit par une évolution parabolique de la puissance en fonction de la vitesse (relation puissance-vitesse), soulignant en son apex qu'une condition optimale de vitesse permet de maximiser la production de puissance (P_{\max} ; **Figure 3**). La valeur de P_{\max} correspond à un indicateur plus macroscopique pour quantifier les capacités de production de force musculaire lors de contractions dynamiques, intégrant à la fois F_0 et v_0 .

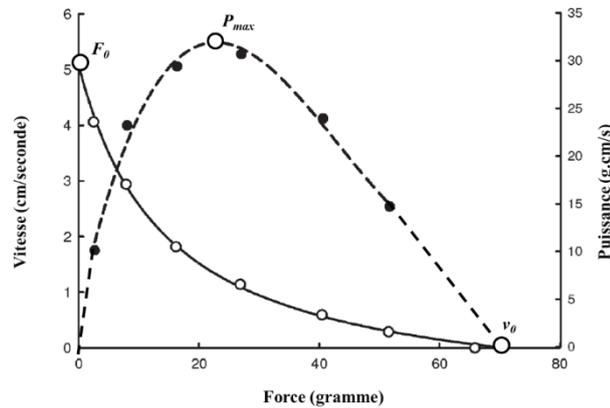


Figure 3. Relations entre la force et la vitesse (points blancs) et entre la puissance et la force (points noirs) d'un muscle sartorius chez la grenouille, représentées par les courbes noires pleine et en pointillé, respectivement.

A noter que la relation force-vitesse peut être présentée indifféremment selon la force ou la vitesse sur l'axe des abscisses. Etant donné le lien étroit entre la force et la vitesse, l'évolution de la puissance avec ces deux paramètres peut être illustrée par les relations puissance-vitesse ou puissance-force.

Figure modifiée d'après Seow (2013) ; données reprises elles-mêmes d'une publication scientifique de Hill en 1938.

1.2. Mécanismes moléculaires principaux de la contraction musculaire

Le muscle strié squelettique est organisé par faisceaux de fibres longilignes, dont chaque fibre est une cellule multi-nucléé contenant des sous-structures de forme cylindrique, appelées les myofibrilles. Ces dernières sont composées d'un assemblage de filaments protéiques fins et épais, respectivement les filaments d'actine et de myosine. Au sein d'une myofibrille, ces filaments peuvent être découpés en sections, longues de ≈ 3 micromètres, organisées en série (ce qui donne la longueur de la myofibrille) et juxtaposées les unes aux autres (ce qui donne la forme de cylindre). Ces sections filamentaires, nommées les sarcomères, correspondent aux plus petites unités fonctionnelles responsables de la contraction musculaire (**Figure 4**). Les filaments d'actine et de myosine ont l'aptitude de se solidariser les uns aux autres en formant des ponts de liaison entre les deux structures filamentaires (Gordon et al. 1966). Cette solidarisation est notamment caractérisée par l'application d'une force de traction par le filament de myosine sur le filament d'actine à l'aide de têtes en forme de crochet, appelées les têtes de myosine (Huxley 1957 ; Piazzesi et al. 2007). Les capacités maximales de production de force musculaire dépendent du nombre total de ponts de solidarisation entre les deux structures filamentaires. Le raccourcissement d'une fibre est généré par une succession de phases de solidarisation et de désolidarisation. La phase de solidarisation est caractérisée par un glissement des filaments de myosine et d'actine les uns sur les autres, ce qui permet la formation de nouveaux ponts de liaison en une région plus éloignée, après la phase subséquente de désolidarisation (Huxley 1957 ; Podolsky et al. 1969 ; Huxley et Simmons 1971). Ce glissement génère une action de raccourcissements simultanés chez l'ensemble des sarcomères, menant à la diminution de la longueur des fibres musculaires, et ainsi du muscle entier. Sur le mouvement d'extension des membres inférieurs, les muscles extenseurs génèrent de la force lors de contractions concentriques, c'est-à-dire impliquant un raccourcissement musculaire. La modalité de production de force en excentrique, c'est-à-dire lors d'un allongement du muscle pendant le mouvement, ne sera pas considérée dans ce travail, car elle est très peu concernée pour générer de la force motrice sur les mouvements d'extension, notamment lors d'efforts explosifs.

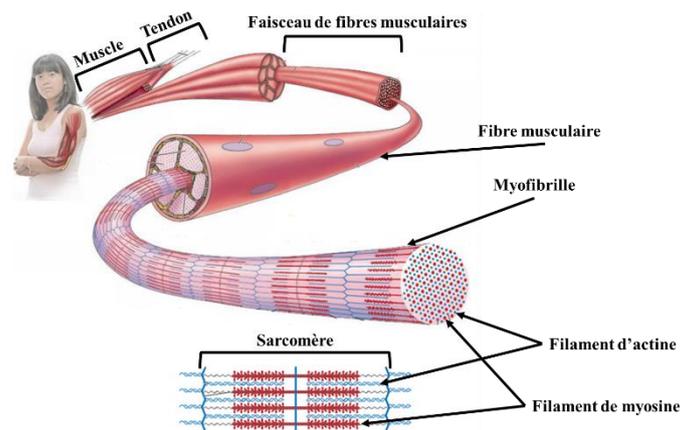


Figure 4. Illustration schématique de l'organisation musculaire et des principales sous-structures anatomiques, cellulaires et moléculaires qui composent le complexe musculo-tendineux.

Figure modifiée d'après 33.2 Micrograph : © Don W. Fawcett/ScienceSource

La relation inverse entre la vitesse de raccourcissement d'un muscle et la force musculaire développée aurait en partie pour origine l'augmentation des frottements visqueux du milieu intramusculaire avec l'augmentation de la vitesse, qui s'opposeraient au glissement des filaments d'actine et de myosine (Hill 1938, 1950). En plus de ce mécanisme, il a été avancé qu'avec l'augmentation de la vitesse de mouvement, certaines désolidarisations entre les filaments d'actine et de myosine ne se feraient pas suffisamment rapidement par rapport à la vitesse de raccourcissement et généreraient des forces résistives opposées au glissement (Huxley 1957). En addition à ces deux phénomènes, le nombre total de ponts de solidarisation formés entre les deux filaments diminuerait avec l'augmentation de la vitesse, limitant ainsi l'aptitude du muscle à produire de la force (Piazzesi et al. 2007 ; Seow 2013). C'est vraisemblablement par ces principaux mécanismes que le muscle perd graduellement sa capacité à produire de la force externe avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement des fibres.

1.3. Remise en question de la modélisation hyperbolique de la relation force-vitesse *in vitro*

Cependant, de plus en plus d'études scientifiques remettent en question l'application d'un modèle hyperbolique simple pour définir la relation force-vitesse d'un muscle dans des conditions *in vitro* (pour revue, voir Alcazar et al. 2018, 2019). Cette remise en question, évoquée par Hill lui-même (Hill 1970), concerne surtout les conditions de force élevée-vitesse faible de raccourcissement (*i.e.* le « côté force élevée » de la relation), situées en-dessous de $\approx 5-10\%$ de v_0 (Alcazar et al. 2019a). En effet, les valeurs de force musculaire qui ont été mesurées expérimentalement dans ces conditions extrêmes étaient systématiquement inférieures aux valeurs de force prédites par l'équation hyperbolique (Katz 1939 ; Edman 1966 ; Bahler 1968). Cette sous-estimation concerne également la valeur de la force maximale isométrique mesurée expérimentalement (**Figure 5** ; Edman 1988), qui reste inférieure à F_0 (Edman 1966, 1988 ; Rijkelijhuizen et al. 2003 ; Colombini et al.

2009). Cette déviation des données expérimentales par rapport au modèle hyperbolique n'a été mise en avant que par quelques études jusqu'à présent, car la mesure de force dans ces conditions extrêmes est peu commune dans les protocoles expérimentaux (Alcazar et al. 2019a). A partir de l'équation initialement présentée par Hill en 1938 (*Equation 1*), une modélisation de double hyperbolique a été proposée, ainsi qu'une correction mathématique pour ajuster le modèle sur ce côté force élevée de la relation (Edman 1988) :

$$v_m = \frac{(F_{m-iso} - F_m)b}{F_m + a} \left(1 - \frac{1}{1 + e^{-k_1(F - k_2 F_{m-iso})}} \right) \quad \text{Equation 2}$$

où k_1 et k_2 sont des constantes caractérisant la courbure de la deuxième hyperbolique après le point de rupture. Ainsi, l'extrapolation de F_0 à partir d'un modèle hyperbolique simple et son utilisation semble être remises en question pour caractériser les capacités de production de force à des vitesses faibles de raccourcissement. Ces capacités de production de force seraient mieux représentées par la force maximale isométrique.

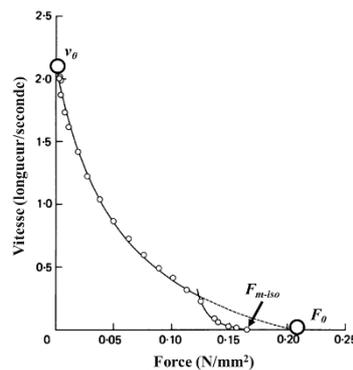


Figure 5. Relation force-vitesse obtenue sur une fibre isolée d'un muscle tibial antérieur chez la grenouille. Les points blancs représentent les données expérimentales. Les pointillés représentent la modélisation hyperbolique simple sur le côté force élevée de la relation force-vitesse et les courbes noires le modèle de double hyperbolique.

Figure modifiée d'après Edman (1988)

Les deux principales raisons avancées qui soutiendraient cette rupture du côté force élevée seraient : i) la perte d'efficacité de production de force des filaments d'actine et de myosine (Edman 1993 ; Edman et al. 1993) et ii) un phénomène persistant de détachement des ponts de solidarisation entre les deux filaments, indépendamment de l'effet de la vitesse de raccourcissement (Piazzesi et al. 2007 ; Alcazar et al. 2019a). Ces mécanismes auraient pour effet d'améliorer la stabilité mécanique des filaments dans des conditions de force très élevée, ce qui permettrait au muscle de supporter des hauts niveaux de force sans changer de longueur de manière brusque et rapide (Edman et al. 1997 ; Alcazar et al. 2019a). En outre, un très faible changement de longueur musculaire avec l'augmentation de la force permettrait de faciliter la transition vers les modalités de contraction excentrique (Alcazar et al. 2019a, b). En conséquence, une fonction de double hyperbolique semble être le plus adaptée pour modéliser l'influence de la vitesse

de mouvement sur les capacités de production de force d'un muscle dans des conditions *in vitro*, notamment du côté force élevée de la relation force-vitesse.

Dans les conditions de force faible-vitesse élevée de raccourcissement (*i.e.* le « côté vitesse élevée » de la relation), l'application du modèle hyperbolique a été également remise en question (Edman 1979 ; Claflin et Faulkner 1985). Initialement, v_0 a été considérée comme la vitesse maximale de raccourcissement contre une résistance nulle (Civan et Podolsky 1966 ; Edman 1979). Expérimentalement, la méthode utilisée pour vérifier cette hypothèse est celle du « *quick release* », qui consiste en la stimulation téτανique du muscle en isométrie, suivie d'une libération brusque du muscle toujours stimulé, ce qui génère un très rapide raccourcissement musculaire (Civan et Podolsky 1966). C'est lors de cette période que la vitesse maximale de raccourcissement musculaire est estimée (Civan et Podolsky 1966). Dans le reste de ce travail, cette vitesse de raccourcissement mesurée expérimentalement sera nommée v_{max} . Les valeurs de v_{max} reportées jusqu'à présent (carré blanc, **Figure 6** ; Edman 1979) sont systématiquement supérieures à celles de v_0 (point blanc cerclée de noir, **Figure 6**). A noter que cet écart est encore plus marqué lorsque les valeurs expérimentales (utilisées pour extrapoler v_0) sont éloignées du point de croisement entre l'axe de la vitesse et la courbe hyperbolique (Claflin et Faulkner 1985).

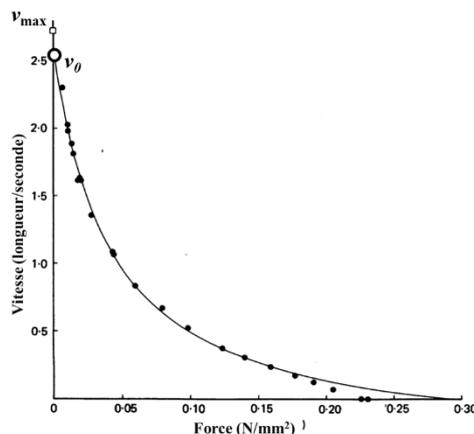


Figure 6. Relation entre la vitesse de raccourcissement et la force maximale dynamique développée dans chaque condition de vitesse obtenue sur une fibre isolée d'un muscle tibial antérieur chez la grenouille (présentée précédemment sur la **Figure 2**). *Figure modifiée d'après Edman (1979)*

C'est sur la base de cet écart entre v_0 et v_{max} que le modèle hyperbolique simple a été questionné. Il a été proposé dans une récente revue de littérature que les mécanismes de production de force qui sous-tendent les paramètres v_0 et v_{max} ne seraient pas similaires : v_{max} correspond à une mesure de la vitesse de raccourcissement de la fibre la plus rapide, alors que v_0 est estimé à partir de conditions de vitesse impliquant un raccourcissement de toutes les fibres du muscle (Alcazar et al. 2019a). En d'autres termes, v_0 est extrapolé à partir de conditions expérimentales intégrant les propriétés cinétiques des interactions entre les filaments d'actine et de myosine, incluant tous les types de fibres présentes dans le muscle (Schiaffino et Reggiani 1996

; Bottinelli et Reggiani 2000 ; Alcazar et al. 2019a), ce qui ne serait pas le cas lors d'un *Quick release*. Néanmoins, il pourrait être également considéré que plus la vitesse de raccourcissement musculaire augmente, moins la proportion de fibres de type I recrutées est importante. La production de force dans ces conditions de vitesse élevée reposerait alors sur un nombre réduit de fibres, correspondant en grande partie aux fibres de type II. Cette hypothèse est appuyée par l'existence d'un sens « de la contrainte mécanique » que les filaments de myosine présenteraient (Irving 2017). Ce sens, totalement indépendant de la concentration calcique intracellulaire, permettrait aux filaments de myosine de se mettre activité et de se solidariser avec le filament d'actine, lorsqu'un certain seuil de tension mécanique est appliqué sur le filament épais (Irving 2017). Dans des conditions de force faible-vitesse élevée, la tension mécanique appliquée sur le muscle entier serait alors initialement perçue uniquement par les fibres de type II, les filaments épais des fibres de type I resteraient en état d'inactivité, car ne percevant pas de contraintes mécaniques (Irving 2017 ; Alcazar et al. 2019a).

En conséquence, v_{max} et v_0 sont deux paramètres qui se distinguent légèrement dans leur ordre de grandeur, mais il reste peu clair s'ils représentent les mêmes modalités moléculaires et physiologiques de production de force. De ce fait, l'argument présenté pour remettre en question la justesse d'une modélisation hyperbolique du côté vitesse élevée de la relation n'est pas clair. Ainsi, la fonction hyperbolique serait appropriée pour modéliser les capacités de production de force du côté vitesse élevée, ainsi que l'utilisation de v_0 pour caractériser les capacités de production de force dans des conditions de vitesse élevée.

Résumé – section 1

Dans des conditions *in vitro*, la vitesse de raccourcissement des fibres musculaires a une influence négative sur les capacités de production de force d'un muscle et a été bien décrite par de nombreuses études par une relation hyperbolique inverse. Cette relation est caractérisée principalement par les paramètres F_0 et v_0 , qui peuvent être considérés comme des indicateurs théoriques caractérisant les capacités de production de force dynamique d'un muscle sous l'influence des vitesses de raccourcissement faibles et élevées, respectivement. Néanmoins, pour caractériser les capacités de production de force à des vitesses faibles de raccourcissement, de plus en plus d'études suggèrent qu'une modélisation de double hyperbolique semble être plus appropriée suggérant que F_{m-iso} serait plus adaptée que F_0 .

L'influence de la vitesse de raccourcissement sur les capacités de production de force d'un muscle a été bien étudiée lorsque le muscle est extrait du corps et étudié de manière isolée. Comment ces capacités musculaires se caractérisent-elle *in vivo*, lorsque les mouvements du corps dépendent de la production de force de plusieurs muscles ? Chez l'homme, les relations force- et puissance-vitesse ont été étudiées tout d'abord sur des mouvements simples, n'impliquant qu'un seul groupe de muscles et qu'une seule articulation (mouvements mono-articulaires). Parmi ces mouvements *in vivo*, ce n'est plus l'influence de la vitesse de raccourcissement des muscles qui est étudiée, mais plutôt l'influence de la vitesse de mouvement, elle-même issue de la vitesse de raccourcissement d'un ensemble de muscles impliqués dans le mouvement.

2. Effet de la vitesse de mouvement sur les capacités de production de force musculaire lors de mouvements mono-articulaires

Dans le cadre des mouvements chez l'Homme, l'influence de la vitesse de mouvement a été étudiée quelques années avant les expérimentations *in vitro*. Ces premiers travaux scientifiques ont été menés notamment par Archibald Vivian Hill et se sont focalisés sur le mouvement de flexion du coude (Hill 1922). Plus tard, ce mouvement est resté le plus utilisé pour étudier les capacités de production de force chez l'homme sur des mouvements mono-articulaires (*e.g.* Dern et al. 1947 ; Wilkie 1949). Ce n'est que bien plus tard que les mouvements impliquant des groupes musculaires des membres inférieurs sont étudiés pour la première fois, notamment le mouvement d'extension de genou (Thorstensson et al. 1976 ; Rahmani et al. 1999) et de la cheville (*e.g.* Wickiewicz et al. 1984 ; Bobbert et van Ingen Schenau 1990). Lors de mouvements mono-articulaires, la force produite par le groupe musculaire n'est plus mesurée directement au niveau de chaque muscle impliqué dans le mouvement, mais est mesurée à l'extrémité du membre (*e.g.* au niveau du pied ou de la cheville pour les extenseurs du genou). Par ailleurs, étant donné que les segments du corps se déplacent en rotation autour d'une articulation, la vitesse de mouvement est communément exprimée en radians ou en degrés par seconde, correspondant à des vitesses angulaires.

2.1. Modélisation de la relation entre la vitesse de mouvement et les capacités de production de force d'un groupe musculaire *in vivo*

Au cours de ces expérimentations *in vivo*, une relation hyperbolique inverse a été rapportée entre la production de force et la vitesse de mouvement à laquelle cette force est générée (**Figure 7** ; Hauraix et al. 2017). Cette relation force-vitesse hyperbolique a par ailleurs été observée à de multiples reprises sur des mouvements mono-articulaires des membres inférieurs (*e.g.* flexion de la cheville ; Chino et al. 2008) et des membres supérieurs chez l'homme (*e.g.* flexion du coude ; Hill 1922). Tout comme les études sur le muscle isolé, les paramètres F_0 , v_0 et P_{max} sont estimés à partir des relations force- et puissance-vitesse. Dans le cadre de mouvements humains, ces paramètres caractérisent les capacités de production de force et de puissance d'un groupe musculaire entier et non plus d'un muscle seul.

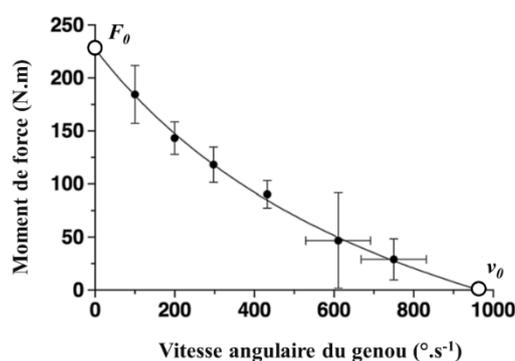


Figure 7. Relation force-vitesse (ou moment-vitesse angulaire) sur le mouvement mono-articulaire d'extension du genou. La courbe noire représente la modélisation hyperbolique. Les points noirs représentent les mesures expérimentales de force et de vitesse et les points blancs cerclés de noir correspondent à des extrapolations de la modélisation hyperbolique.

Figure modifiée d'après Hauraix (2017)

Les capacités de production de force d'un groupe musculaire dépendent de la combinaison des capacités de chaque muscle qui le compose (Bouisset 1973 ; Vandewalle et al. 1988). Cependant, la production de force d'un groupe musculaire ne correspond pas à la somme des capacités de production de force de chaque muscle. En effet, contrairement aux études *in vitro* portant sur des fibres ou sur des muscles isolés, plusieurs autres facteurs influencent la production de force *in vivo* chez l'Homme. Ces facteurs comprennent : i) le niveau d'activation musculaire, qui n'est plus générée par une stimulation électrique maximale, mais dépend de l'aptitude individuelle à recruter de manière volontaire toutes les unités motrices de chaque muscle (MacIntosh et Holash 2000), ii) le gain de cette activation volontaire qui est modulé par des boucles nerveuses excitatrices ou inhibitrices de l'activité musculaire (Wickiewicz et al. 1984), iii) la configuration anatomique musculaire, notamment le bras de levier (correspondant à la distance perpendiculaire au vecteur force musculaire et le centre de rotation de l'articulation ; Nagano et Komura 2003), iv) les connections entre les tissus des groupes musculaires voisins (*i.e.* tendons, fascicules et sous-tendons), qui agiraient à l'encontre des mouvements tissulaires contractiles. Ces connections tissulaires auraient en partie pour intérêt d'homogénéiser le stress mécanique, lié à la production de force, à l'ensemble des fibres musculaires actives (Maas et Finni 2018), v) la dynamique d'activation et de désactivation des muscles agonistes et antagonistes (Herzog 2000; Neptune & Kautz 2001) et vi) l'implication des composantes élastiques en série et en parallèle, dont l'influence varie selon la vitesse du mouvement (de Brito Fontana et al. 2014 ; Hauraix et al. 2017). De ce fait, les relations force- et puissance-vitesse évaluées sur des mouvements mono-articulaires et les indicateurs qui en sont dérivés (F_0 , v_0 et P_{\max}) résultent de l'influence de tous ces facteurs anatomiques et neurophysiologiques. A noter, que même si ces relations ne permettent pas de déterminer les contributions respectives des tissus contractiles, fasciculaires, tendineux et aponévrotiques dans la production totale de la force externe (Hauraix et al. 2013, 2017), elles caractérisent néanmoins très bien les capacités fonctionnelles du système neuromusculaire à produire de la force dans sa globalité et sur l'ensemble du spectre de vitesse.

2.2. Remise en question de la modélisation hyperbolique de la relation force-vitesse *in vivo*

Même si les études citées précédemment utilisent le modèle hyperbolique pour définir la relation force-vitesse sur les mouvements mono-articulaires, certaines autres mettent en avant que cette modélisation ne serait pas la plus adaptée pour décrire la relation force-vitesse, notamment du côté force élevée (Komi 1973 ; Perrine et Edgerton 1978 ; Wickiewicz et al. 1984 ; Froese et Houston 1985 ; Dudley et al. 1990). En effet, en accord avec les expérimentations *in vitro*, les forces mesurées dans ces conditions extrêmes sont inférieures à celles prédites par la relation force-vitesse hyperbolique et présentent une déviation vers le bas, avec un point de croisement entre l'axe de la force et correspondant à la force maximale isométrique (**Figure 8**, panel de gauche ; Perrine et Edgerton 1978). Très peu d'études ont mis en évidence cette déviation dans la mesure où les vitesses inférieures à $50\text{-}60^\circ.\text{s}^{-1}$ ne sont que très rarement utilisées dans l'évaluation de la relation force-vitesse sur des mouvements mono-articulaires (Janicijevic et al. 2019a). Les mécanismes expliquant cet écart de la relation hyperbolique lors de mouvements humains restent jusqu'à présent très peu, voire pas du tout documentés (Alcazar et al. 2019a). Les deux seules hypothèses avancées seraient i) l'existence d'une régulation nerveuse centrale inhibitrice dans ces conditions extrêmes de force élevée-vitesse faible (Gasser et Hill 1924 ; Perrine et Edgerton 1978 ; Wickiewicz et al. 1984) et ii) le développement d'un niveau élevé de fatigue durant les premiers moments de ces mouvements très lents (≈ 3 sec), qui réduirait le niveau de force dans la dernière partie du mouvement (Harris et Dudley G. A. 1994 ; Seger et Thorstensson 2000 ; Alcazar et al. 2019b). L'inhibition du niveau d'activation du groupe musculaire agoniste aurait pour effet de réduire une production d'énergie mécanique excessive, en prévention d'une potentielle contraction excentrique subséquente (Perrine et Edgerton 1978). Il s'agirait d'un mécanisme d'anticipation de changement de modalité de contraction, du concentrique à l'excentrique, afin d'optimiser la dépense énergétique musculaire. Cependant, en appliquant une méthodologie expérimentale permettant de s'affranchir de l'effet de la fatigue, notamment en excluant la réalisation des premières phases du mouvement, la déviation du modèle hyperbolique est toujours observée, même si elle est moins marquée (**Figure 8**, panel de droite ; Alcazar et al. 2018). Ainsi, sur les mouvements mono-articulaires, la force maximale isométrique semble être également un meilleur indicateur des capacités de production de force que F_0 .

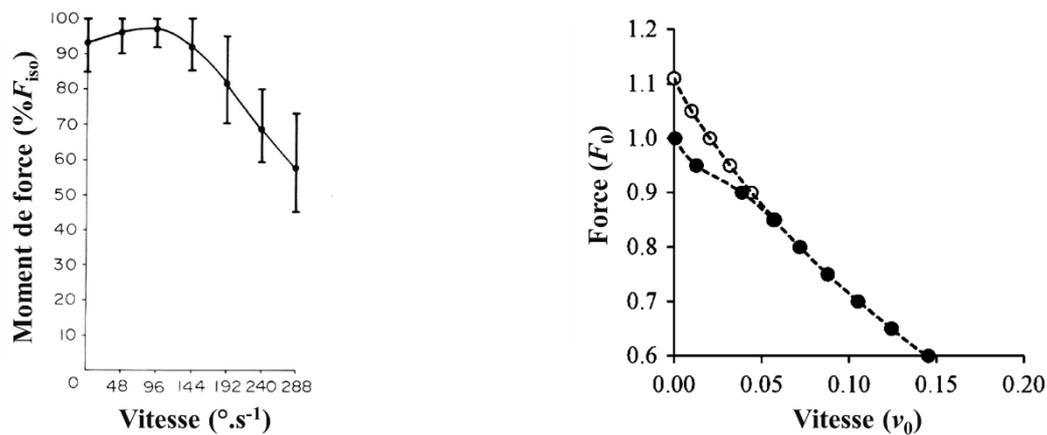


Figure 8. Relations force-vitesse obtenues sur un mouvement d'extension de genou mettant en avant la déviation des données expérimentales (symboles) par rapport à la modélisation hyperbolique simple, notamment sur le panel de droite, avec les données du modèle hyperbolique représentées par les points blancs.

Figures modifiées d'après Perrine (1978) et Alcazar (2018)

Du côté vitesse élevée de la relation, à notre connaissance, une seule étude suggère une déviation du modèle hyperbolique (de Brito Fontana et al. 2014). Contrairement aux prédictions du modèle hyperbolique, la force produite par le groupe musculaire reste quasi-similaire malgré l'augmentation de la vitesse de mouvement (**Figure 9** ; De Brito Fontana et al. 2014). Ces mêmes auteurs appliquent une fonction polynomiale du second degré pour modéliser la relation force-vitesse. Néanmoins, cette modélisation ne permet pas de décrire la déviation de la relation force-vitesse du côté force élevée et ne définit pas non plus d'asymptote sur le côté vitesse élevée (ce qui est contraire avec ce que suggère leurs résultats). Par conséquent, la fonction polynomiale ne semble pas adaptée pour définir la relation force-vitesse du côté vitesse élevée. Un écart important du modèle hyperbolique semble également exister du côté vitesse élevée de la relation, mais les preuves expérimentales sont limitées pour confirmer cette déviation.

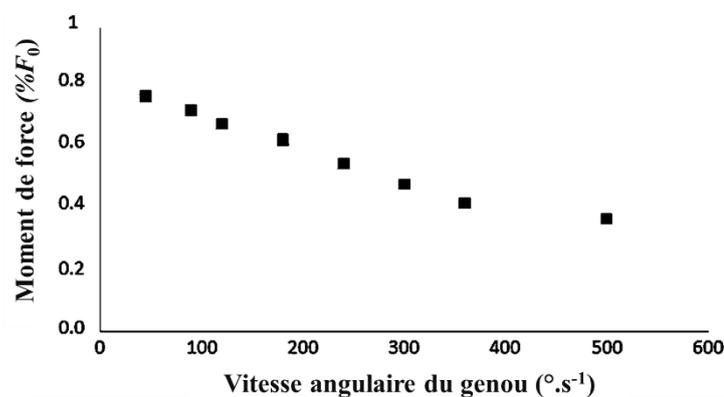


Figure 9. Relation force-vitesse obtenue sur le mouvement d'extension de genou. Les carrés noirs représentent les données expérimentales de production dans différentes conditions de vitesse de mouvement, dont la valeur obtenue à 500°·s⁻¹ suggère une rupture de la diminution hyperbolique des capacités de production de force et semble tendre vers une asymptote.

Figure modifiée d'après De Brito Fontana (2014)

Résumé – section 2

Dans le cadre de mouvements humains mono-articulaires, la vitesse du mouvement a toujours une influence négative sur les capacités de production de force d'un groupe musculaire entier. La relation force-vitesse est bien décrite par une relation double hyperbolique inverse du côté force élevée, ce qui soutient l'utilisation de la force maximale isométrique, plutôt que F_0 , comme indicateur des capacités de production de force dans les conditions de force élevée-vitesse faible. Sur le côté vitesse élevée, aucun consensus n'est établi pour confirmer une déviation d'un modèle hyperbolique.

Les mouvements humains mono-articulaires sont très rarement utilisés dans les activités physiques quotidiennes et sportives et impliquent la plupart du temps plusieurs articulations, notamment pour la réalisation du mouvement d'extension des membres inférieurs. Est-ce que la vitesse d'extension des membres inférieurs garde la même influence sur les capacités de production de force lors d'un mouvement pluri-articulaire ?

3. Effet de la vitesse d'extension sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors de mouvements pluri-articulaires

3.1. Modélisation de la relation entre la vitesse d'extension et les capacités de production de force des membres inférieurs

Sur un mouvement pluri-articulaire d'extension des membres inférieurs, c'est-à-dire mettant en jeu l'extension des articulations de la hanche, du genou et de la cheville, les premières relations force et puissance-vitesse ont été initialement rapportées en pédalage (Sargeant et al. 1981 ; McCartney et al. 1983), puis en sprint en course à pied (Jaskolska et al. 1999). Sur ces mouvements, les membres inférieurs travaillent sur des extensions alternatives entre le membre droit et gauche et sont caractérisés de mouvements cycliques. En comparaison avec les mouvements mono-articulaires, la relation force-vitesse sur ces mouvements pluri-articulaires cycliques n'est plus décrite par une relation hyperbolique, mais par une relation linéaire (**Figure 10**, Dorel et al. 2010 et Morin et al. 2019) et définie par une fonction affine :

$$F = F_0 \left(1 - \frac{v}{v_0}\right) \qquad \text{Equation 3}$$

Où F correspond à la force moyenne produite par les membres inférieurs sur toute la phase d'extension et v la vitesse moyenne d'extension des membres inférieurs. La linéarité de la relation force-vitesse sur des mouvements d'extension des membres inférieurs a été également retrouvée plus tard par d'autres études sur le pédalage et la course à pied (Vandewalle et al. 1987a ; Hautier et al. 1996 ; Hintzy et al. 1999 ; Dorel et al. 2010 ; Cross et al. 2018 ; Morin et al. 2019). Avec cette modélisation linéaire, les capacités de production de force de l'ensemble des groupes musculaires extenseurs des membres inférieurs sont caractérisées par les variables F_0 , v_0 (ou f_0 , fréquence de pédalage maximale) et P_{\max} . La relation puissance-vitesse garde ainsi une forme

parabolique, à l'exception qu'elle soit symétrique autour de son apex (P_{\max}) et définie par un polynôme du second degré. Cependant, étant donné que ces paramètres sont extrapolés à partir de valeurs moyennes de force, vitesse et puissance sur toute l'extension, ils représentent des indicateurs de production de force moyennes des membres inférieurs sur un mouvement complet.

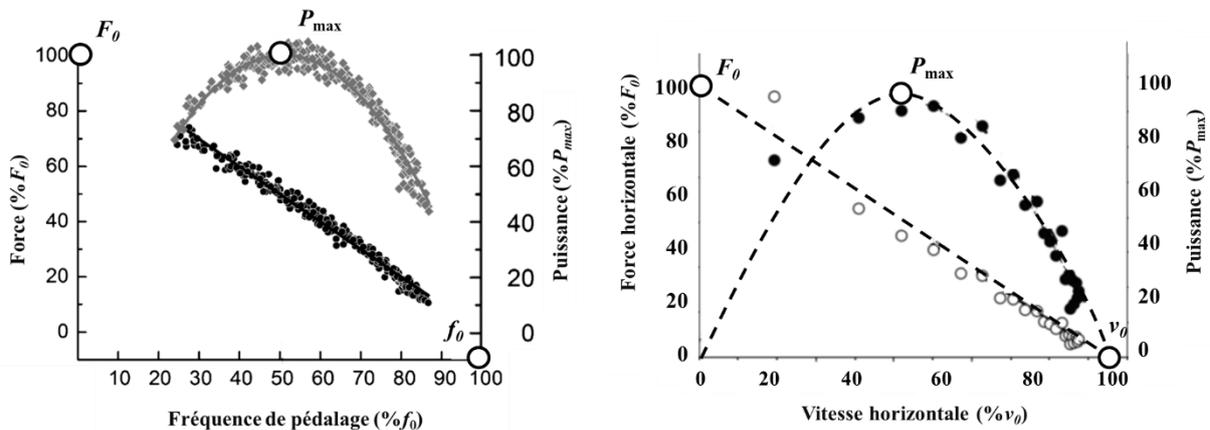


Figure 10. Relations force- et puissance-vitesse obtenues en pédalage (panel de gauche) et en course à pied (panel de droite). *Figures modifiées d'après Dorel (2010) et Morin (2019)*

La transition d'une relation force-vitesse double hyperbolique sur le mouvement mono-articulaire à une relation linéaire lors de mouvements pluri-articulaires pourrait être expliquée par l'influence de facteurs nerveux et mécaniques. En plus du niveau d'activation d'un seul groupe musculaire et des régulations nerveuses inhibitrices et excitatrices, les mouvements pluri-articulaires nécessitent une coordination simultanée de tous les groupes musculaires impliqués dans le mouvement (Neptune et al. 1997 ; Neptune et Herzog 1999 ; Neptune et Kautz 2001 ; Samozino et al. 2007 ; Yamauchi et al. 2007 ; Dorel et al. 2012). La production de force des membres inférieurs résulte de régulations neurophysiologiques d'un ensemble de muscles, dont les capacités mécaniques et organisations anatomiques ne sont pas identiques. Ayant chacun leurs propres conditions optimales de vitesse et de longueur pour maximiser la production de force, une même configuration de mouvement ne peut correspondre à la condition idéale pour l'ensemble des muscles. Cette organisation du système neuromusculaire dans son ensemble a pour rôle d'optimiser et de synchroniser les productions de force de chacun des muscles dans le but de maximiser les productions mécaniques sur le mouvement entier d'extension des membres inférieurs (Herzog 2000). Au-delà de ces optimisations neurophysiologiques, l'implication de masses segmentaires non-négligeables lors du mouvement (*e.g.* le tronc et les jambes) a été par ailleurs suggérée comme le seul facteur responsable de la linéarité de la relation force-vitesse (Bobbert 2012). Selon cet auteur, plus la vitesse d'extension augmente, plus une part importante de la force produite par les groupes musculaires (décrite par une relation force-vitesse hyperbolique) est destinée à accélérer les masses segmentaires, ce qui diminue la force externe à l'extrémité du membre et qui conduit à une relation force-vitesse quasi-linéaire (Bobbert 2012). Par conséquent, les relations force- et puissance-vitesse obtenues sur des mouvements pluri-articulaires, qu'ils soient cycliques ou acycliques, doivent être considérées comme les limites maximales de production de force d'un système neuromusculaire complexe et considéré dans son ensemble.

3.2. Principes méthodologiques généraux d'évaluation des relations force- et puissance-vitesse des membres inférieurs

L'évaluation des relations force- et puissance-vitesse requiert la mesure de la force et de la vitesse lors de plusieurs extensions des membres inférieurs ; la puissance étant estimée à partir de ces deux premiers. La quantification de ces productions mécaniques peut s'effectuer au travers de plusieurs protocoles d'évaluation, impliquant des conditions mécaniques résistives et/ou inertielles différentes et selon différentes méthodes de traitement de données. Les objectifs de cette partie sont de présenter les principes méthodologiques généraux de quantification des productions de force, de vitesse et de puissance, permettant l'évaluation des relations force- et puissance-vitesse, et d'adresser les avantages et inconvénients de chacun de ces principes.

❖ **Le contrôle de la force développée et de la vitesse** pendant le mouvement d'extension des membres inférieurs est effectué *via* 4 différentes modalités d'exercice :

- La modalité isocinétique, pendant laquelle la vitesse de mouvement est contrôlée par l'expérimentateur et est maintenue constante sur toute la phase d'extension. La force développée n'est pas fixée et est mesurée dans différentes conditions de vitesse (*e.g.* Sargeant et al. 1981).
- La modalité isotonique, pendant laquelle la force de résistance opposée au mouvement est contrôlée par l'expérimentateur et est maintenue constante sur toute la phase d'extension. La vitesse de mouvement n'est pas fixée et est mesurée à différents niveaux de force (*e.g.* Yamauchi 2007).
- La modalité isoinertielle, pendant laquelle les charges mobilisées (*i.e.* masses corporelles et masses additionnelles du système à mettre en mouvement) sont contrôlées par l'expérimentateur et restent les mêmes pendant toute la phase d'extension. La force et la vitesse produites ne sont pas constantes pendant l'extension et sont mesurées dans différentes conditions de charge (*e.g.* Giroux et al., 2014). Ces différentes conditions de charges impliquent des conditions de résistance du poids et d'inertie variables, liées aux masses mobilisées.
- La modalité isorésistive, pendant laquelle les forces de résistances (*i.e.* poids et/ou force résistive générée par un système mécanique) sont contrôlées par l'expérimentateur et restent les mêmes pendant toute la phase d'extension (*e.g.* Frost et al. 2008 ; Cosic et al., 2018). Chaque condition de résistance est caractérisée par des forces de résistance différentes, mais une inertie constante (*i.e.* mêmes masses mobilisées dans l'ensemble des conditions de résistance). La force et la vitesse produites ne sont pas constantes pendant l'extension et sont mesurées à différents niveaux de résistance.

Les évaluations isotonique et isocinétique présentent l'avantage de contrôler avec précision les productions de force et de vitesse (*i.e.* les conditions mécaniques d'exercice), tout en proposant des conditions expérimentales sécuritaires pour les personnes évaluées. Néanmoins, l'utilisation de ces modalités est remise en question du fait de l'impossibilité de garder la force ou la vitesse de mouvement constante sur toute la phase de réalisation du mouvement. Les mouvements isocinétiques étant initiés à partir d'une vitesse nulle, l'atteinte de la vitesse cible nécessite un certain temps de montée en vitesse. Egalement, la modalité isocinétique est caractérisée par une phase de décélération en fin de mouvement (*i.e.* mouvements non-balistiques), ce qui nécessite une diminution de la vitesse de mouvement, de la vitesse cible à une vitesse nulle, sur une période de temps non-négligeable. Ces périodes de montée en vitesse et de décélération sont davantage marquées pour des vitesses très élevées, réduisant en retour d'autant plus le temps passé dans la phase isocinétique. Cette méthode nécessitant une quantification de la force produite à la même vitesse de mouvement, uniquement la force produite sur une partie de mouvement est considérée pour représenter la production de force du système neuromusculaire. De ce fait, la force développée est évaluée sur des amplitudes de mouvement différentes selon les conditions de vitesse, ce qui rend cette production de force également dépendante de relation force-longueur. Ainsi, cette méthodologie ne permet pas d'isoler le seul effet de la vitesse de mouvement sur la production de force. De la même façon le maintien d'une modalité isotonique sur toute la phase d'extension est également très difficilement réalisable et implique les mêmes problématiques que pour la modalité isocinétique (Yamauchi et al. 2007). Par ailleurs, les modalités isotoniques et isocinétiques présentent peu de similitudes avec les modalités de mouvement réalisés au quotidien, qui sont des mouvements balistiques et pendant lesquels les productions de force et de vitesse ne sont pas constantes (Gülch 1994; Kannus 1994). En comparaison, la modalité isorésistive a pour avantage i) de proposer la réalisation de mouvements balistiques, sans l'implication de charge mobilisées additionnelles sans risque (ou très peu) pour l'intégrité physique, notamment pour les populations fragiles, et ii) de ne pas fixer les productions de force et de vitesse, ce qui est très représentatif des mouvements effectués lors des activités physiques et sportives journalières. Néanmoins, dans le cadre de ces situations quotidiennes, l'augmentation des résistances opposées au mouvement, sous forme de force et d'inertie, augmentent de pair et ne sont pas dissociables, ce qui n'est pas le cas avec la modalité isorésistive. En effet, la seule augmentation des forces de résistances, sans l'inertie opposée au mouvement, a été discutée d'être peu habituelle, ce qui ne permettent pas de maximiser la production de force sous la modalité isorésistive (Cosic et al., 2018). En comparaison de ces trois premières modalités, la modalité isoinertielle présente l'avantage d'impliquer des mouvements balistiques, sans contraindre les productions de force et de vitesse. L'augmentation des résistances se traduit à la fois par l'augmentation de la force résistive et de l'inertie opposées au mouvement. Néanmoins, un des inconvénients majeurs est la manipulation de charges qui peuvent être conséquente pour des populations non-habituées à manipuler de telles masses (*i.e.* jusqu'à 70 à 80 % du poids du corps). Cependant, avec quelques séances d'habituations les risques pour l'intégrité physique peuvent être très largement diminués.

Par conséquent, la quantification des productions de force, de vitesse et de puissance a tout intérêt à être effectuée dans la modalité isoinertielle, afin de garantir les mesures des productions mécaniques maximales dans le cadre de mouvements représentatifs de la vie quotidienne.

❖ **Les valeurs moyennes et instantanées** correspondent aux deux types de valeurs sous lesquels les paramètres de force, de vitesse et de puissance peuvent être quantifiés. Les valeurs instantanées correspondent à la mesure des 3 paramètres mécaniques à un angle articulaire spécifique (Yamauchi et al. 2007; Alcazar et al. 2019b) ou aux valeurs maximales atteintes par ces paramètres pendant la phase de poussée (McCartney et al. 1983b; Zivkovic et al. 2017). Les valeurs moyennes sont obtenues, comme leur nom l'indique, en calculant la moyenne de toutes les valeurs instantanées pendant toute la phase d'extension (Bosco et al. 1995; Arzac et al. 1996; Dorel et al. 2010; Morin et al. 2010; Giroux et al. 2014).

L'utilisation de valeurs instantanées permet de caractériser des événements ponctuels d'un effort, qui définissent un moment clé pour la performance ou pour la santé. Par exemple, la vitesse de décollage en saut vertical, la production de puissance maximale à un angle spécifique en pédalage ou atteinte de la valeur maximale de force pendant l'extension, représentant le stress mécanique le plus extrême appliqué au système neuro-musculo-squelettique. Pour rappel, la production de force lors de mouvements pluri-articulaires, en plus de dépendre de la vitesse de mouvement, est influencée par des facteurs nerveux et mécaniques (*e.g.* dynamique d'activation et de désactivation musculaire et relation force-longueur). Par conséquent, les valeurs instantanées représentent une production de force ponctuelle dans une configuration anatomique et neuromusculaire spécifique. En comparaison, les valeurs moyennes permettent de quantifier dans sa globalité l'effort généré ou la contrainte subie par le système neuro-musculo-squelettique sur toute la phase d'extension des membres inférieurs. Cette production de force moyenne sur toute la phase de poussée est le résultat moyen des influences de tous les facteurs mécaniques et nerveux cités précédemment. En règle général, les valeurs moyennes et instantanées sont très liées lors d'efforts maximaux (*i.e.* explosifs) : entre les individus, des valeurs instantanées élevées de force, de vitesse et de puissance révèlent la plupart du temps des valeurs moyennes élevées de ces mêmes paramètres (Marsh 1994; Driss et al. 2001; Sreckovic et al. 2015). De ce fait, l'allure globale des relations force- et puissance-vitesse peut rester inchangée quelle que soit la méthodologie utilisée, seul l'ordre de grandeur diffère (les valeurs instantanées correspondent à ~140 à 160 % des valeurs moyennes ; Marsh, 1994 ; Martin et al., 1997 ; Driss et al., 2001). Cependant, dans d'autres cas le type de valeurs choisi influence de manière non-négligeable l'allure des deux relations, notamment la pente de la relation force-vitesse (et en conséquence la concavité de la relation puissance-vitesse (Zivkovic et al. 2017).

Ces différences d'allure entre les deux types de valeurs pourraient être en partie expliquées par : i) la technique de réalisation d'un mouvement, propre à chacun, qui pourrait influencer le moment ou l'angle articulaire auquel les valeurs instantanées surviennent, notamment dans des configurations anatomiques et nerveuses qui ne sont pas propices à la maximisation de la production de force, ii) la méthode de calcul de la moyenne qui nécessite de définir des seuils de fin et de début de mouvement ; ces seuils n'étant pas toujours les mêmes chez les études existantes (Chavda et al. 2018; Pérez-Castilla et al. 2019; García-Ramos et al. 2019). Selon les seuils utilisés, les différences de valeurs moyennes des paramètres de force, vitesse et puissance peuvent aller jusqu'à 45 %, notamment dans des conditions de vitesse très élevée (García-Ramos et al. 2019) et iii) la fréquence d'échantillonnage qui détermine la précision de mesure de valeurs apparaissant sur des instants très courts : valeurs maximales, mais également les valeurs en début et fin de mouvement. Ainsi, les différences

d'allure des relations force- et puissance-vitesse que peuvent générer les deux types de valeurs (*i.e.* moyennes et instantanées) soulignent d'avantage la singularité de chacune de ces méthodes et des informations que chacune d'elle apporte. De ce fait, l'utilisation des valeurs instantanées et moyennes est conditionnée par l'objectif de l'évaluation. Dans le cadre de ces travaux de thèse, l'évaluation des relations force- et puissance-vitesse ayant pour but de définir les capacités maximales de production de force des membres inférieurs sur toute la phase d'extension, l'utilisation de valeurs moyennes semblent être la plus adaptée (*e.g.* Arzac et al. 1996; Rahmani et al. 2001). Par ailleurs, les valeurs moyennes de force, vitesse et puissance permettent de rendre compte des capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts maximaux, très fréquent dans la vie quotidienne et sportive, comme suggéré précédemment par Samozino P. en 2009 : « *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.* » (Samozino 2009). Dans le reste du manuscrit les valeurs de force, vitesse et puissance présentées seront systématiquement des valeurs moyennes, le cas échéant l'utilisation de valeurs instantanées sera mentionné.

❖ **L'intensité à laquelle le mouvement est réalisée** doit être maximale à chaque condition de résistance/d'inertie : l'individu a pour consigne de produire le maximum de force pendant toute la phase de poussée et de développer cette force le plus rapidement possible. Cette intention d'effort maximal sur l'ensemble du mouvement mène le plus souvent à ce que les membres inférieurs quittent tout contact avec la surface sur laquelle ils appliquent de la force. Ces mouvements projetés ou accélérés (*i.e.* mouvements balistiques) se caractérisent par la propulsion du corps lui-même et/ou des masses additionnelles sur toute la phase d'extension, caractérisant une accélération positive (dans le sens du mouvement) sur toute cette phase. Cette accélération est positive du début du mouvement, c'est-à-dire de la vitesse nulle, jusqu'à ce que la vitesse du système accéléré atteigne un maximum au moment de la dissociation entre la surface et le système producteur de force. Cependant, certaines méthodes d'évaluation des relations force-vitesse-puissance n'incluent pas de mouvements projetés, tels que lors de la réalisation d'un squat ou d'extensions des membres inférieurs sur des machines de type presse de musculation (Rahmani et al. 2001; Yamauchi et al. 2007; Iglesias-Soler et al. 2019). L'utilisation de mouvements non-projetés a pour avantage d'évaluer les capacités de production de force et de puissance sur des mouvements qui sont similaires aux pratiques spécifiques de la musculation, mais également de limiter les risques d'atteinte à l'intégrité physique au moment de la réception de la charge après la phase de projection, notamment dans les conditions de charges élevées. Néanmoins, malgré une intention de produire un maximum de force et le plus rapidement possible sur ce type de mouvement, les masses mobilisées subissent une accélération positive pendant la première partie de la phase d'extension (*i.e.* phase de propulsion), suivie d'une accélération négative. Cette phase de freinage implique principalement les muscles antagonistes qui produisent de la force à l'encontre du mouvement d'extension et sur un régime de contraction excentrique. Afin de ne pas inclure ces forces résistives, certaines méthodes d'analyse du mouvement ne considèrent que la phase

propulsive dans le calcul de la force totale produite par le système neuromusculaire (García-Ramos et al. 2016; Cuevas-Aburto et al. 2018). Néanmoins, la durée des phases d'accélération et de freinage varient selon la condition de résistance : plus la résistance est importante, plus la phase d'accélération positive est courte (Sreckovic et al. 2015). Par conséquent, cette phase propulsive peut correspondre à des amplitudes de mouvement variables, où la production de force dépendant des relations musculaires force-longueur. Pour cette raison, les mouvements non-projetés ne sont pas idéaux pour évaluer les capacités mécaniques des membres inférieurs et leur aptitude à accélérer le corps sur toute la phase d'extension.

❖ **La quantification de la force produite** par les membres inférieurs s'effectue soit au moyen d'une plate-forme de force ou à partir des données cinématiques en utilisant les principes de la dynamique inverse. Cependant, quels que soit les outils utilisés, certaines méthodes de calcul ne considèrent pas la force développée par les membres inférieurs pour accélérer leur propre masse (Yamauchi et al. 2007) ou exclues certaines parties des membres, car très peu accélérées (*e.g.* pieds ; Cormie et al. 2007). Bien que l'exclusion de ces masses pourrait avoir un effet négligeable sur l'estimation de la force dans des conditions où les niveaux de force développée sont très élevés et les vitesses de mouvement très basses (*i.e.* très proche de F_0), elle aurait toutefois une influence très marquée dans les conditions où les niveaux de force développée sont très bas et les vitesses de mouvement très élevées (*i.e.* très proche de v_0). Dans ces dernières conditions, la production de force est principalement dédiée à l'accélération des membres inférieurs, notamment dès les vitesses de mouvement supérieures à $1,2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Bobbert 2012; Schleichardt et al. 2019). Par exemple, lors de l'évaluation de la relation force-vitesse sur un mouvement de développé couché, l'exclusion de la force produite par les membres supérieurs pour accélérer leur propre masse a conduit à une sous-estimation de la force produite par ces membres. Cette sous-estimation a été montrée comme plus marquée pour des vitesses de mouvement élevées, ce qui a conduit à une sous-estimation de v_0 jusqu'à $\sim 40\%$ (Rambaud et al. 2007). Par conséquent, dans le cadre d'une évaluation complète de la relation force-vitesse des membres inférieurs, incluant notamment des conditions de vitesse de mouvement très élevée, il semble être primordial de prendre en compte la force produite par les membres inférieurs pour accélérer la totalité de leur masse.

En résumé, l'évaluation des relations force- et puissance-vitesse a tout intérêt à être effectuée sous une modalité isoinertielle, lors de mouvements balistiques, pendant lesquels la quantification des valeurs moyennes de force, de vitesse et puissance semble représenter le mieux les capacités de production de force des membres inférieurs sur toute la phase d'extension. En suite à cette section, l'objectif des suivantes est de compléter ces principes méthodologiques généraux d'évaluation des relations force- et puissance-vitesse des membres inférieurs en abordant les points majeurs des protocoles d'évaluation (*i.e.* la durée de l'exercice, les matériels requis, les outils et méthodes de mesure et le type de mouvement).

3.3. Evaluation de la relation force-vitesse lors de mouvements cycliques

L'évaluation des relations force- et puissance-vitesse sur ces mouvements cycliques s'effectue à partir d'un sprint d'une durée de 5 à 8 secondes, incluant plusieurs mouvements successifs de 10 à 20 extensions alternées des membres inférieurs (Lakomy 1986 ; Arsac et al. 1996 ; Jaskolska et al. 1999). Les quelques secondes de sprint sont caractérisées par une phase d'accélération, pendant laquelle la production de force à chaque extension s'effectue dans des conditions de vitesse différentes.

Sur le mouvement de pédalage, le sprint s'effectue le plus souvent sur un cyclo-ergomètre équipé d'un volant d'inertie qui est accéléré pendant le test, sur lequel une courroie de friction génère une résistance opposée au mouvement. A chaque extension, ce sont les productions de force et de vitesse moyennes sur toute la phase extension qui sont considérées la plupart du temps (Arsac et al. 1996 ; Dorel et al. 2010). Chaque extension permet alors d'avoir un point sur les relations force- et puissance-vitesse. Le calcul de la force produite par les membres inférieurs prend en compte les forces pour vaincre les frictions et pour accélérer le volant d'inertie (Arsac et al. 1996), ce qui correspond uniquement à la composante efficace de la force appliquée à la pédale (Dorel et al. 2010). En pédalage, ce n'est plus la vitesse d'extension qui est étudiée mais la fréquence de pédalage. De ce fait, la valeur théorique v_0 est remplacée par la fréquence maximale théorique jusqu'à laquelle les membres inférieurs seraient capables de produire de la force (f_0 , **Figure 10**, panel de gauche). Pendant le sprint, la fréquence de pédalage augmente à chaque coup de pédale jusqu'à l'atteinte de la fréquence maximale. La production de force se fait alors dans des conditions de fréquence de pédalage variables durant tout le sprint, ce qui permet une caractérisation expérimentale de la relation force-vitesse (ou force-fréquence) dans un ensemble très large de conditions de fréquence, seulement à partir d'un seul sprint (Arsac et al. 1996 ; Hintzy et al. 1999 ; Samozino et al. 2007 ; Dorel et al. 2010). En course à pied, les sprints sont effectués sur tapis roulant (Morin et al. 2010, 2012) ou piste d'athlétisme (Rabita et al. 2015b ; Morin et al. 2019). La force produite par les membres inférieurs est mesurée au moyen de plateformes de force, qui sont intégrées directement sous le tapis roulant ou la surface de la piste. La vitesse considérée pour ce mouvement correspond à la vitesse horizontale de course et la force mesurée est celle qui permet l'accélération du corps dans le sens du mouvement, et qui correspond uniquement à la composante horizontale de la force totale produite par les membres inférieurs. La relation force-vitesse sur ce mouvement est obtenue avec la même méthodologie que sur le pédalage, c'est-à-dire à partir de la production de force moyenne à chaque extension (*i.e.* chaque appui au sol) dans différentes conditions de vitesse horizontale pendant la phase d'accélération, ce qui permet d'avoir également la relation force-vitesse avec un seul sprint (**Figure 10**, panel de droite ; Morin et al. 2019). L'évaluation des capacités mécaniques *via* les mouvements de course à pied et de pédalage présente l'avantage de mesurer les capacités de production de force d'athlètes dans des conditions proches de celles de ces activités. Néanmoins, la force produite par les membres inférieurs lors de ces mouvements est celle qui conduit à mettre le corps en mouvement, autrement dit à la composante efficace de la force totale produite par les membres inférieurs (Dorel et al. 2010 ; Morin et al. 2011). De ce fait, l'évaluation de la relation force-vitesse sur les mouvements cycliques intègre à la fois i) les habiletés techniques à orienter la force produite dans le sens du mouvement et ii) les capacités de force totale des membres inférieurs. Par conséquent, les capacités de production de force évaluées sur les mouvements cycliques ne considèrent qu'une partie de la force produite par les membres inférieurs et intègre des aspects techniques propres au mouvement.

3.4. Evaluation de la relation force-vitesse lors d'extensions acycliques

Contrairement aux mouvements cycliques, l'utilisation de mouvements acycliques réalisés dans une direction (comme les squats, les sauts ou les extensions sur presse horizontale ou inclinée) permet de considérer la quasi-totalité de la force produite par les membres inférieurs. En effet, la force est produite dans le sens du mouvement et par conséquent transmise pour accélérer le corps. Les aspects techniques d'orientation de la force n'intervenant que très peu dans les productions mécaniques mesurées, les évaluations incluant ces mouvements acycliques permettent de quantifier presque entièrement et de manière non-spécifique les capacités de force des membres inférieurs. Ce type de mouvement peut être réalisé dans la direction verticale, tel que lors de squats ou de squat jumps (Bosco et al. 1983), et dans la direction horizontale, avec des extensions effectuées sur des presses de musculation pour les jambes (Samozino et al. 2012 ; Meylan et al. 2015) ou sur des plateaux roulants sur le sol (**Figure 11** ; Meylan et al. 2015 ; Samozino et al. 2017 ; Janicijevic et al. 2018).

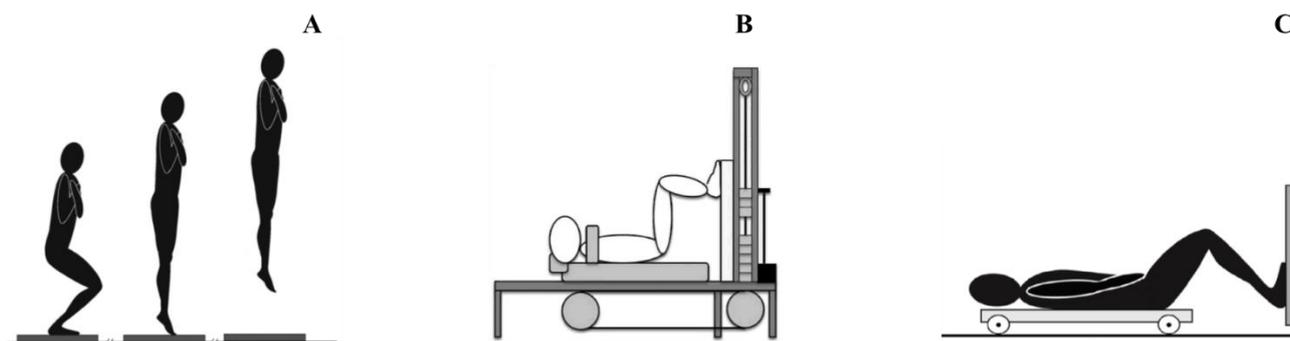


Figure 11. Illustrations schématiques des modalités d'extension des membres inférieurs effectuées dans la direction verticale (A) et horizontale (B et C).

Figures modifiées d'après Samozino (2008), Meylan (2015) et Samozino (2017)

Lors de mouvements acycliques des membres inférieurs, la force, la vitesse et la puissance étant mesurées au cours d'une seule extension, les relations force- et puissance-vitesse sont déterminées à partir d'extensions réalisées, de manière séparée et indépendante les unes des autres, dans différentes conditions de résistance (**Figure 12** ; Giroux et al. 2016 ; Janicijevic et al. 2018). La force produite par les membres inférieurs est le plus souvent mesurée au moyen d'une plate-forme de force, avec la considération que la force de réaction mesurée est égale (et de sens opposé) à la force produite par les membres inférieurs sur la plateforme (Bosco et Komi 1979 ; Rahmani et al. 2001). La vitesse d'extension est déterminée en utilisant les principes de la dynamique à partir des mesures de la force produite par les membres inférieurs. L'accélération du centre de masse pendant la phase de poussée est déterminée en divisant la force nette appliquée au centre de masse (force de réaction du sol moins le poids pour un mouvement vertical) par la masse de l'individu. L'intégration du signal d'accélération

donne la vitesse du centre de masse, considérée comme une estimation de la vitesse d'extension des membres inférieurs (Bosco et Komi 1979 ; Rahmani et al. 2001 ; Samozino et al. 2008). La vitesse d'extension peut être également estimée en dérivant l'évolution de la position du centre de masse (matérialisé par un repère anatomique fixe), qui est quantifié à l'aide d'outils cinématiques, tels que les accéléromètres, la vidéo ou les codeurs linéaires (Giroux et al. 2014). Par ailleurs, sur le mouvement de squat jump, les productions de force, vitesse et puissance peuvent être estimées par dynamique inverse, connaissant le temps de vol (ou de la hauteur de saut), la masse de l'individu et la distance de poussée (Samozino et al. 2008). Le temps de vol peut être mesuré à partir d'une plateforme de force, de matériels optoélectroniques (*e.g.* optojump Next®) ou encore à partir d'application de smartphones d'aide à l'analyse vidéo (Balsalobre-Fernández et al. 2015). Sur ces mouvements acycliques, en plus des paramètres F_0 , v_0 et P_{\max} , des approches théoriques et expérimentales ont proposé l'utilisation du profil force-vitesse, correspondant à la pente de la relation force-vitesse, pour caractériser l'orientation des capacités de production de force plutôt en faveur des conditions de vitesse élevée ou de vitesse faible (Samozino et al. 2012, 2014).

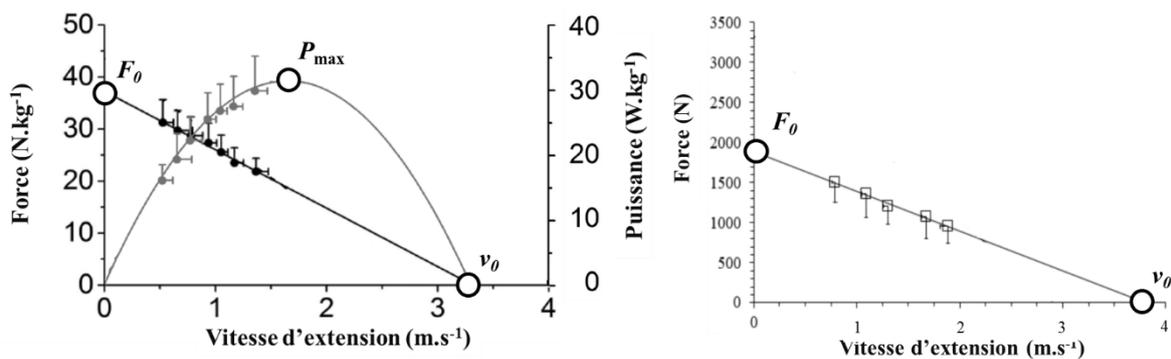


Figure 12. Relations force-vitesse obtenues en squat jump (panel de gauche) et en squat horizontal (panel de droite).
Figure modifiées d'après Giroux (2016) et Janicijevic (2018)

3.5. Remise en question de la modélisation linéaire de la relation force-vitesse lors d'extensions acycliques

Malgré les nombreux éléments de la littérature suggérant que la relation force-vitesse est linéaire sur un mouvement pluri-articulaire, cette linéarité est fréquemment remise en question depuis quelques années, plus particulièrement sur les mouvements acycliques (Cuk et al. 2014 ; Feeney et al. 2016 ; Zivkovic et al. 2017 ; Ćosić et al. 2018 ; Alcazar et al. 2019a ; Iglesias-Soler et al. 2019). Le questionnement du modèle linéaire a pour origine l'exploration expérimentale limitée de la relation force-vitesse sur ces mouvements acycliques lors d'une évaluation typique de cette relation (**Figure 13** ; Samozino et al. 2012 ; Meylan et al. 2015 ; Janicijevic et al. 2018). En effet, sur les mouvements cycliques la mesure des productions de force et de vitesse s'effectue sur un intervalle allant de ≈ 20 à ≈ 90 % de v_0 (Dorel et al. 2010 ; Morin et al. 2019), alors que pour les mouvements acycliques, cet intervalle est restreint et s'étend seulement de ≈ 20 à ≈ 50 % de v_0 (Bosco et al. 1995 ; Rahmani et al. 2001 ; Cuk et al. 2014 ; Meylan et al. 2015 ; Samozino et al. 2017 ; Janicijevic et al. 2018).

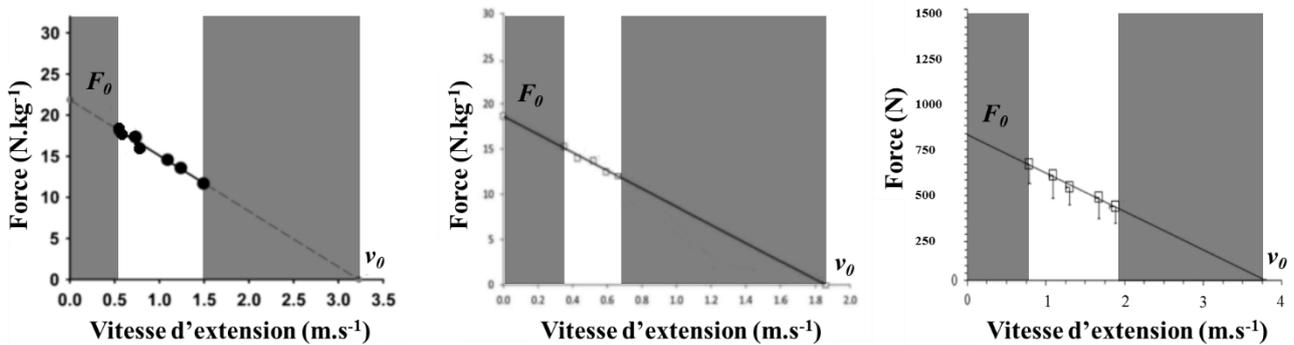


Figure 13. Relations force-vitesse typiques obtenues sur les 3 modalités d'extension illustrées sur la **Figure 11** par correspondance respective de droite à gauche (squat jump, presse horizontale et plateau roulant). Les points noirs et les carrés blancs représentent les données expérimentales. Les zones grises représentent les régions de la relation force-vitesse qui ne sont communément pas explorées. Les droites noires et la droite grise en pointillée représentent la modélisation linéaire de la relation force-vitesse, permettant d'obtenir, par extrapolation, les paramètres F_0 et v_0 .

Figures modifiées d'après Samozino (2012), Meylan (2015) et Janicijevic (2018)

La raison principale pour laquelle la relation force-vitesse sur des mouvements acycliques n'est explorée que de manière partielle est que les charges additionnelles souvent utilisées dans le cadre de son évaluation s'étendent de 0 à 80 % du poids du corps (les charges plus lourdes étant évitées pour réduire le risque de blessure, notamment à la réception des sauts, ou lors de mauvaises réalisations de mouvement). La condition de charge la moins contraignante implique au moins le mouvement du corps entier, qui représente une masse conséquente à accélérer (lors de mouvements verticaux et horizontaux) et une force de résistance importante (*i.e.* le poids de corps pour les mouvements verticaux). Les valeurs de vitesse d'extension (valeurs moyennes sur la poussée) mesurées sur l'ensemble de ces conditions de charge s'élèvent à $\approx 0,4-0,6$ m.s⁻¹, pour les conditions les plus chargées, jusqu'à $\approx 1-1,5$ m.s⁻¹ pour la condition à poids de corps (Giroux et al. 2014 ; Jiménez-Reyes et al. 2014 ; Samozino et al. 2014). En comparaison, la totalité du spectre des conditions de vitesse décrit par la relation force-vitesse s'étend de 0 m.s⁻¹, jusqu'à des valeurs typiques de v_0 se situant entre $\approx 1,8-4,0$ m.s⁻¹ (Samozino et al. 2012 ; Cuk et al. 2014 ; Meylan et

al. 2015 ; Rivière et al. 2017 ; Janicijevic et al. 2018). En conséquence, la relation force-vitesse obtenue sur des mouvements acycliques est habituellement définie uniquement de ≈ 30 à 40 % par des données expérimentales. De plus, cette exploration se situant dans un intervalle allant de ≈ 20 à ≈ 50 % de v_0 , presque toute la moitié du spectre de conditions force-vitesse au-delà de la vitesse optimale reste inexplorée (**Figure 13**). A noter que ces limitations méthodologiques s'appliquent également à la détermination de la relation puissance-vitesse, puisque le calcul de la puissance se base sur les données de force et de vitesse. De plus, chaque extension réalisée sur des mouvements acycliques est initiée à partir d'une vitesse nulle, ce qui limite inévitablement la vitesse moyenne lors d'une extension, même si celle-ci se fait contre une charge faible (*i.e.* à minima le poids de corps). En comparaison, sur les mouvements cycliques, l'exploration du côté vitesse élevée est plus aisée, car les extensions effectuées sur les dernières secondes du sprint en course à pied ou en pédalage profitent de la vitesse de déplacement gagnée sur les extensions précédentes et de l'inertie des segments (ou du corps pour le sprint) déjà mis en mouvement.

De ce fait, en raison d'un intervalle restreint de valeur de force et de vitesse, il a été discuté que la relation force-vitesse linéaire obtenue sur les mouvements acycliques ne représenterait en réalité qu'une petite partie d'une relation force-vitesse de forme hyperbolique, telle que décrite par la fonction inverse sur les mouvements mono-articulaires et sur le muscle isolé (Cuk et al. 2014 ; Feeney et al. 2016 ; Zivkovic et al. 2017 ; Ćosić et al. 2018). Remarquablement, la véracité de cette éventualité a été vérifiée uniquement en utilisant la modélisation polynomiale du second degré pour décrire une relation force-vitesse de forme hyperbolique (Cuk et al. 2014 ; Feeney et al. 2016 ; Zivkovic et al. 2017 ; Ćosić et al. 2018). Ces études mettaient en avant que la qualité d'ajustement du modèle polynomial du second degré, quantifiée *via* le coefficient de détermination (R^2), était plus élevée que celle de la modélisation linéaire ; avec des écarts de R^2 allant jusque $0,3$ entre les deux modélisations pour certains individus (*e.g.* Cuk et al. 2014). Néanmoins, aucune analyse statistique n'a été utilisée pour tester si ces différences de qualité d'ajustement étaient significatives, notamment en tenant compte de la différence du nombre de degrés de liberté entre les deux modélisations. En effet, un modèle plus complexe avec un nombre de paramètres (ou de degrés de liberté) plus important s'ajustera systématiquement mieux aux données expérimentales. C'est pour cette raison qu'il est primordiale de tester si la complexification de la modélisation permet une amélioration significative de l'ajustement du modèle aux données, et en retour, si cette complexification est réellement nécessaire. D'autre part, la comparaison des modélisations polynomiale et linéaire dans le cadre de ces études s'est effectuée sur l'intervalle de valeurs typiques allant de 20 à 50 % de v_0 , obtenus au cours d'évaluation des qualités physiques (Cuk et al. 2014 ; Feeney et al. 2016 ; Zivkovic et al. 2017 ; Ćosić et al. 2018), ce qui ne permettait pas de vérifier si la modélisation polynomiale s'ajustait mieux que la modélisation linéaire aux extrêmes de la relation force-vitesse. Cette comparaison des modélisations aux extrêmes de la relation reste essentielle, puisqu'ils représentent les parties du spectre auxquelles la courbure d'une relation de forme hyperbolique est la plus marquée.

Par conséquent, afin de compléter cette analyse de comparaison des modélisations linéaire et polynomiale, il serait nécessaire d'ajouter des points expérimentaux aux deux extrémités de la relation force-vitesse. Afin d'élargir l'intervalle des valeurs de force et de vitesse, les contraintes mécaniques opposées au mouvement doivent être modulées (augmentées ou diminuées) pour atteindre les vitesses d'extension souhaitées (Leontijevic et al. 2013 ; Djuric et al. 2016).

3.6. Exploration expérimentale des côtés force et vitesse élevée de la relation force-vitesse lors d'extensions acycliques

❖ **Du côté force élevée de la relation force-vitesse**, la condition la plus extrême pourrait être obtenue en maximisant les résistances au mouvement. En pratique, la charge maximale qu'un individu est capable de soulever correspond au 1-RM et les vitesses d'extension dans cette condition sont généralement comprises entre 0,15 et 0,35 m.s⁻¹ en squat (Izquierdo et al. 2006 ; Conceição et al. 2016). Dans le cadre de mon stage de Master 2 au sein du Laboratoire Inter-université de Biologie de la Motricité (LIBM) de l'Université Savoie Mont Blanc, nous nous sommes intéressés au positionnement de cette condition de charge extrême sur une relation force-vitesse obtenue en squat jump (Rivière et al. 2017). La condition au 1-RM était située à $\approx 7\%$ de v_0 (Rivière et al. 2017), ce qui a par ailleurs été confirmé par une autre étude plus récente sur le mouvement de squat (Iglesias-Soler et al. 2019). En-deçà de 10 % de v_0 , aucune étude sur des mouvements acycliques n'a exploré la relation force-vitesse. Néanmoins, il est probable que des mouvements explosifs effectués à une vitesse inférieure à celle d'un 1-RM ne soient pas réalisables dans la pratique. En effet, quelques études soutiennent l'hypothèse qu'il existerait une vitesse minimale de réalisation d'un mouvement explosif en-dessous de laquelle le mouvement complet ne peut être terminé, même si initié (Izquierdo et al. 2006 ; M. Carroll et al. 2017). La consistance de cette théorie repose tout d'abord sur le fait que i) la vitesse moyenne de réalisation d'un 1-RM en squat se situe systématiquement entre 0,15 et 0,35 m.s⁻¹ quelle que soit la charge soulevée (Izquierdo et al. 2006 ; Conceição et al. 2016 ; Rivière et al. 2017) et que ii) cet intervalle ne semble pas varier à la suite d'un entraînement en résistance de force (González-Badillo & Sánchez-Medina 2010). De plus, lors d'un test d'évaluation du nombre maximal de répétitions, iii) la vitesse de mouvement à la dernière répétition (*i.e.* juste avant le moment d'épuisement), est similaire et non significativement différente à la vitesse de réalisation d'un 1-RM (Izquierdo et al. 2006 ; González-Badillo et Sánchez-Medina 2010 ; M. Carroll et al. 2017). Ces trois premiers points mettent en avant que, lors d'un mouvement pluri-articulaire, des vitesses de mouvement inférieures à la vitesse minimale théorique de réalisation d'un mouvement n'ont jamais été mesurées jusqu'à présent. De plus, si l'on considère que les modalités neurophysiologiques de développement de la force d'une contraction maximale isométrique et d'un 1-RM sont proches, alors le temps maximum de maintien de la force maximale isométrique devrait correspondre au temps maximum durant lequel la réalisation d'un 1-RM doit s'effectuer. Si le temps de réalisation du mouvement au 1-RM est supérieur au temps maximum de maintien de la force maximale isométrique, alors le mouvement peut être initié, mais pas achevé. Ce phénomène est très récurrent dans la pratique de la musculation pendant un test du nombre maximal de répétitions ou un test de la charge au 1-RM. Pour illustrer ces propos, si l'on considère qu'une contraction isométrique ne peut être maintenue que de 2 à 3 secondes à son niveau maximal (**Figure 14** ; Périard et al. 2011) et qu'une distance moyenne de poussée avec les membres inférieurs est de $\approx 0,35$ m, la vitesse minimale de mouvement en-deçà de laquelle la fatigue générée par les premières secondes d'effort conduirait à l'incapacité de l'individu à vaincre la résistance, serait de 0,12 m.s⁻¹ ($0,35/3=0,12$). Cette vitesse théorique est encore très proche des vitesses les plus basses jamais mesurées. En plus de l'effet de la fatigue, la baisse de production de force pendant l'extension peut être

également expliquée par la modification des positions articulaires pendant le mouvement, et en retour la longueur d'étirement des muscles agonistes, associées à ces positions au niveau de chaque articulation. Les positions articulaires adoptées au départ de l'extension sont associées aux longueurs musculaires optimales pour que le système neuromusculaire dans son ensemble puisse développer le maximum de force (et ce sont celles que nous choisissons naturellement ; Janićijević et al. 2019). Cependant, dès lors que le mouvement est initié, les positions articulaires évoluent et quittent progressivement l'organisation neuromusculaire optimale. Cet éloignement de la position de départ idéale conduit à une baisse des capacités de production de force des membres inférieurs, comme décrit par la relation force-longueur à l'échelle d'un muscle isolé et la relation moment-angulation lors d'un mouvement humain.

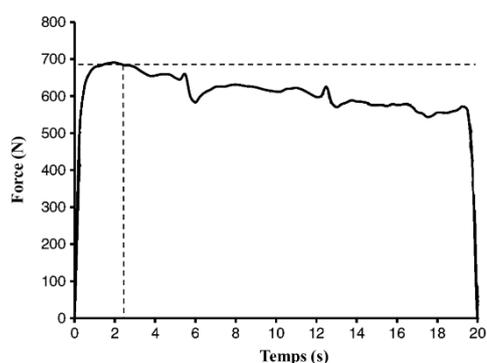


Figure 14. Evolution de la force maximale isométrique des extenseurs du genou sur un effort de 20 secondes. Les pointillées représentent la valeur la force maximale isométrique (ligne horizontale) et le moment où la production de force en isométrie passe en-dessous de cette valeur maximale (ligne verticale).

Figure modifiée d'après Périard (2011)

Par ailleurs, même lorsque les extensions sont réalisées sur des presses instrumentées, où la résistance au mouvement ne correspond plus à une charge additionnelle, mais est générée par un système motorisé, des vitesses de mouvement inférieures à l'intervalle de valeurs de vitesse au 1-RM n'ont jamais été mesurées (Yamauchi et al. 2007). Cependant, des vitesses d'extensions inférieures aux vitesses de réalisation d'un 1-RM seraient réalisables sur des presses instrumentées isocinétiques (**Figure 15** ; Komi et Viitasalo 1977), avec lesquelles uniquement la vitesse du mouvement est contrôlée en modifiant la résistance opposée au mouvement (Komi et Viitasalo 1977 ; de Brito Fontana et al. 2014 ; Hahn et al. 2014). Cette résistance est ajustée instantanément pendant l'extension afin de permettre l'initiation et l'accomplissement du mouvement entier, tout en étant suffisamment élevée pour ne pas générer d'accélération (positive ou négative) pendant la phase isocinétique.

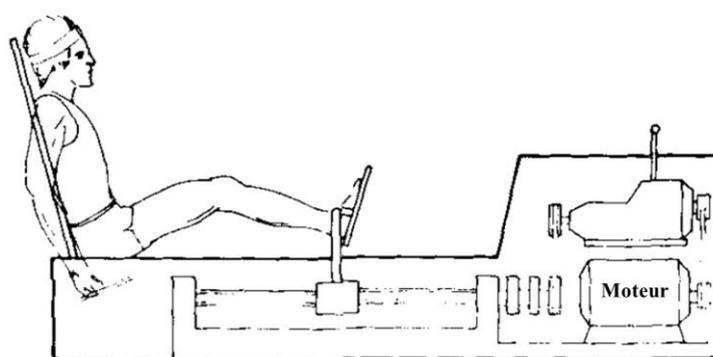


Figure 15. Illustration schématique d'un ergomètre permettant la réalisation d'extension des membres inférieurs en isocinétisme, sur lequel la résistance au mouvement est générée par un moteur.

Figure modifiée d'après Komi et Viitasalo (1977)

Cependant, la durée de ces extensions serait d'au moins 3 à 4 secondes, ce qui pourrait causer de la fatigue pendant les deux premières secondes de réalisation du mouvement et ainsi réduire le niveau de force produite sur les dernières secondes. Cette limitation expérimentale a déjà été mise en avant sur les mouvements mono-articulaires (Harris et Dudley G. A. 1994 ; Seger et Thorstensson 2000 ; Alcazar et al. 2019b) et les résultats de ces études ont montré que les capacités de production de force sont très inférieures à ce qui est prédit par la modélisation hyperbolique utilisée sur ce type de mouvement (**Figure 8**, panel de gauche). Même si aucune n'étude à notre connaissance n'a étudié ce phénomène sur le mouvement pluri-articulaire d'extension des membres inférieurs, il est très probable que cet effet de la fatigue sur la production de force soit le même sur ce type de mouvement. En conséquence, la condition force élevée-vitesse faible la plus extrême atteignable, et la plus proche de F_0 , semble être le 1-RM (ou son équivalent en vitesse lorsque des charges additionnelles ne sont pas utilisées comme résistance). De ce fait, l'ajout du 1-RM sur le côté force élevée de la relation force-vitesse serait intéressant pour maximiser l'intervalle de valeurs expérimentales.

Dans le cadre la même étude réalisée lors de mon stage de Master 2 au (LIBM), nous avons pu également montrer que le 1-RM pouvait être considéré comme appartenant à la relation force-vitesse linéaire, estimée à partir des autres points expérimentaux dans des conditions de charges additionnelles allant de 0 à $\approx 80\%$ du poids du corps (ou de 0 à $\approx 45\%$ du 1-RM). Ces résultats constituent des éléments supportant la linéarité du côté force élevée de la relation sur des mouvements acycliques d'extension des membres inférieurs (**Figure 16** ; Rivière et al. 2017). A notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à comparer les modélisations polynomiale et linéaire en ajoutant la condition extrême du 1-RM à la relation force-vitesse, définie sur l'intervalle typique de 20 à 50 % de v_0 (Iglesias-Soler et al. 2019). Cette étude montrait que la modélisation polynomiale du second degré présentait significativement une meilleure qualité d'ajustement que la modélisation linéaire. Des résultats complémentaires de cette même étude ont mis en avant qu'une modélisation exponentielle ne présentait pas significativement une meilleure qualité d'ajustement que les modélisations linéaire et polynomiale (Iglesias-Soler et al. 2019). Néanmoins, il est essentiel de noter que la comparaison des qualités d'ajustement entre les différents types de modélisation ne tenait pas compte des différences du nombre de degrés de liberté de chaque modèle. Il reste encore peu clair si la modélisation polynomiale présente une qualité d'ajustement significativement plus élevée que la modélisation linéaire du côté force élevée de la relation force-vitesse. Par conséquent, l'utilisation de la modélisation polynomiale de ce côté de la relation force vitesse n'est pas confirmée.

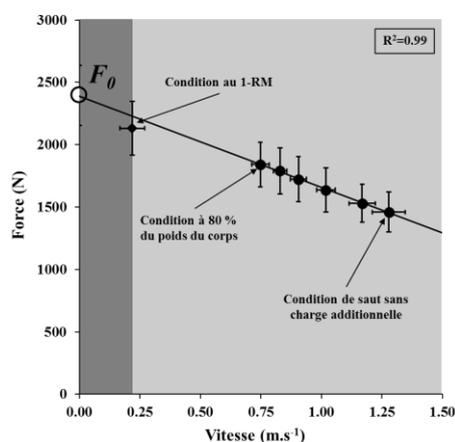


Figure 16. Relation force-vitesse moyenne obtenue en squat jump à partir de 6 conditions de charges typiques (points noirs) et du 1-RM (losange noir). La courbe noire représente la modélisation linéaire de la relation force-vitesse.
Figure modifiée d'après Rivière (2017)

Outre l'intérêt du 1-RM pour tester les modélisations du côté force élevée, dans le cadre des évaluations routinières de la relation force-vitesse, cette condition pourrait réduire l'extrapolation de F_0 , et en retour, améliorer la précision de sa détermination. En effet, l'estimation de F_0 sur des mouvements acycliques des membres inférieurs est issue d'une large extrapolation, ce qui le rend sensible aux petites variations expérimentales inhérentes aux erreurs biologiques de l'individu testé et aux erreurs de l'expérimentateur. Dans cette éventualité, la validité et la reproductibilité de ces indicateurs pourraient être significativement altérées

(Cuevas-Aburto et al. 2018). Cependant, bien que la charge correspondant au 1-RM soit très fréquemment évaluée sur le terrain, les productions de force et de vitesse ne sont quasiment jamais quantifiées. Obtenir ces informations requière des outils de mesure coûteux et implique un long temps d'analyse données. Pour pallier à ces limitations, au cours du même stage de Master 2, nous avons développé une méthode simple et applicable sur le terrain pour estimer la force et la vitesse moyenne pendant un squat au 1-RM (Rivière et al. 2017). La force moyenne développée pendant le 1-RM correspondant au poids de la charge soulevée², la méthode simple ne nécessite que la mesure de la vitesse d'extension des membres inférieurs, qui peut être facilement obtenue à partir du temps de poussée (mesuré avec un appareil vidéo standard d'une fréquence minimale de ≈ 30 Hz) et de la distance de poussée (Samozino et al. 2008). La pertinence des valeurs obtenues avec les calculs de la méthode simple a été confirmée en comparaison avec des mesures effectuées sur plateforme de force et par analyse vidéo. Par conséquent, la force et la vitesse moyenne pendant un squat au 1-RM peuvent être facilement estimées sur le terrain en appliquant la méthode simple proposée. Le 1-RM étant un test déjà très présent dans les routines d'évaluation, cette méthode pourrait permettre aux entraîneurs d'ajouter cette condition extrême sur la relation force-vitesse sans appareil de laboratoire et, en même temps, améliorer la détermination de F_0 . Néanmoins, dans le cas où l'évaluation du 1-RM ne fait pas partie des tests de suivi des athlètes, sa détermination peut être chronophage, imprécise et augmenter le risque de blessure avec les populations n'étant pas familière avec ces procédures.

❖ **Du côté vitesse élevée de la relation force-vitesse**, la condition la plus extrême pourrait être obtenue en minimisant les résistances au mouvement. Les solutions techniques mises en application jusqu'à présent consistaient à ajouter une assistance durant l'extension, qui génère une force motrice, en plus de celles des membres inférieurs, dans la direction du mouvement (*e.g.* allègement du poids du corps) ou cette assistance consistait en la réduction des résistances opposées au mouvement, notamment le poids du corps (*e.g.* extension à l'horizontale). L'allègement du poids du corps a été appliquée en squat jump, allant jusqu'à 30 % d'allègement (Cuk et al. 2014) et au cours du même stage de Master 2 et en collaboration avec la même équipe de recherche, nous avons étudié la modalité d'assistance lors d'extensions réalisées à l'horizontal. Lors d'extensions des membres inférieurs à l'horizontal l'athlète était allongé sur le dos sur un plateau roulant et effectuait des poussées contre le mur (**Figure 11**). Dans ces deux conditions d'assistance, les vitesses d'extension des membres inférieurs allaient de $\approx 1,7$ à 2 m.s^{-1} et étaient situés à ≈ 60 % de v_0 . Même si ces assistances techniques permettaient d'augmenter la vitesse d'extension, les valeurs obtenues étaient encore éloignées de v_0 . Cet éloignement pourrait être dû aux contraintes mécaniques imposées par l'importante inertie de la masse corporelle qui est mobilisée dans ces mouvements. Par conséquent, l'atteinte de vitesses d'extension plus élevées, au plus proche de v_0 , serait possible lors de la réalisation d'extensions horizontales des membres inférieurs sans mettre le corps en mouvement, avec uniquement les masse des membres inférieurs qui sont

² La force extérieure développée par les membres inférieurs pendant un squat jump peut être écrite sous la forme $F = m \cdot a + m \cdot g$. L'accélération moyenne sur toute la poussée étant nulle, puisqu'il n'y a pas de décollage des pieds à la fin de la poussée pendant la réalisation d'un 1-RM, l'équation précédente peut se simplifier sous la forme $F = m \cdot g$.

accélérées (tout comme illustré sur la **Figure 15**). A notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à quantifier la force et la vitesse dans cette modalité d'exercice (Yamauchi et al. 2007). L'extension des membres inférieurs était effectuée sur un ergomètre spécifique orienté à l'horizontal et les vitesses moyennes individuelles s'étendaient de 10 à 97 % de v_0 (**Figure 17** ; Yamauchi et al. 2007).

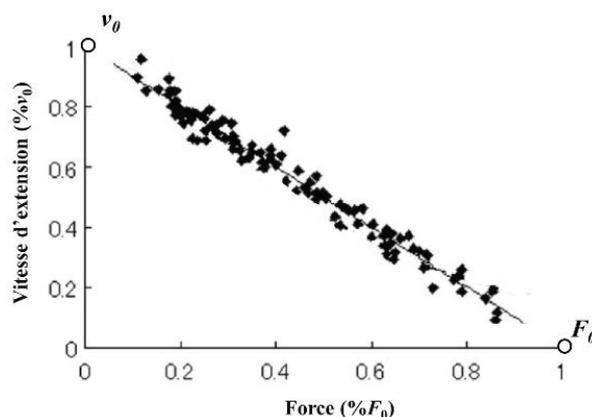


Figure 17. Relation force-vitesse moyenne obtenue sur un mouvement horizontal d'extension des membres inférieurs, n'impliquant pas de déplacement du corps. Les symboles représentent des valeurs individuelles expérimentales de force et de vitesse obtenues sur 49 individus. La courbe noire représente la modélisation linéaire de la relation force-vitesse.

Figure modifiée d'après Yamauchi (2007)

Cependant, ces résultats restent encore discutés (Hahn et al. 2014), car les valeurs de v_0 obtenues sont environ deux fois plus faibles ($\sim 1,25 \text{ m.s}^{-1}$; Yamauchi et al., 2007) que les valeurs typiques observées dans la littérature (~ 3 à $3,5 \text{ m.s}^{-1}$; Bosco et al. 1983 ; Cuk et al. 2014 ; Giroux et al. 2014 ; Hahn et al. 2014). De plus, la force, vitesse et puissance correspondent à des valeurs instantanées mesurées à des angles spécifiques. Également, le mouvement utilisé n'impliquait pas une extension complète du membre inférieur, excluant l'extension de la cheville. Aussi, le calcul des forces produites ne prenait pas en compte la force produite par les membres inférieurs pour accélérer leur propre masse. Cette méthodologie a conduit à la sous-estimation de la force produite, notamment aux vitesses très élevées, ce qui pourrait expliquer les valeurs de v_0 environ deux fois plus basses que les valeurs typiques obtenues en squat jump et en squat horizontal, et ce malgré l'utilisation de valeurs instantanées plus élevées que des valeurs moyennes sur l'extension (Bosco et al. 1995 ; Rahmani et al. 2001 ; Cuk et al. 2016 ; Janicijevic et al. 2018). En conséquence, ce type de sous-estimation de la force produite a conduit à une surestimation du spectre de conditions de vitesse couvert par les points expérimentaux.

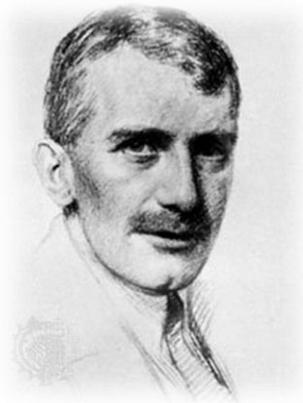
De plus, sur l'intervalle de valeurs expérimentales obtenues au cours de leur étude, ces chercheurs Japonais ont comparé la qualité d'ajustement de la modélisation linéaire à une modélisation exponentielle, sans cependant considérer la modélisation polynomiale du second degré (Yamauchi et al. 2007). En se basant sur la comparaison directe des coefficients de détermination (*i.e.* sans l'utilisation de tests statistiques), il a été discuté que la modélisation linéaire présentait meilleure qualité d'ajustement que la modélisation exponentielle (Yamauchi et al. 2007). Par conséquent, des éléments clairs manquent quant à la définition expérimentale de la

relation force-vitesse du côté vitesse élevée. De la même façon, la comparaison de la modélisation polynomiale du second degré et de la modélisation linéaire de ce côté de la relation n'a pas été étudiée.

Résumé – section 3

Dans le cadre de mouvements humains pluri-articulaires, impliquant plusieurs groupes musculaires la vitesse du mouvement a toujours une influence négative sur les capacités de production de force de ce complexe neuromusculaire. La relation force-vitesse, évaluée lors de mouvements cycliques et acycliques n'est cependant plus décrite par une relation hyperbolique, mais par une relation linéaire. L'évaluation de la relation force-vitesse dans des conditions isoinertielle et balistiques, se basant sur des valeurs moyennes de force et de vitesse sur toute la phase de poussée permet la quantification des productions mécaniques maximales des membres inférieurs au plus proche des efforts physiques quotidiens et des pratiques sportives. Du côté force élevée de la relation, l'utilisation de la force maximale isométrique ne semble plus pertinente pour représenter les capacités de production de force des membres inférieurs en dynamique dans des conditions force élevée-vitesse faible : F_0 , est un indicateur plus fiable des capacités de production de force dans de telles conditions et est plus corrélé à d'autres indicateurs pratiques des capacités de production de force dynamique, tel que le 1-RM. Du côté vitesse élevée, v_0 est le seul paramètre proposé pour représenter les capacités de production de force dans les conditions de force élevée-vitesse faible, mais son estimation *via* une extrapolation linéaire est remise question, notamment sur les mouvements acycliques.

**Citation d'un passage de l'article scientifique "The Physiological Basis of Athletic Records",
Publié en octobre 1925 dans "American Association for the Advancement of Science",
The Scientific Monthly, Vol. 21, No. 4, pp. 409-428,
Par le professeur Archibald Vivian Hill,
Prix Nobel de physiologie en 1922 pour la découverte de la production de chaleur dans les muscles.**



" How long can a given effort be maintained? [...]. How fast can I run some given distance? What are the factors determining the variation of velocity with distance? How far, knowing a man's best times at two distances, can one interpolate between them for an intermediate distance, or extrapolate for a distance greater or less? "

II – Effets de l'intensité de l'exercice et de la vitesse de mouvement sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses et répétés

1. Evaluation des capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés

Les capacités de production de force lors d'exercices incluant des efforts intenses et répétés ont été au centre des intérêts dans le milieu du sport, des armées, de la santé et de la recherche fondamentale depuis la fin du 18^{ème} et dans le courant du 19^{ème} siècle (**Figure 18**). Toutes ces études chez l'Homme avaient pour but de mieux comprendre et d'améliorer les performances au travail, lors de pratiques sportives compétitives ou dans le quotidien des personnes dont les capacités physiques sont réduites (*e.g.* Hickman 1888). Depuis la création du premier test d'évaluation des capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés, qui consistait en l'accomplissement d'un parcours de 16 km autour la ville en portant un sac de sable de 45 kg (Langworthy 1911), de nombreuses autres approches ont été proposées par la suite dans le milieu scientifique, notamment basées sur les mesures de production musculaire de force et de puissance (pour revue voir, Vandewalle et al. 1987b ; Burnley et Jones 2016) ou sur la mesure des réponses physiologiques liées à l'exercice (*e.g.* dette d'oxygène, lactatémie *post-effort* ; pour revue voir, Green et Dawson 1993). Ces travaux de thèse étant focalisés sur les capacités de production de force, les méthodes d'évaluation des mécanismes physiologiques en réponse aux efforts intenses et répétés ne seront pas abordées.

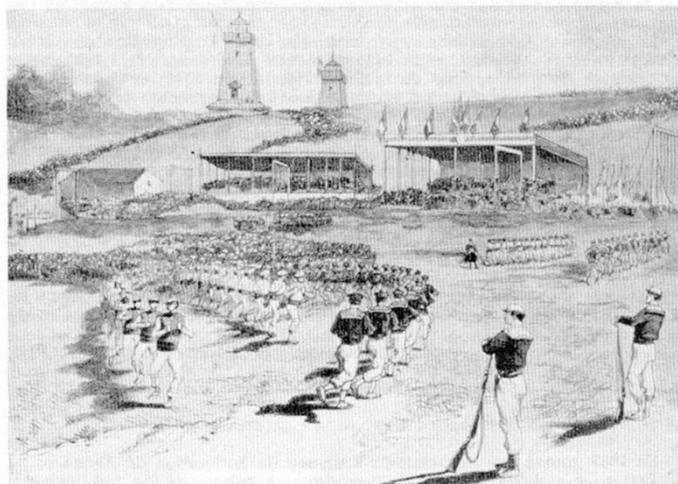


Figure 18. Illustration des Hommes de la Ligue des Patriotes suivant des tests d'évaluation des capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés en 1881.

Figure modifiée des enseignements de Jean-Michel Delaplace (historien spécialisé dans le sport et l'exercice physique en France)

1.1. La définition d'endurance et son étymologie

Dans la littérature scientifique, les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés ont été définies par une multitude de termes incluant les mots « *endurance* » et « *capacités anaérobies* ». En règle générale, le mot « *endurance* » est très souvent accompagné d'un autre nom qui permet d'apporter une précision sur la variable dépendante ou le système sur lequel les mesures sont effectuées. Par exemple, il n'est pas rare de voir des travaux scientifiques utiliser les termes : « *endurance de puissance* », « *endurance de force* », « *endurance musculaire* », « *endurance locale* », « *endurance anaérobie* », « *capacité d'endurance* », « *caractéristiques d'endurance* », « *niveau d'endurance* », « *endurance absolue* », « *endurance relative* » et « *ratio d'endurance* » (Langworthy 1911 ; Thistle et al. 1967 ; Hagberg 1981 ; Bar-Or 1987 ; Johansson et al. 1987 ; Baltzopoulos et Brodie 1989 ; Elert et Gerdle 1989 ; Brzycki 1993 ; Lindström et Gerdle 1994 ; Le Chevalier et al. 2000 ; Manou et al. 2002 ; Broekmans et al. 2013 ; Alghannam et al. 2016). Il pourrait être envisagé que l'usage de chacun de ces termes permet de définir spécifiquement chaque « type » d'endurance, c'est-à-dire une « *endurance* » qui serait évaluée selon le type mouvement et les conditions mécaniques d'exercice (*e.g.* durée, intensité, vitesse, fréquence). Cette diversité de termes pour définir l'endurance serait en effet très pratique pour communiquer finement sur les « différentes » capacités de production de force lors d'efforts répétés, au vu de toutes les combinaisons de conditions mécaniques dans lesquelles ces capacités peuvent varier. Néanmoins, il est très fréquent que des mêmes termes soient affectés à différents protocoles d'évaluation. C'est le cas pour les termes « *endurance musculaire* », qui correspondaient à :

- une puissance moyenne lors d'un sprint de 30 secondes en pédalage (Bar-Or 1987),
- une baisse de force au bout de 45 secondes d'extensions maximales des extenseurs du genou en isocinétisme à 180°/s (Montgomery et al. 1989),
- une baisse de puissance après 20 coups de pédale lors d'un sprint en pédalage à 50 rotation par minute (rpm ; Suzuki et al. 2004),
- un travail cumulé sur 60 extensions maximales des extenseurs de la cheville en isocinétisme à 120°/s (Basyches et al. 2009)
- et un travail cumulé sur 15 extensions maximales des extenseurs de la cheville et du genou en isocinétisme à 180°/s (Câmara et al. 2012)

Par conséquent, des imprécisions persistent sur les termes à utiliser pour définir de manière littérale les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés. Cette variabilité de définition a probablement en partie pour origine la confusion entre la notion de fatigue (ou de fatigabilité) et l'aptitude à maintenir une vitesse de déplacement ou une puissance dans le temps³, qui sont deux concepts différents. La fatigabilité correspond à la quantification de la baisse de la capacité à produire de la force ou de la puissance dans le temps, dans une condition donnée d'exercice, et fait référence à une performance. En comparaison, l'endurance est indépendante de la condition d'exercice et fait référence à une qualité physique propre à chaque individu. L'endurance renseigne sur la capacité individuelle à maintenir un exercice dans le temps en fonction de l'intensité de cet exercice.

D'autre part, l'utilisation du terme « anaérobie » pour définir spécifiquement les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés aurait pour fondement l'implication des filières énergétiques dites « anaérobies » dans des proportions plus importantes lors de ce type d'exercice. Néanmoins, comme souligné par une récente revue de littérature, les contributions de chaque métabolisme lors d'efforts intenses et répétés ne sont pas si facilement dissociables (Chamari et Padulo 2015). En effet, la proportion de la contribution de l'énergie de la filière aérobie peut varier respectivement de 28 à 45 % pour des sprinteurs et des coureurs de moyennes distances lors d'un exercice *all-out* d'une durée de 30 secondes en pédalage (Chamari et Padulo 2015). D'un point de vue, étymologique le mot « endurance » est le substantif du verbe « endurer », qui signifie supporter une sensation émotionnelle et/ou physique désagréable. Il est à noter que dans cette définition originelle, les notions d'intensité ou de durée d'exercice ne sont pas mentionnées. Ainsi, toutes capacités à produire de la force lors d'exercices de maintien d'une vitesse de déplacement ou d'une puissance, que cet exercice ne dure quelques secondes ou plusieurs heures, pourraient par définition déjà être représentées par le seul terme « endurance ». Le tissu musculaire squelettique ayant pour fonction principale la production de force, l'utilisation du terme « endurance de force » semble être appropriée⁴ pour nommer les capacités de production de force d'un système musculaire lors d'exercices de maintien. Les termes supplémentaires ajoutés au mot endurance n'adressent que des choix méthodologiques et des conditions d'exercice qui devraient être précisés indépendamment du concept d'endurance.

³ L'illustration idéale de cette confusion serait la définition de l'endurance qui a été proposée par Motzkin et al. en 1991 : « *The fatigue rates were used to assess endurance* ».

Traduction en Français : « *le taux de fatigue (ou fatigabilité) a été utilisé(e) pour évaluer l'endurance* ».

⁴ Il est important de préciser qu'il s'agit de l'endurance « de force », puisque le terme endurance est aussi utilisé dans d'autres domaines scientifiques, notamment en science des matériaux, où les termes « endurance des matériaux » sont très souvent utilisés. Même si au sein d'un même domaine de recherche l'utilisation de ces termes est très peu probable, la spécification de l'endurance de force permettrait néanmoins une manipulation plus facile des bases de données d'articles scientifiques, notamment dans le cadre de recherche bibliographique pour des revues de littérature ou des méta-analyses.

1.2. Les méthodes d'évaluation

Dans le cadre d'efforts intenses et répétés, les capacités de production de force peuvent être évaluées couramment selon deux principaux types d'exercice : i) les exercices courts et maximaux (ou « *all-out exercices* » en anglais), pendant lesquels l'objectif est de produire le maximum de force à chaque effort (ou à chaque mouvement/répétition ; *e.g.* Bar-Or 1987 ; Johansson et al. 1987) et ii) les exercices de maintien maximaux ou sous-maximaux, ou plus connus sous le nom de temps limite, qui consistent à maintenir jusqu'à l'épuisement une intensité constante; cette intensité étant généralement quantifiée par la vitesse de déplacement, le niveau de puissance ou la charge mobilisée en musculation (*e.g.* Péronnet et Thibault 1987 ; Harman et al. 1987 ; Mayhew et al. 1992). Dans la suite de ce travail, le terme « effort » fera référence à la réalisation d'un mouvement unique ou d'une seule répétition et le terme « exercice » fera référence à un ensemble d'efforts.

Les exercices *all-out* ont été utilisés principalement lors de mouvements mono-articulaires, tels que l'extension de genou et de cheville (Johansson et al. 1987 ; Elert et Gerdle 1989) et lors de mouvement pluri-articulaires d'extension des membres inférieurs, tels que des sauts répétés, des extensions à l'horizontale sur des presses horizontales et sur le pédalage (Ayalon et al. 1974 ; Komi et Viitasalo 1977 ; Bosco et al. 1983 ; Luebbers et Fry 2015 ; Čular et al. 2018). La durée de ces exercices est généralement comprise entre 10 secondes et 5 minutes (Ayalon et al. 1974 ; Montgomery et al. 1989 ; Telford et al. 1989 ; Miniki 1990) ou la fin de l'exercice est marquée par un nombre fixe de contractions à réaliser, qui peut être compris entre 15 et 200 répétitions (Elert et Gerdle 1989 ; Lindström et Gerdle 1994 ; Manou et al. 2002 ; Suzuki et al. 2004 ; Ozcakar 2005 ; Basyches et al. 2009 ; Câmara et al. 2012 ; Broekmans et al. 2013). Pendant ces efforts répétés, la force, la vitesse et la puissance sont mesurées à chaque répétition au moyen d'appareils isocinétiques pour les mouvements mono-articulaires ou avec les mêmes méthodes d'évaluation présentées dans la première partie de cette introduction générale concernant le pédalage (*i.e.* cycloergomètre instrumenté), les extensions acycliques des membres inférieurs à l'horizontal sur une presse et en saut vertical (*i.e.* plateforme de force, analyse vidéo, dynamique inverse). Typiquement, les productions de force et de puissance sont maximales pendant les premières secondes ou répétitions d'un exercice *all-out*, puis, dû à l'effet de la fatigue, ces productions mécaniques diminuent progressivement jusqu'à la fin de l'exercice (**Figure 19** ; Thorstensson et al. 1976 ; Miniki 1990).

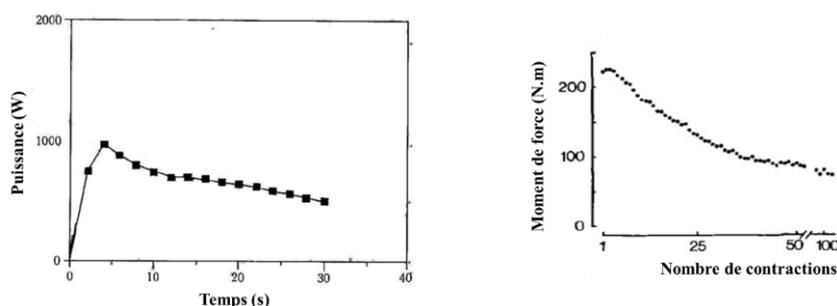


Figure 19. Evolution de la puissance en fonction du temps en pédalage (panel de droite) et de la force développée en fonction du nombre de contractions et lors d'un mouvement d'extension du genou (panel de gauche) pendant un exercice *all-out*.
Figures modifiées d'après Thorstensson (1976) et Miniki (1990)

A partir des évolutions décroissantes de force et de puissance (et de vitesse sur les exercices non-isocinétiques) lors de ces efforts maximaux et répétés, de nombreux indicateurs ont été proposés pour quantifier les capacités de production de force, tels que : i) la quantité totale de travail fourni (Ayalon et al. 1974), ii) la puissance moyenne développée (Bosco et al. 1983), iii) la perte de force à la fin de l'exercice (Larsson et Karlsson 1978), iv) le ratio entre le travail cumulé lors d'un effort de 30 secondes et le travail cumulé lors d'un effort de 10 secondes (Miniki 1990), v) la pente de la décroissance de la force produite (*i.e.* fatigabilité ; Johansson et al. 1987) et vi) la force maximale atteinte pendant le test (Thistle et al. 1967). Une fois évalués, ces indicateurs sont utilisés soit pour comparer directement les individus entre eux (Ayalon et al. 1974 ; Larsson et Karlsson 1978 ; Johansson et al. 1987), soit pour comparer les performances individuelles à des tables de références, issues d'un plus grand échantillon de personnes (Miniki 1990), ou pour établir des corrélations avec les performances lors d'exercices types qui sont retrouvés dans les pratiques sportives (*e.g.* le temps au 60 m en sprint en course à pied; Bosco et al. 1983). Cependant, les évaluations présentées dans ces études sont effectuées dans une condition d'exercice spécifique. Par exemple, dans une seule condition de résistance en pédalage, à poids de corps lors de sauts répétés et à une seule vitesse de mouvement lors d'efforts en isocinétisme. De ce fait, l'évaluation des capacités de production de force est dépendante de la condition d'exercice dans laquelle elle est effectuée, et n'est donc pas représentative de toutes les situations fonctionnelles qui peuvent être retrouvées au sein d'une même pratique sportive. De plus, au cours de ces exercices *all-out*, la force et la puissance diminuent de pair avec la vitesse de mouvement au sein du même exercice (excepté pour la modalité isocinétique), ce qui change les conditions d'exercice à chaque répétition. L'objectif de ces travaux de thèse étant d'étudier l'influence des conditions d'exercice, en termes de vitesse, de niveau de force et de puissance sur les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés, la variation de ces paramètres pendant les exercices *all-out* ne permet pas d'étudier leurs influences respectives. Par ailleurs, les indicateurs obtenus à partir d'exercices *all-out* sont quantifiés lors d'un exercice à intensité maximale, ce qui ne renseigne pas (ou que très peu) sur les capacités de productions de force lors d'efforts intenses et répétés sous-maximaux.

Lors d'exercices de maintien de l'intensité, chaque répétition est réalisée dans les mêmes conditions de vitesse de mouvement, où les productions motrices de force et de puissance sont identiques (Harman et al. 1987 ; Miniki 1990). Ces exercices peuvent être réalisés dans le cadre de mouvements pluri-articulaires, tels que la natation, la course à pied, le pédalage et en aviron et kayak sur ergomètre (Péronnet et Thibault 1987 ; Wakayoshi et al. 1992 ; Vandewalle et al. 1997 ; Leveque et al. 2002 ; Shimoda et Kawakami 2005 ; Vanhatalo et al. 2016 ; Triska et al. 2017a). Les capacités de production de force sur ce type d'exercice sont quantifiées par la durée de maintien ou par le nombre maximal de répétitions jusqu'à l'épuisement, défini comme le moment où l'individu ne souhaite plus ou est incapable de maintenir la vitesse ou le niveau de puissance. Lors de ces exercices de maintien les capacités de production de force peuvent être alors quantifiées dans différentes conditions de vitesse de déplacement (et de mouvement), de niveau de force et de niveau de puissance, qui peuvent être contrôlées séparément. De ce fait, la suite de ces travaux se focalisera sur les exercices de maintien pour étudier l'influence des conditions d'exercice sur les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés.

L'incapacité d'un individu à maintenir l'intensité de l'exercice, au-delà de l'état d'épuisement, est caractérisée soit par l'inaptitude du système neuromusculaire à produire le niveau de puissance requis, soit dû à un désengagement volontaire vis-à-vis de l'exercice à réaliser. L'apparition de ces événements qui mettent fin à l'exercice de maintien pourrait être expliquée par 4 différentes théories (ou leur combinaison): i) le dépassement d'un seuil individuel de tolérance des sensations de fatigue périphérique (*i.e.* fatigue des composantes musculo-nerveuses situées après la plaque motrice ; Amann 2011), ii) l'altération du système neuromusculaire à produire de la puissance, due à l'accumulation de métabolites musculaires ou la réduction des quantités d'énergie disponibles, iii) une régulation de la production de force par le cortex cérébral afin d'empêcher une « catastrophe métabolique », due à l'accumulation des métabolites dans le muscle et à la destruction du tissu musculaire (Noakes 2004) et iv) une décision de désengagement volontaire de la tâche, qui serait basée sur les perceptions désagréables de l'exercice (Marcora et Staiano 2010). L'ensemble de ces théories reposent sur l'apparition d'un stress métabolique et de fatigue périphérique, et ces différentes réponses neurophysiologiques dépendent de l'intensité de l'exercice.

Dans la suite de ces travaux, les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés seront définies par les termes « endurance de force ». Cette endurance de force fera référence à un temps de maintien ou un nombre maximal de répétitions évalué à un niveau d'intensité donné. L'endurance de force sera différenciée des « capacités d'endurance », qui correspondront une qualité physique individuelle, dont la valeur dépend de l'intégralité des performances d'endurance de force, effectuées à tous les niveaux d'intensité d'exercice réalisables. Ces différentes « endurance de force » pourraient être placées sur continuum allant des efforts très prolongés aux efforts de quelques secondes, dont la totalité du spectre définit les capacités d'endurance.

Résumé – section 1

Les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés peuvent être évaluées selon deux principales méthodologies : i) les exercices dits « *all-out* », incluant des productions maximales de force et de puissance décroissantes dans des conditions différentes de vitesse de mouvement (excepté en condition isocinétique) et ii) les exercices de maintien, incluant des productions maximales ou sous-maximales de force et de puissance constante, dans des conditions fixes de vitesse de mouvement. Due aux variations de force, de vitesse et de puissance lors des exercices *all-out*, les influences respectives de ces conditions sur les capacités de production répétée de force ne peuvent pas être étudiées. En comparaison, les exercices de maintien sont caractérisés par des conditions de force, vitesse et puissance fixes, qui peuvent être contrôlées et étudiées séparément. Les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés peuvent être définies sous les termes « endurance de force », quantifiées par le nombre maximal de répétitions ou le temps de maintien lors d'un exercice de maintien.

Cette introduction générale se focalisera par la suite sur les effets de l'intensité de l'exercice et de la vitesse de mouvement sur l'endurance de force. **Comment cette intensité de l'exercice est-elle quantifiée ? Dans quelles mesures la vitesse de mouvement et l'intensité de l'exercice influencent-elles l'endurance de force ?**

2. Effet de l'intensité de l'exercice sur l'endurance de force

Toute individu ayant pratiqué une activité physique sait que plus l'effort est intense et répété très fréquemment (*i.e.* avec peu de temps de repos entre les contractions), moins il est apte à maintenir son exercice sur une longue durée. Les premiers articles scientifiques portant sur l'influence de l'intensité de l'exercice ont été publiés avant et pendant la période des conflits mondiaux (*e.g.* Kennelly 1906 ; Hill 1925 ; Große-Lordemann et Müller 1936). L'objectif de ces investigations était d'explorer les limites des performances humaines, entre autres, de répondre à la question : « *How fast can I run some given distance ?* »⁵ (Hill 1925). Chez l'Homme, cette réflexion a été initialement appliquée aux records internationaux de natation, d'aviron, de ski de fond, de marche et course à pied, ainsi que de cyclisme. Les mammifères terrestres ont été également beaucoup étudiés, notamment les chevaux, dont les records de vitesses maximales approchaient celles des voitures de l'époque et qui présentaient pour autant d'excellente capacité à maintenir des exercices intenses et répétés dans le temps (Kennelly 1906 ; Hill 1925).

2.1. La relation entre les records de vitesse et l'endurance de force

L'effet de l'intensité de l'exercice sur l'endurance de force a initialement été étudié en considérant la vitesse moyenne de déplacement sur une distance donnée comme indicateur d'intensité. La relation entre les records de vitesse de course et le temps moyen mis pour terminer l'épreuve (relation vitesse record-temps) montre que plus la vitesse de course est élevée, moins cette vitesse peut être maintenue dans le temps (et moins la distance parcourue à cette vitesse est importante ; **Figure 20** ; Kennelly 1906 ; Hill 1925). Ces résultats étaient les premiers à confirmer, qu'à l'échelle de l'Homme, l'intensité de l'exercice entretient bien une relation inverse avec l'endurance de force (ou le temps de maintien), mais ils ont surtout mis en évidence que cette relation n'était pas simplement linéaire : elle présentait une forme « courbée » (Kennelly 1906 ; Hill 1925). Initialement, une fonction de logarithme avait été utilisée pour faciliter l'affichage de tous les records sur un même graphique, mais cette fonction mathématique n'était pas encore utilisée pour définir les capacités de d'endurance chez l'Homme. La fonction logarithmique présente la particularité d'avoir une limite finie de durée d'exercice à mesure que la vitesse de course atteint un maximum et une limite indéfinie⁶ vers laquelle tend le temps de maintien de l'exercice avec la diminution de la vitesse de course (*i.e.* une asymptote). De ce fait, cette définition mathématique soulignait qu'en-dessous d'une certaine vitesse

⁵ Citation de l'article de Hill A.V.: "The Physiological Basis Of Athletic Records 1925". Traduction de la citation de l'Anglais au Français : « Quelle vitesse maximale de course puis-je maintenir sur une distance donnée ? ».

⁶ Théoriquement (en considérant l'Homme comme une machine infatigable), avec un apport infini d'énergie et sans altération du système de locomotion, un exercice pourrait être maintenu de manière infinie. Mais, en pratique, un exercice ne sera jamais maintenu de manière infinie dans le temps, en raison d'un manque de motivation ; ce manque de motivation peut survenir suite à des sensations physiques ou mentales désagréables ou lorsque l'accomplissement de la tâche perd tout son sens. Pour cette raison, nous utiliserons les termes « durée de maintien indéfinie » pour désigner un exercice qui est voué à se terminer, mais dont le moment de cet arrêt est imprédictible, plutôt que les termes « une durée infinie de maintien », qui supposent que l'exercice ne s'arrêtera jamais.

de course (ou d'intensité d'exercice), l'endurance de force était imprédictible et que l'exercice pouvait être maintenu sur une durée très prolongée et indéterminée.

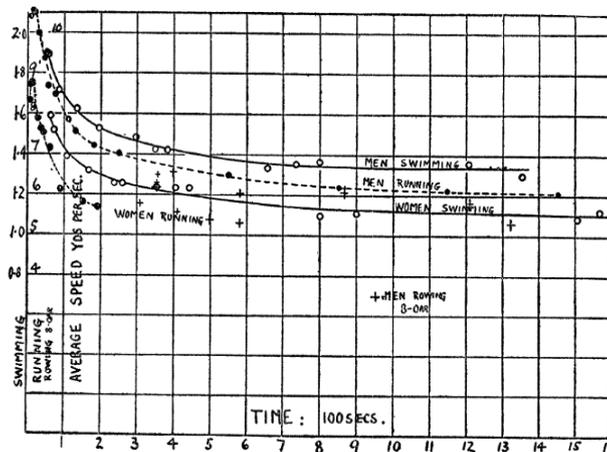


Figure 20. Relation record-temps logarithmique entre la vitesse moyenne et la durée de l'exercice lors d'épreuves de différentes distances en natation, course à pied et en aviron chez les hommes et les femmes. Chaque point présenté sur le graphique correspond à un exercice seul ; ces exercices sont associés aux records de vitesse établis par plusieurs individus.
Figure modifiée d'après Hill (1925)

2.2. La relation entre la charge mobilisée et l'endurance de force

L'effet de l'intensité de l'exercice sur l'endurance de force a également été étudié en considérant une charge de musculation comme indicateur de l'intensité ; cette charge étant le plus souvent exprimée relativement au 1-RM. Cette relation individuelle entre la charge mobilisée et l'endurance de force a été décrite surtout lors de mouvements de musculation, où l'endurance de force était quantifiée par le nombre maximal de répétitions dans différentes conditions de charge (Clarke et Herman 1955 ; Clarke et Irving 1960). Cette relation a été définie pour des efforts allant de $\approx 20\%$ à 100% du 1-RM (**Figure 21** ; Mayhew et al. 1992) et présente la même forme « courbée » que la relation record-temps (Mayhew et Ball 1992 ; Mayhew et al. 1992). Des modèles logarithmiques (et exponentiels) ont été également proposés pour définir la relation entre la charge et le nombre maximal de répétitions (Mayhew et al. 1995 ; Desgorces et al. 2010).

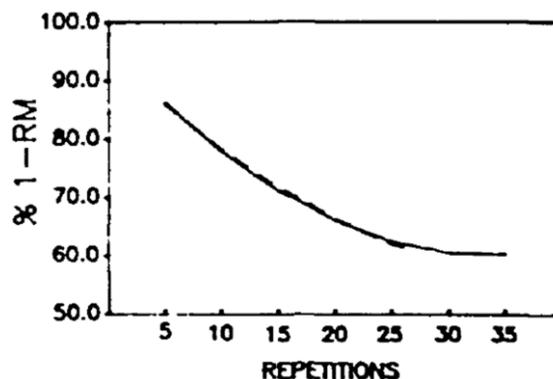


Figure 21. Relation entre la charge mobilisée, exprimée en pourcentage du 1-RM, et le nombre maximal de répétitions obtenu à partir de plusieurs exercices de maintien jusqu'à l'épuisement dans différentes conditions de charges relatives lors d'un mouvement de développé couché.

Figure modifiée d'après Mayhew J.L. 1992

Cependant, quand bien même la vitesse de course et la masse d'une charge sont des indicateurs concrets pour définir l'intensité de l'exercice, ils ne renseignent pas directement sur les productions de force et puissance responsables du mouvement, ainsi que la condition de vitesse dans laquelle l'exercice est réalisé. En effet, la variabilité des conditions environnementales et de l'organisme (*e.g.* altitude, état de fatigue, vent, braquet et pente) et les instructions de réalisation du mouvement (*e.g.* l'intention de réaliser le mouvement lentement ou rapidement), peuvent faire varier les productions de force et de puissance pour maintenir la même vitesse de course ou soulever la même charge. Par exemple, lors d'un test d'évaluation du nombre maximal de répétitions impliquant la mobilisation de la même charge, la vitesse de mouvement diminue à chaque répétition au cours du test (et, en retour, la puissance développée), malgré la réussite à chaque répétition (Izquierdo et al. 2006).

Cette limitation dans l'évaluation de l'intensité de l'exercice est également retrouvée en course à pied. En effet, dans le cadre de mon stage de Master 1 au sein du LIBM de l'Université Savoie Mont Blanc, nous nous sommes intéressés à l'évolution des productions de force des membres inférieurs au cours d'un 1500 m, réalisé à vitesse constante (Rivière et al., en préparation). La force maximale verticale produite par les membres inférieurs à chaque appui était estimée tous les ≈ 150 m sur 3 à 4 appuis, *via* la mesure du temps de vol et du contact. Ces deux paramètres étaient utilisés pour estimer la force maximale verticale et la raideur des membres inférieurs à l'aide de la méthode simple proposée par Morin et al. en 2005 (Morin et al. 2005). Les résultats de l'étude menée au LIBM ont montré que la force maximale verticale était diminuée significativement au bout de 650 m (Rivière et al., en préparation). Cette baisse de production de force, malgré la maintien d'une vitesse de course constante durant toute la durée de l'épreuve, était en partie expliquée par une augmentation très importante de la fatigue neuromusculaire des muscles extenseurs des membres inférieurs (Girard et al. 2012; Rabita et al. 2013).

Ainsi, même si une vitesse de course est maintenue ou qu'une même charge est mobilisée à chaque répétition pendant l'exercice, les productions de forces et de puissance sont néanmoins variables, ce qui modifie en retour les conditions de force, vitesse et puissance de l'exercice. Par conséquent, l'étude directe des productions de force et de puissance permet de s'affranchir de la variabilité des facteurs environnementaux et humains (*e.g.* pente, fatigue).

2.3. Effet de la puissance sur l'endurance de force

Une des premières relations entre le niveau de force développée et l'endurance de force a été établie en pédalage par des chercheurs Allemands (Große-Lordemann et Müller 1936). Ces travaux faisaient suite à de précédentes études de la même équipe, qui avait été menés sur l'endurance de force lors de contractions isométriques et qui avaient déjà montré une influence logarithmique inverse entre le niveau de force lors d'une contraction isométrique et le temps de maintien de ce niveau de force (*e.g.* Müller 1932). La relation entre la production de force dynamique et le temps de maintien a été constituée à partir de 6 exercices distincts de maintien d'un même niveau de force à chaque coup de pédale (**Figure 22** ; Große-Lordemann et Müller 1936). Une relation inverse était observée entre le niveau de force produit et le temps de maintien à chaque intensité, que les auteurs ont caractérisé par une fonction logarithmique. Il est intéressant de noter que la relation puissance-temps inverse et de forme hyperbolique semble être commune à un bon nombre d'animaux, puisqu'elle a été également observée chez d'autres mammifères (cheval, rat et souris), ainsi que chez les crustacés, les reptiles et les amphibiens (Weinstein et al. 2017).

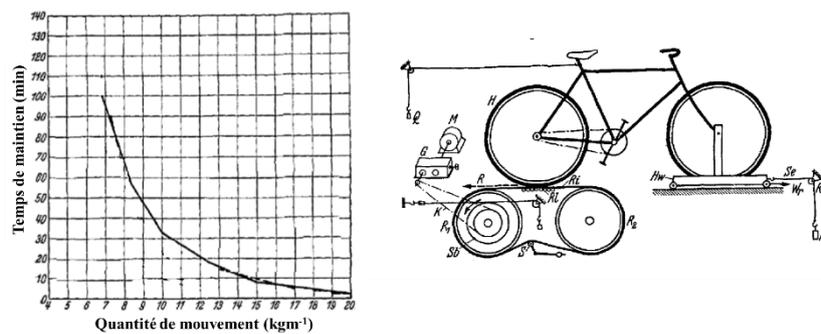


Figure 22. Relation entre la quantité de mouvement produit⁷ à chaque coup de pédale et le temps de maintien. A noter que les relations intensité-temps peuvent être représentée indifféremment avec le temps représenté en abscisse ou en ordonnée. Sur le panel de droite est illustré l'ergomètre utilisé pour ces premières expérimentations sur l'aptitude à maintenir un effort à une même intensité d'exercice.
Figure et illustration modifiées d'après Große-Lordemann et Müller 1936

L'équation utilisée pour définir la modélisation logarithmique est présentée sous cette forme (Große-Lordemann et Müller 1936) :

$$F = a \cdot \log(t) + b$$

Equation 4

Où t correspond au temps de maintien, a , la décroissance du temps de maintien avec l'augmentation du niveau de force et b , l'asymptote du logarithme.

⁷Dans le cadre de cette étude, la notion de quantité de mouvement est très proche de la notion de force vu que l'impulsion correspond à l'intégration de la force sur le temps. Etant donné que dans cette expérimentation la fréquence de pédalage était fixée tout au long du même exercice, le temps de chaque contraction était similaire à chaque coup de pédale. De ce fait, comme la force mesurée est produite sur le même intervalle de temps à chaque coup de pédale, la force et l'impulsion sont directement associées ici.

Même si ces travaux d'entre-deux-guerres ont été les premiers à étudier l'influence du niveau de force sur l'endurance de force, ce n'est que dans les années 60 qu'une équipe parisienne donne un sens physiologique aux constantes de la fonction mathématique pour décrire la relation entre l'intensité de l'exercice et l'endurance de force (Monod et Scherrer 1965). Par ailleurs, ces auteurs Français étaient également les premiers à utiliser le niveau de puissance pour définir l'intensité de l'exercice plutôt que le niveau de force⁸. La relation entre la puissance et le temps de maintien (relation puissance-temps) a été déterminée à l'issue de 4 exercices de maintien jusqu'à l'épuisement, lors de mouvements d'extension du genou et de flexion et extension du coude (Monod et Scherrer 1965). En comparaison avec les auteurs Allemands, la fonction mathématique utilisée pour définir la relation puissance-temps n'était pas une fonction logarithmique, mais une fonction inverse (Monod et Scherrer 1965) :

$$P = \frac{a}{t} - b$$

Equation 5

où a , était défini comme une réserve d'énergie latente dans les muscles qui produisent la force motrice, P , la puissance développée et b , la puissance critique, qui avait été défini par un niveau de puissance en-dessous duquel la durée de maintien de l'exercice n'est pas définie (ou non prédictible).

Dans la littérature scientifique, d'autres fonctions mathématiques ont été proposées pour modéliser la relation puissance-temps, ainsi que pour définir les paramètres de puissance critique et de réserve d'énergie latente, telles que les fonctions puissances (Harman et al. 1987; García-Manso et al. 2012) et les fonctions exponentielles (Weyand et al. 2006). Bien que quelques études se sont intéressées à la comparaison de ces différentes modélisations, aucun consensus n'existe sur le modèle qui représenterait le mieux l'influence de la puissance sur l'endurance de force (Gaesser et al. 1995; Bull et al. 2008; Bergstrom et al. 2014; Mattioni Maturana et al. 2018). Par ailleurs, la relation puissance-temps est le plus souvent modélisée à partir d'exercices d'une durée de 5 à 15 minutes (*e.g.* Carnevale et Gaesser 1991; Dekerle et al. 2008; Karsten et al. 2016; Poole et al. 2016), mais très peu à partir d'exercices d'une durée inférieure à 5 minutes. Seule trois études ont inclus des intensités de l'exercice allant jusqu'à la production de puissance maximale (*i.e.* P_{\max}) et les résultats ont montré que la relation puissance-temps était toujours inverse et de forme hyperbolique pour les niveaux de puissance élevée (Harman et al. 1987 ; Hugh Morton 1996 ; Pinot et Grappe 2011 ; **Figure 23**). En outre, la prise en compte de P_{\max} dans la fonction de modélisation de la relation puissance-temps permettait d'améliorer la détermination de la valeur de la puissance critique (Hugh Morton 1996).

⁸ Comme mentionné dans la première partie de cette introduction générale, la puissance est un meilleur indicateur de l'intensité de l'exercice, car elle intègre le niveau de production de force et la vitesse à laquelle la force est développée.

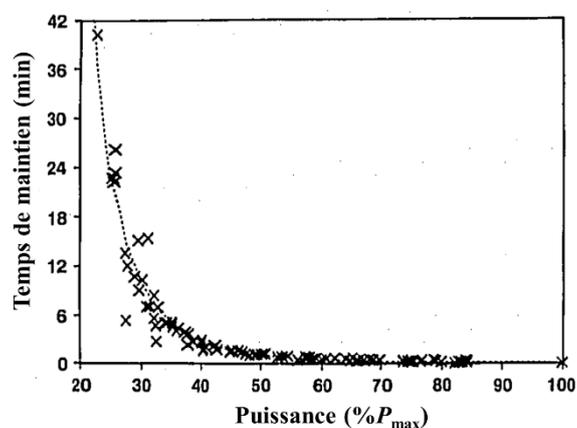


Figure 23. Relation puissance-temps incluant 3 exercices de maintien jusqu'à l'épuisement chez 10 individus, mettant en avant la forme hyperbolique inverse de cette relation pour des niveaux de puissance allant de la puissance critique jusqu'à la valeur de puissance maximale (*i.e.* P_{\max}).

Figure modifiée d'après Harman (1987)

La puissance critique peut être définie comme un niveau de puissance seuil au-dessus duquel un exercice de maintien à une puissance donnée ne peut être continué indéfiniment. L'arrêt de l'exercice réalisé au-dessus de la puissance critique, c'est-à-dire le moment de l'épuisement, est en partie expliquée par le fait que l'homéostasie métabolique musculaire et systémique ne peut être maintenue pendant l'exercice (Dekerle et al. 2008), ce qui conduit à une altération de l'aptitude du système neuromusculaire à produire de la force. Lors d'exercices en-dessous de la puissance critique, les métabolites perturbant la fonction contractile du tissu musculaire, tels que le phosphate inorganique et le pH, atteignent des valeurs stables dès 2 minutes, alors qu'au-dessus de la puissance critique ces variables physiologiques ne montrent pas d'état stable (Jones et al. 2008 ; Vanhatalo et al. 2010 ; Jones 2017). De ce fait, même si la puissance critique est caractérisée par une valeur absolue de puissance mécanique externe, cette valeur reflète bien néanmoins un seuil critique de taux métabolique. Plus spécifiquement, ces métabolites étant principalement issus des filières énergétiques anaérobies, la puissance critique représenterait les plus hauts taux métaboliques oxydatif et non-oxydatif qui peuvent être maintenus dans le temps de manière indéfinie (Jones 2017).

La réserve d'énergie latente musculaire peut être interprétée comme une quantité d'énergie mécanique finie qu'un individu est capable de fournir lors d'exercices effectués à une intensité supérieure à la puissance critique (Burnley et Jones 2016 ; Jones et Vanhatalo 2017). Cette réserve d'énergie est plus connue sous l'abréviation « W' » et est considérée d'être essentiellement issue des filières anaérobies (**Figure 24** ; Monod et Scherrer 1965 ; Moritani et al. 1981 ; Dekerle et al. 2008 ; Burnley et Jones 2016), ce qui lui a valu son nom de « capacité anaérobie » (Monod et Scherrer 1965 ; Moritani et al. 1981). Néanmoins, comme souligné précédemment, les contributions de chaque métabolisme énergétique lors d'efforts intenses et répétés ne sont pas si facilement dissociables (Chamari et Padulo 2015), ce qui limite l'association exclusive entre cette qualité physique et la filière énergétique dominante sur des

exercices effectués au-delà de la puissance critique. D'un point de vue mathématique, le paramètre W' définit la constante de courbure de la relation puissance-temps, ce qui implique que, quel que soit le niveau de puissance développée, la quantité d'énergie dépensée au moment de l'épuisement est égale à W' (**Figure 24** ; aires grises sur le panel de gauche ; Jones et al. 2008 ; Vanhatalo et al. 2010 ; Jones 2017). Par conséquent, lors d'exercices de maintien, l'aptitude d'un individu à maintenir l'exercice jusqu'à l'épuisement serait alors presque entièrement déterminée par W' et le niveau de puissance développée détermine « la vitesse » (ou le taux) à laquelle cette réserve d'énergie est utilisée. Par conséquent, W' semble bien représenter les capacités individuelles de production de force (ou de puissance) lors d'efforts intenses et répétés dans l'intégralité des conditions d'intensité d'exercice. Ce paramètre représente donc les capacités d'endurance, comme défini précédemment dans la section 1.1 de cette seconde partie de l'introduction générale.

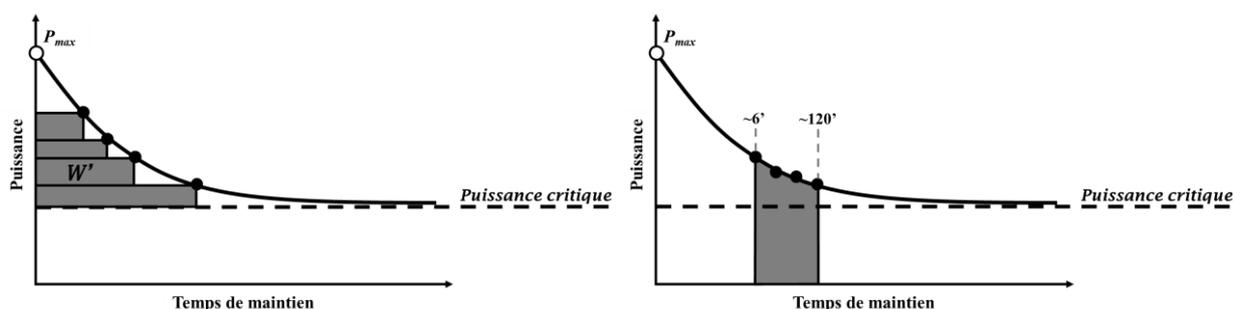


Figure 24. Relations puissance-temps schématiques, associées à la puissance critique et aux capacités d'endurance (W'). Les aires grises sur le panel de gauche sont équivalentes et correspondent chacune à W' . L'aire grise sur le panel de gauche correspond à la définition de l'indice d'endurance calculé pour des exercices d'une durée allant de ~6 à 120 minutes, tel que présenté par Péronnet et Thibault en 1987.

En comparaison avec W' , l'indice d'endurance proposé par Péronnet et Thibault en 1987 correspond à la pente de la relation linéaire entre la puissance développée (exprimée relativement à la puissance maximale aérobie) et le logarithme du temps de maintien (Péronnet et Thibault 1987). En faisant l'analogie avec la relation puissance-temps, l'indice d'endurance proposé par Péronnet et Thibault correspondrait à toute l'aire sous la courbe de la relation puissance-temps, définie à des intensités comprises entre la puissance maximale aérobie et la puissance moyenne développée lors d'un exercice d'une durée de deux heures (**Figure 24**, panel de droite). Cette analogie souligne, d'une part, que cet indice n'évalue que de manière partielle la qualité physique d'endurance, et d'autre part, que le calcul de l'indice d'endurance ne tient pas compte de la puissance critique, ce qui peut conduire à des erreurs d'estimation de temps de maintien lors d'exercices dont l'intensité est proche de la puissance critique, malgré un indice d'endurance similaire chez deux individus. Par conséquent, W' semble être le paramètre le plus synthétique et intégratif pour quantifier les capacités individuelles d'endurance.

Résumé – section 2

L'intensité de l'exercice a une influence inverse hyperbolique sur les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés (*i.e.* l'endurance de force). L'intensité de l'exercice peut être définie selon différents indicateurs : la vitesse de course, la charge mobilisée, le niveau de force ou de puissance produit. Le niveau de puissance étant l'indicateur le plus fiable, car il renseigne sur le niveau de force et la vitesse à laquelle cette force est développée, et est indépendant des conditions environnementales d'exercice (vent, pente, braquet). L'effet de la puissance sur l'endurance de force est entièrement décrit par la relation puissance-temps, qui est caractérisée par 3 paramètres : P_{\max} , W' (*i.e.* les capacités d'endurance) et la puissance critique.

Si la section précédente a mis en avant que l'influence de l'intensité de l'exercice sur l'endurance de force est empiriquement explicite et scientifiquement bien démontrée, se pose maintenant la question de l'influence de la vitesse de mouvement sur l'endurance de force, indépendamment de la puissance : pour un même niveau de puissance, les mouvements à vitesse élevée permettent-ils de maintenir l'exercice plus longtemps que les mouvements à vitesse lente ?

3. Effet de la vitesse de mouvement sur l'endurance de force

La puissance développée par les membres inférieurs est calculée par le produit entre la force produite et la vitesse d'extension. De ce fait, un même niveau de puissance absolue peut être développé dans une condition de force élevée-vitesse faible ou dans une condition de force faible-vitesse élevée. Par exemple, une puissance de 1000 W en squat jump peut être développée soit en produisant une force moyenne de 500 N à une vitesse moyenne de 2 m.s⁻¹, soit une force moyenne de 2000 N à une vitesse moyenne de 0,5 m.s⁻¹. Cet exemple permet de souligner davantage qu'un même niveau de puissance peut être développé dans des conditions force-vitesse très différentes. Le questionnement sur l'effet de la vitesse de mouvement sur l'endurance de force, indépendamment du niveau de puissance, semble être légitime et pourrait être abordé par la notion de condition force-vitesse dans laquelle la puissance est développée. Même si l'effet de la condition force-vitesse n'a pas été spécifiquement étudié jusqu'à présent, plusieurs études ont abordé indirectement cette question en examinant l'effet de la vitesse de mouvement sur l'endurance de force lors de mouvements pluri-articulaires cycliques (*e.g.* Carnevale et Gaesser 1991). Dans le cadre de ce type de mouvements, l'influence de la vitesse d'extension des membres inférieurs sur l'endurance de force a été étudiée sur le mouvement de pédalage (*e.g.* Carnevale et Gaesser 1991 ; Leveque et al. 2002 ; Barker et al. 2006). La fréquence de pédalage était manipulée afin de contrôler la condition de vitesse d'extension des membres inférieurs : une fréquence de pédalage élevée correspondant à une vitesse d'extension élevée et *vice-versa*.

3.1. Effet de la condition force-vitesse/fréquence de mouvement sur l'endurance de force

Les expérimentations portant sur l'effet de la fréquence de pédalage sur l'endurance de force se déroulaient sur plusieurs sessions, pendant lesquelles un même individu avait pour consigne de maintenir une puissance absolue donnée le plus longtemps possible à différentes fréquences de pédalage comprises entre 30 et 110 rpm. L'endurance de force était quantifiée par le temps de maintien jusqu'à l'épuisement. Les résultats d'une partie de ces études montraient que les fréquences élevées, comprises entre 100 et 110 rpm, réduisaient le temps de maintien en comparaison avec des exercices réalisés entre 50 et 90 rpm (Carnevale et Gaesser 1991 ; Hill et al. 1995 ; Mc Naughton et Thomas 1996 ; Barker et al. 2006 ; Dekerle et al. 2014). En comparaison, d'autres études montraient qu'une fréquence de pédalage préférentielle de 50 rpm (Große-Lordemann et Müller 1936) ou de 90 rpm (Bessot et al. 2006) représenterait le bon compromis entre les fréquences trop élevées et trop faibles. L'effet négatif des conditions de vitesse-fréquence élevées était justifié par le recrutement préférentiel des fibres de type II pour leur capacité à produire de la force à des vitesses très élevées par rapport aux fibres de type I, mais qui présentent une fatigabilité plus élevée (Beelen et Sargeant 1991 ; Blake et Wakeling 2014). En comparaison, l'effet négatif des conditions de vitesse-fréquence faibles était également justifié par le recrutement préférentiel des fibres de type II, qui ont également la capacité à développer plus de force, grâce à leur section de surface plus importante (Leveque et al. 2002). Cependant, indépendamment de la vitesse de mouvement, une fréquence de mouvement plus élevée peut également altérer d'elle-même l'endurance de force dû à :

- une dépense énergétique métabolique plus élevée pour générer de la puissance interne, réduisant ainsi la disponibilité de cette énergie pour maintenir la même puissance externe (Zoladz et al. 2000),
- une altération de l'efficacité de l'application de la force, ce qui augmenterait les exigences de production de force pour la même puissance développée (Leveque et al. 2002 ; Samozino et al. 2007 ; Dorel et al. 2010),
- une diminution du temps de contraction et du temps de repos entre chaque contraction (Bergström et Hultman 1988 ; Broxterman et al. 2014 ; Mora-Custodio et al. 2018), ce qui peut par ailleurs mener à des modifications du rapport entre le temps de contraction et le temps de repos dans le cadre de mouvements acycliques, plus connu sous le nom de « *Duty cycle* » (Broxterman et al. 2014). Ce *Duty cycle* renseigne, à l'échelle d'un cycle de mouvement, sur la proportion relative du temps total du cycle qui est dédiée à la production de force (ou au travail musculaire).
- Ces modifications de temps de repos et de contractions influencent également le temps de montée en force et de relaxation de cette force en fin de mouvement (et de la part prise par ces phases sur le temps total de la contraction), ce qui peut être en partie expliqué par l'altération de la dynamique d'activation et de désactivation des muscles agonistes et antagonistes (Herzog 2000; Neptune & Kautz 2001).

Par conséquent, dû au changement concomitant de la fréquence et de la vitesse sur le mouvement cyclique du pédalage, les effets respectifs de ces deux conditions mécaniques ne peuvent être dissociés dans ces études. Les effets isolés de la fréquence de pédalage et de la vitesse d'extension ont été étudiés jusqu'à présent par une seule étude lors d'un exercice *all-out* de 30 secondes (Tomas et al. 2010). Dans cette étude, la modification de la longueur de la manivelle a permis la mise en place d'une condition de fréquence élevée associée à une vitesse faible d'extension des membres inférieurs et d'une condition de fréquence faible associée à une vitesse élevée (Figure 25, panel de droite ; Tomas et al. 2010). A l'issue des sprints dans les deux conditions de fréquence/vitesse, la perte de puissance (*i.e.* fatigabilité) pendant les 30 secondes de sprint était plus importante dans la condition fréquence élevée-vitesse faible (Figure 25, panel de droite), ce qui suggère que la vitesse de mouvement n'avait pas d'effet négatif sur le développement de la fatigue. Cependant, la fatigabilité a été mesurée sur un plus grand nombre de répétitions dans la condition de fréquence élevée-vitesse faible (+ 20 % de répétitions), ce qui a été d'ailleurs discuté par les auteurs eux-mêmes, comme le facteur principal expliquant la plus grande fatigabilité, plutôt que l'absence d'un potentiel effet de la vitesse d'extension (Tomas et al. 2010). De ce fait, mis à part lorsque l'objectif est de mieux comprendre les facteurs de performance en pédalage, les mouvements cycliques et alternatifs (avec le temps de travail d'une jambe qui est indissociable du temps de repos de l'autre jambe) ne semblent pas être adaptés pour clarifier l'effet seul de la vitesse d'extension des membres inférieurs sur l'endurance de force.

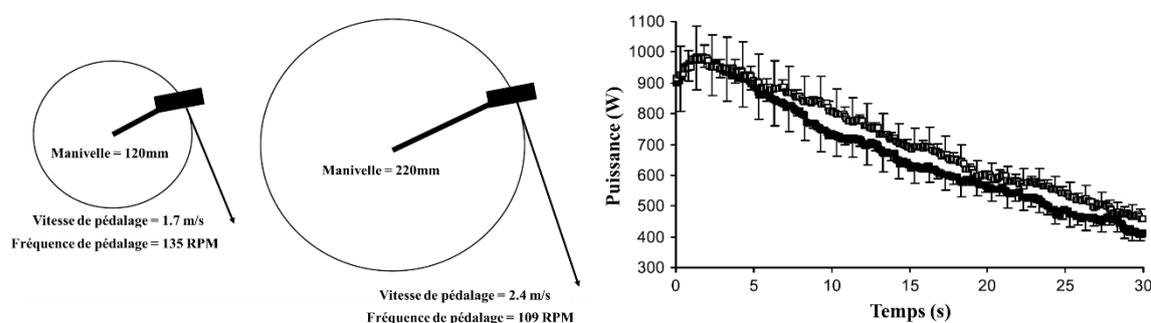


Figure 25. Illustration des conditions expérimentales de pédalage utilisées dans l'étude de Tomas et al. 2010, qui permet la dissociation entre la vitesse et la fréquence de pédalage (panel de droite). Evolution de la puissance au cours des exercices *all-out* (panel de gauche) dans la condition de vitesse élevée-fréquence faible (carrés blancs) et la condition de vitesse faible-fréquence élevée (carrés noirs).

Figure modifiée d'après Tomas (2010)

Sur les mouvements acycliques, l'influence de la condition force-vitesse sur l'endurance de force n'a aussi jamais été étudiée spécifiquement. Néanmoins, tout comme les études sur les mouvements cycliques, cet effet a été étudié indirectement en abordant l'effet de la vitesse de mouvement sur la baisse de production de force au sein d'un même exercice *all-out*. Les principaux mouvements utilisés étaient des mouvements mono-articulaires d'extension du genou et de la cheville, pendant lesquels la vitesse de mouvement était contrôlée au moyen d'un appareil isocinétique (*e.g.* Barnes 1981 ; Perry-Rana et al. 2002 ; Morel et al. 2015a). Certaines de ces études suggèrent que la baisse de production de force au cours de l'exercice est plus importante dans les

conditions de vitesse élevée (comprises entre 180 et 300 °/s) en comparaison avec la condition de vitesse plus faible (comprises entre 30 et 60 °/s ; Gerdle et Langström 1987 ; Mathiassen 1989 ; Perry-Rana et al. 2002 ; Morel et al. 2015a). Dans la majorité de ces études, les conditions de vitesse élevée étaient associées à des temps de repos plus courts entre chaque contraction (malgré un temps de repos similaire au temps de contraction, *i.e.* un même *duty cycle*), ce qui pourrait expliquer la fatigabilité plus importante dans ces conditions (Gerdle et Langström 1987 ; Mathiassen 1989 ; Perry-Rana et al. 2002). En comparaison, Morel et al. en 2015 ont proposé de normaliser le temps de repos entre chaque condition de vitesse, tout en conservant le *même duty cycle*. Cette standardisation a été réalisée en augmentant le nombre de répétitions dans la condition de vitesse élevée (*i.e.* temps de contraction court [0,375 s], avec 1 set de 8 répétitions [0,375 . 8 = 3 s] afin d'obtenir un temps de contraction cumulé similaire avec la condition de vitesse la plus faible (*i.e.* temps de contraction long [3 s], avec 1 set d'une répétition ; Morel et al. 2015a). Grâce à ce design expérimental la condition de vitesse la plus élevée induisait toujours une fatigabilité plus importante, ce qui a été expliqué par le plus grand nombre de répétitions dans la condition de vitesse élevée (**Figure 26**, panel de gauche). Néanmoins, en comptabilisant un même travail cumulé entre les conditions de vitesse, le niveau de perte de force était le même (**Figure 26**, panel de droite ; Morel et al. 2015a). Ces résultats suggèrent que la production de travail mécanique explique en grande partie l'augmentation de la fatigue lors d'efforts intenses et répétés, malgré une importante différence entre le nombre de répétitions réalisées.

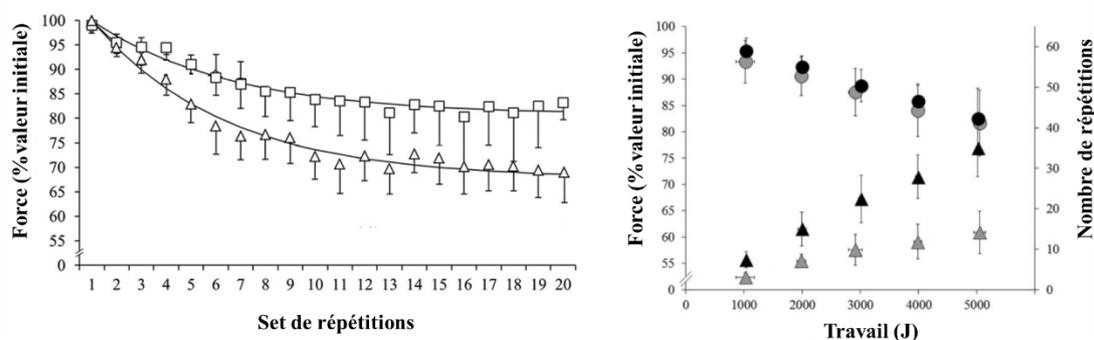


Figure 26. Evolution de la production de force des extenseurs du genou lors d'un exercice *all-out* en isocinétisme (panel de gauche), effectué à une vitesse de 30 °/s (carrés blancs) et à 240 °/s (triangles blancs). Le panel de droite illustre l'évolution de la force des extenseurs du genou (ronds) et le nombre de répétitions effectuées (triangles) en fonction du travail cumulé sur le même exercice *all-out*, réalisé à une vitesse de 30 °/s (symboles gris) et à 240 °/s (symboles noirs)

Figure modifiée d'après Morel (2015a)

Cependant, d'autres études mettent en avant une fatigabilité plus importante dans les conditions de vitesse faible (comprises entre 15 et 60°/s) en comparaison avec les conditions de vitesse plus élevée (comprises entre 180 et 300 °/s ; Fighi et Morris 1984 ; Elert et Gerdle 1989 ; Yi et al. 1996 ; Dalton et al. 2012). De ce fait, aucun consensus n'existe concernant l'effet de la vitesse de mouvement sur la fatigabilité. De plus, dans ces études utilisant des exercices *all-out*, les niveaux de puissance initiaux (*i.e.* aux premières répétitions)

n'étaient pas similaires entre les conditions de vitesse, et les productions de force et de puissance diminuaient également au cours de l'exercice *all-out*. Les répétitions effectuées dans chaque condition de vitesse étaient réalisées dans différentes conditions de puissance et de force, et en retour, différentes conditions force-vitesse. De ce fait, cette méthodologie ne permet pas de contrôler l'intensité de l'exercice et la condition force-vitesse, et de dissocier l'effet respectif de ces deux conditions sur l'endurance de force. Comme souligné précédemment, pour étudier de manière dissociée l'intensité de l'exercice et l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, les exercices de maintien semblent plus adaptés et permettent de contrôler les conditions de force, vitesse et puissance de façon indépendante les unes des autres. Par ailleurs, l'utilisation de mouvements acycliques des membres inférieurs, tels que les sauts ou les poussées effectuées à l'horizontal, permettrait de dissocier la fréquence à laquelle les répétitions sont effectuées et la vitesse de mouvement.

Cependant, indépendamment de l'effet de la fréquence de mouvement, un changement de la condition force-vitesse pour produire un même niveau de puissance absolue, conduit à une variation de la puissance maximale (relation puissance-vitesse), et donc à un changement concomitant de « la réserve de puissance », correspondant à l'écart entre la puissance développée et la courbe de la relation puissance-vitesse. **Dans quelle mesure cette réserve de puissance influence-t-elle l'endurance de force ? Dans quelle mesure interagit-elle avec l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force ?**

3.2. Effet de la réserve de puissance sur l'endurance de force

Par rapport aux premières publications scientifiques sur les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés, le concept de réserve de puissance est très récent puisqu'il a été proposé pour la première fois en 1996 par Hugh Morton (Hugh Morton 1996). Initialement, la réserve de puissance correspondait à l'écart entre la puissance critique et la puissance maximale (Hugh Morton 1996), puis cette réserve a été déterminée par l'écart entre la puissance maximale et la puissance maximale aérobie (Bundle et al. 2003 ; Weyand et Bundle 2005 ; Weyand et al. 2006). La prise en compte de cette réserve lors d'exercices de durées allant de 3 à 240 secondes permettait d'améliorer la prédiction du temps de maintien à partir des relations puissance-temps obtenues en pédalage et en course à pied (Hugh Morton 1996 ; Bundle et al. 2003 ; Weyand et Bundle 2005 ; Weyand et al. 2006). Par ailleurs, la réserve de puissance a été reportée comme fortement corrélée avec la performance lors de sprints répétés (Mendez-Villanueva et al. 2008 ; Dardouri et al. 2014). Les résultats de l'ensemble de ces études semblent indiquer que la réserve de puissance a une potentielle influence sur l'endurance de force. Néanmoins, aucune étude ne permet de confirmer cette hypothèse. De plus, la détermination de cette réserve de puissance n'a jusqu'à présent considérée qu'une seule valeur de référence des capacités maximales de puissance (*e.g.* P_{\max}), alors que selon la relation puissance-vitesse, les capacités maximales de puissance peuvent significativement varier selon la condition de vitesse. Ainsi, en modifiant la vitesse de mouvement tout en restant à la même puissance absolue, l'écart varie entre la puissance développée et la courbe de la relation puissance-vitesse (**Figure 27**, panel de gauche ; Sargeant 2007). La réserve de puissance est définie par l'écart entre la puissance développée et la courbe de la relation puissance-vitesse. A

partir de cette réserve, il est possible de définir un indicateur relatif de l'intensité de l'exercice, qui correspond à l'expression de la puissance développée relativement aux capacités maximales de puissance, définies par la condition de vitesse dans laquelle la puissance est développée ($P_{\max v}$; **Figure 27**, panel de droite, Sargeant 1994, 2007 ; Zoladz et al. 2000). Par conséquent, une même puissance absolue développée dans différentes conditions de vitesse ne correspond pas à la même réserve de puissance et ne représente pas le même niveau de puissance relative à la condition de vitesse. Actuellement, ce niveau de puissance relative à la condition de vitesse a été supposée être un facteur potentiel permettant de maximiser l'endurance de force en pédalage lorsqu'elle est diminuée (ou que la réserve de puissance est diminuée ; Sargeant 1994, 2007 ; Zoladz et al. 2000). Le niveau de puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* $P_{\max v}$) étant un facteur qui varie de manière concomitante à la condition force-vitesse, lors d'exercices réalisés à même niveau de puissance absolue, il représente un facteur confondant qui ne permet pas d'étudier l'effet isolé de la condition force-vitesse sur l'endurance de force. A notre connaissance, aucune étude n'a exploré les effets isolés et respectifs de la condition force-vitesse et du niveau de puissance relative à la condition de vitesse sur l'endurance de force.

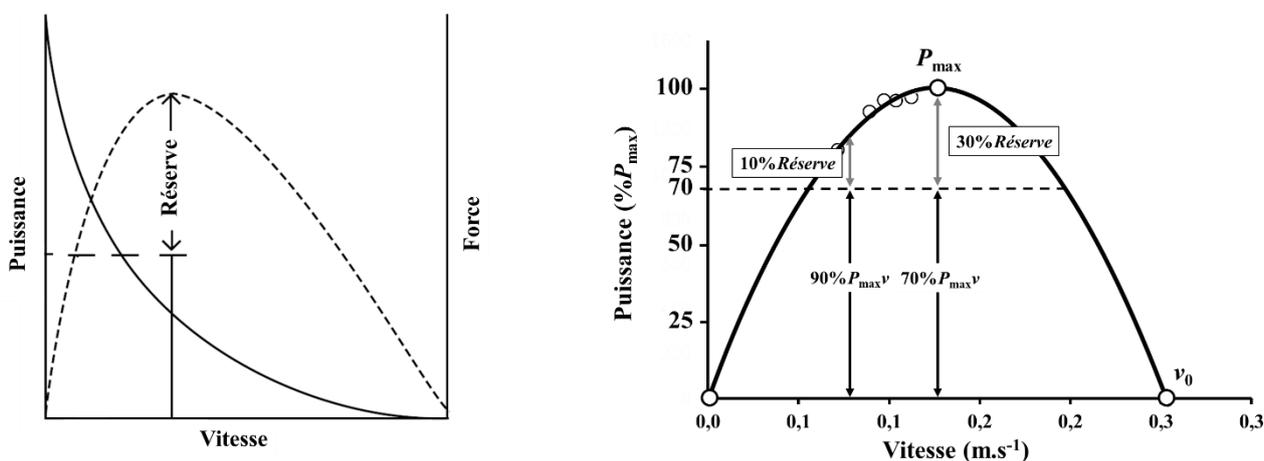


Figure 27. Relation puissance-vitesse individuelle schématique (panel de gauche), proposée par Sargeant et al., en 2007, illustrant le concept de réserve de puissance, qui est définie par la différence entre la puissance absolue développée (ligne horizontale noire en pointillé) et la courbe de la relation puissance-vitesse. Le panel de droite montre une relation puissance-vitesse individuelle schématique mettant en avant le concept de réserve de puissance, ainsi que le niveau de puissance relative à la condition de vitesse ($P_{\max v}$). Sur ce même panel, une même puissance absolue (ligne horizontale en pointillé), correspond à un même niveau de puissance relative, exprimée en fonction de P_{\max} , mais ne correspond pas au même niveau de puissance relative (*i.e.* $P_{\max v}$), exprimée relativement aux capacités de production de puissance selon la condition de vitesse, décrites par la relation puissance-vitesse.

Figure modifiée d'après Sargeant (2007)

Résumé – section 3

L'effet de la vitesse sur l'endurance de force peut être abordée comme une condition force-vitesse dans laquelle la puissance est développée et a été étudié lors de mouvements cycliques des membres inférieurs, majoritairement en pédalage. Néanmoins, les résultats de ces études sont divergents, opposant des effets positifs et négatifs des conditions de force faible-vitesse élevée. L'absence de consensus peut être en partie expliqué par i) un effet concomitant de la fréquence de mouvement sur l'endurance de force dans le cadre de mouvement cycliques, où les conditions de fréquence sont associées aux conditions force-vitesse et ii) un effet concomitant de la réserve de puissance ou de l'intensité relative à la condition de vitesse.

L'effet isolé de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, en contrôlant la fréquence de mouvement et la puissance relative à la condition de vitesse, n'a jamais été étudié jusqu'à présent.

III – Objectifs de travail

Les éléments de la littérature présentés dans l'introduction générale soulignent que :

- Lors d'un mouvement unique d'extension des membres inférieurs, les capacités maximales de production de force diminuent linéairement avec l'augmentation de la vitesse d'extension, ce qui conduit à une relation parabolique entre la puissance et la vitesse. Ces capacités de production de force sont décrites sur l'ensemble du spectre de vitesse par les relations force-vitesse et puissance-vitesse. Ces relations mettent en avant 3 paramètres qui permettent de caractériser les capacités de production de force des membres inférieurs : la force maximale théorique à vitesse nulle (F_0), la vitesse d'extension maximale théorique jusqu'à laquelle les membres inférieurs peuvent produire de la force (v_0), la puissance maximale (P_{\max}).
- Parmi les méthodes d'évaluation de ces relations force-vitesse et puissance-vitesse, seules celles impliquant l'extension acyclique et simultanée des deux membres inférieurs permettent d'évaluer les capacités de production de force, sans l'intervention des qualités techniques d'orientation de la force. Néanmoins, la linéarité de la relation force-vitesse sur ces mouvements acycliques est encore sujette à débat, notamment vis-à-vis d'une modélisation polynomiale du second degré de forme hyperbolique, en raison d'un manque de données expérimentales, particulièrement dans des conditions de force faible-vitesse très élevée. En conséquence, l'estimation des paramètres associés à la relation force-vitesse et puissance-vitesse des membres inférieurs est remise en question.
- Lors d'efforts intenses d'extensions répétées des membres inférieurs, la capacité individuelle à produire et à maintenir un niveau de force dans le temps (*i.e.* l'endurance de force) diminue de manière logarithmique avec l'augmentation de la puissance relative à P_{\max} . L'effet de cette puissance relative sur l'endurance de force est décrit par la relation puissance-temps, qui met en évidence 3 paramètres qui permettent de caractériser l'endurance de force : P_{\max} , la puissance critique, correspondant à un seuil de puissance en-dessous duquel un exercice est maintenu de manière indéterminée et $W^?$, défini comme les capacités d'endurance.
- L'endurance de force semble être également dépendante de la condition force-vitesse dans laquelle la puissance est développée, mais le sens de son influence ne fait pas consensus dans la littérature, notamment dû à un effet concomitant de la fréquence de mouvement lors de mouvements cycliques, qui ont été exclusivement utilisés pour étudier cet effet.
- En plus de l'effet de la fréquence de mouvement, le manque de clarification de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force peut être également en partie dû à un changement concomitant du niveau de puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* $P_{\max}v$). Ce niveau de puissance relative à la condition de vitesse reste un facteur confondant, mais aucune étude n'a caractérisé son effet isolé sur l'endurance de force, indépendamment de la condition force-vitesse et de la fréquence de mouvement.

Face à ces problématiques, ces travaux de thèse s'attacheront à :

- explorer expérimentalement les capacités de production de force des membres inférieurs dans des conditions de force faible-vitesses très élevées, afin de comparer les qualités d'ajustement des modèles polynomiaux (premier et second degré) pour définir la relation force-vitesse obtenue sur des mouvements acycliques (**Partie 1**),
- de tester l'influence de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, en contrôlant l'effet de la fréquence de mouvement et de la puissance relative à la condition de vitesse (**Partie 2a**)
- et enfin d'étudier la variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, afin de déterminer si certains individus présenteraient une endurance de force plus importante par rapport d'autres dans des conditions force-vitesse spécifiques (**Partie 2b**).

PARTIE 1

Linéarité de la relation force-vitesse du côté vitesse élevée lors d'extensions acycliques des membres inférieurs

Publication associée à cette partie :

Rivière J.R., Morin J-B., Bowen M, Messonnier L.A., Samozino P.
Linearity of the force-velocity relationship on the velocity end in acyclic lower limb extension

Soumis

I – Rappels synthétiques du contexte théorique

Dans la vie quotidienne et sportive, les efforts explosifs et intenses effectués avec les membres inférieurs sont très fréquents. Pour la plupart, ces efforts impliquent des mouvements d'extension de ces extrémités du corps humain (*e.g.* se lever d'une chaise ou un saut vertical). La performance lors de ce type de mouvement dépend en grande partie des capacités individuelles de production de force des muscles extenseurs des membres inférieurs pour accélérer son propre corps. Les capacités de production de force des membres inférieurs sont influencées négativement par la vitesse à laquelle l'extension est effectuée. Cette influence est entièrement représentée par les relations force-vitesse linéaire inverse et puissance-vitesse parabolique (*e.g.* Morin et al. 2010 ; Dorel et al. 2010 ; Samozino et al. 2012 ; Jaric et al. 2015). Ces deux relations sont caractérisées par 3 indicateurs synthétiques de ces capacités de production de force : la force maximale théorique que les membres inférieurs seraient capables de produire à vitesse nulle (F_0), la vitesse maximale d'extension jusqu'à laquelle les membres inférieurs seraient capables de produire de la force (v_0) et la puissance maximale développée dans la condition optimale de vitesse (P_{\max}).

L'évaluation de ces relations force-vitesse et puissance-vitesse s'effectue lors d'efforts explosifs et principalement selon deux types de mouvements : les mouvements cycliques, impliquant plusieurs extensions alternées et successives des deux membres (*e.g.* le pédalage et la course à pied) et les mouvements acycliques, impliquant plusieurs extensions des deux membres, le plus souvent de façon simultanée, mais isolées entre elles (*e.g.* saut vertical ou des extensions effectuées allongé à l'horizontale). Les mouvements cycliques sont très utilisés pour évaluer les capacités de production de force des membres inférieurs dans des situations proches des pratiques sportives. L'aspect sécuritaire du pédalage vis-à-vis de certaines populations fragiles est également une des raisons de son utilisation. Néanmoins, uniquement la production de force efficace est considérée sur ce type de mouvement, excluant toute la partie de la production de force qui n'est pas motrice. De ce fait, ces évaluations intègrent des habiletés techniques pour appliquer efficacement la force. En comparaison, les extensions acycliques étant effectuées le plus souvent dans la direction du mouvement, la quasi-totalité de la force produite lors de l'extension est prise en compte, ce qui permet une évaluation non-spécifique des capacités de production de force et moins affectée par des aspects techniques.

Néanmoins, la modélisation linéaire de la relation force-vitesse sur les mouvements acycliques se base sur un intervalle restreint de valeurs expérimentales de force et de vitesse ne couvrant que 40 à 50 % du spectre de toute de la relation. De plus, ces valeurs sont surtout mesurées dans des conditions de force élevée-vitesse faible (côté force élevée de la relation), se situant entre 20 et 60 % de v_0 . En comparaison, les valeurs expérimentales dans des conditions de force faible-vitesse élevée (côté vitesse élevée de la relation) sont très rarement mesurées au-delà de 50 % de v_0 , voire pas du tout au-delà de 60 % de v_0 . Dû à ce manque de données expérimentales du côté vitesse élevée, la linéarité de la relation force-vitesse sur les mouvements acycliques a été très fréquemment remise en question ces dernières années, suggérant plutôt l'utilisation d'une modélisation polynomiale (*e.g.* Cuk et al. 2014 ; Čosić et al. 2018 ; Iglesias-soler et al. 2019). L'exploration expérimentale du côté vitesse élevée est limitée sur les mouvements acycliques à cause de la masse du corps qui doit être

accélérée sur ces mouvements et qui représente une inertie et un poids conséquent, limitant ainsi l'atteinte de vitesses d'extension élevées. Afin de s'affranchir de ces contraintes mécaniques importantes, une des solutions serait de réaliser des extensions, allongé à l'horizontale sans impliquer le corps dans le mouvement. Par ailleurs, l'ajout d'assistances réduisant les contraintes mécaniques opposées au mouvement (*e.g.* conditions d'allègement ou élastiques) faciliterait l'atteinte de vitesses élevées. Jusqu'à présent, une seule étude s'est intéressée à cette modalité d'extension acyclique sans assistance et a obtenu des valeurs expérimentales dans des conditions de force faible-vitesse élevée (Yamauchi et al. 2007). Néanmoins, ces résultats restent questionnés dans la littérature et la méthodologie choisie est très peu représentative des situations réelles de production de force des membres inférieurs (*e.g.* valeurs instantanées et non-prise en compte des masses segments). De ce fait, la linéarité de la relation force-vitesse du côté vitesse élevée lors d'extensions acycliques des membres inférieurs manque encore de preuves expérimentales.

Cette première étude de thèse avait pour but de comparer la qualité d'une modélisation linéaire à une modélisation polynomiale sur les valeurs de force et de vitesse obtenues lors d'extensions réalisées dans des conditions, les plus étendues possible, de force élevée-vitesse faible et force faible-vitesse élevée. Pour réaliser ces deux objectifs, grâce à un ergomètre original, les productions de force des membres inférieurs étaient quantifiées dans des conditions de vitesse très importantes lors d'extensions assistées et réalisées à l'horizontal sans impliquer un déplacement du corps.

Les hypothèses étaient que les vitesses de mouvement obtenues lors d'extensions assistées et réalisées à l'horizontal sur l'ergomètre seraient supérieures à celles obtenues jusqu'à présent sur les mouvements de squats horizontaux et squats verticaux. Aussi, sur la base des relations force-vitesse linéaires obtenues lors de mouvements cycliques, nous faisons l'hypothèse qu'une modélisation polynomiale du second degré ne serait pas significativement de meilleure qualité qu'une modélisation linéaire.

II – Méthodologie

Neuf participants en bonne santé (âge = $21,3 \pm 0,5$ ans, masse = $70,6 \pm 9,1$ kg et taille = $1,78 \pm 0,07$ m) avaient donné leur consentement écrit pour participer à cette étude, dont toutes les procédures ont été approuvées par le comité d'éthique local de l'Université Savoie Mont Blanc. Tous étaient impliqués dans des activités physiques régulières (entraînement de force et d'endurance) et ne présentaient pas de douleurs ou de blessures musculo-squelettiques au cours de l'étude.

1. Développement scientifique et technique d'une presse horizontale ergométrique

Pour répondre à la problématique d'atteinte de vitesses très élevées sur un mouvement d'extension des membres inférieurs, la solution technique qui a été développée et mise en application est la construction d'une presse horizontale (**Figure 28**). Cet ergomètre est conçu pour permettre l'extension des articulations de la hanche, du genou et de la cheville dans une configuration corporelle proche à celle de squats, sans mise en mouvement du haut du corps, seuls les membres inférieurs sont accélérés. L'outil est composé d'un cadre en métal supportant un siège fixe et un rail, sur lequel un chariot, étant le point d'application de la force avec les pieds, glisse dans la direction du mouvement. Lorsque le chariot est mis en mouvement par les membres inférieurs, il entraîne *via* une chaîne un volant d'inertie en rotation. Une courroie de friction montée autour du volant d'inertie permet de générer des forces de frictions qui s'opposent au mouvement de rotation. La position sur le siège est stabilisée par une ceinture de serrage pour le tronc et des calles ajustables au niveau des épaules. Afin de permettre au participant de prendre leur position de départ, le chariot est maintenu en place par des électroaimants, contrôlés par le participant lui-même. Cette presse ergométrique permet la réalisation d'extensions des membres inférieurs à l'horizontale, à la fois dans des conditions d'exercice très peu contraignantes (*i.e.* sans résistances et très peu de masses à mobiliser) et également dans des conditions de résistance très élevée, pouvant aller jusqu'à l'incapacité de l'individu à créer un mouvement (*i.e.* force maximale isométrique). Afin de garantir l'atteinte de vitesses d'extension très élevées, des ressorts de tension peuvent être ajoutés en assistance au mouvement. Situés de part et d'autre du cadre en métal, ces ressorts produisent une force sur le chariot et l'accélèrent dans le sens du mouvement, ce qui permet d'aider à vaincre son inertie. Les déplacements linéaires du chariot et angulaires du volant d'inertie étaient mesurés en instantané avec un codeur linéaire (Groupe Kübler, Villingen-Schwenningen, Allemagne, 250 Hz) et angulaire (Baumer, Fillinges, France, 250 Hz), respectivement. La force de friction appliquée par la courroie sur le volant (F_f) était mesurée grâce à une jauge de contrainte montée en série (Futek, Irvine, USA, 250 Hz).

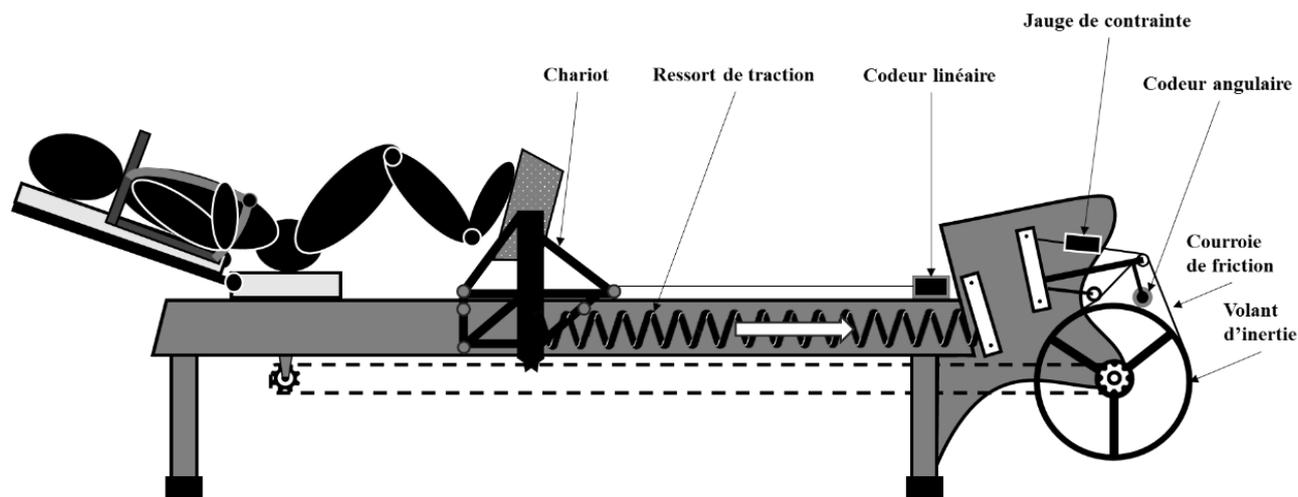


Figure 28. Illustration schématique de l'ergomètre, du système de ressorts en assistance au mouvement, ainsi que des appareils et instruments de mesure pour estimer la force produite par les membres inférieurs lors d'une extension acyclique.

Une partie du développement de cet ergomètre a fait partie intégrante de ce travail de thèse. Ces étapes ont débuté en décembre 2016 et se sont poursuivies de manière régulière jusqu'en en mars 2019. De natures techniques et scientifiques, ces étapes de développement étaient focalisées sur l'installation d'outils de mesure et de pièces mécaniques visant à améliorer la première version de l'ergomètre, ainsi qu'au développement des algorithmes d'analyse des données issus des capteurs afin de calculer à chaque instant la force produite par les membres inférieurs et leur vitesse d'extension.

Ces missions consistaient en :

- l'installation des ressorts, du volant d'inertie, des capteurs de mesure et des électroaimants,
- la mise en place de tests techniques et d'expérimentations sur l'Homme afin de vérifier que les fonctionnalités de l'ergomètre remplissaient les attentes initiales, notamment l'atteinte de vitesses moyennes d'extension élevées (*i.e.* $> 1.8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$),
- la calibration des outils de mesure et la maintenance des composants, dont les ressorts et le volant d'inertie ont fait l'objet de plusieurs modifications et améliorations techniques,
- et l'élaboration d'un algorithme permettant de calculer la force produite par les membres inférieurs à partir des données issues des 3 capteurs de mesures.

2. Protocole expérimental

Design de l'étude

Cette étude était composée de 3 sessions séparées de 24 à 48 heures de repos. La première session avait pour objectif de familiariser les participants à la réalisation d'efforts maximaux d'extensions des membres inférieurs sur l'ergomètre dans des conditions de vitesse de mouvement très élevées et très faibles. Les deux dernières sessions étaient dédiées à l'évaluation des relations force- et puissance-vitesse individuelles sur l'ergomètre. Ces deux séances étaient requises pour garantir une production de force maximale à des vitesses d'extension très élevées, car la réalisation d'extension à vitesses élevées étant très rare dans le quotidien, la production maximale de force au cours d'une seule session d'expérimentation n'est pas assurée (Nitschke 1992 ; Cuevas-Aburto et al. 2018). Un échauffement était effectué à chaque début de session et consistait en 15 minutes de mouvements dynamiques des membres inférieurs maximaux et sous-maximaux, incluant des squat jumps et des squats non chargés, ainsi que des extensions maximales spécifiques des membres inférieurs sur l'ergomètre dans des conditions de vitesse de mouvement très élevées et très faibles. Pour conclure l'échauffement, 5 minutes d'exercices choisis personnellement ne générant pas de fatigue étaient autorisées.

Première session

La familiarisation des participants débutait par la détermination préférentielle⁹ de la position d'assise sur l'ergomètre, choisie par le participant pour qu'il se sente capable de produire un maximum de force pour initier l'extension de ses membres inférieurs, quelle que soit la condition de résistance. Cette même position était conservée pour le reste des sessions. Par la suite, 20 à 30 extensions maximales des membres inférieurs sur l'ergomètre, espacées d'environ 5 secondes de repos, étaient effectuées dans les mêmes conditions de résistance et d'inertie que celles utilisées pour déterminer les relations force- et puissance-vitesse (voir paragraphe plus bas). Deux contractions volontaires maximales isométriques étaient ensuite effectuées sur l'ergomètre avec la force de friction à la courroie réglée au maximum, séparées entre elles par 5 minutes de repos. A chaque extension, les participants avaient pour consigne de produire le plus de force et le plus rapidement possible avec leurs membres inférieurs dans le but de projeter le chariot. A chaque test, des encouragements verbaux vigoureux étaient dispensés pour garantir une implication volontaire maximale à chaque extension explosive.

⁹ En comparaison avec une position de départ standardisée à un angle fixe pour tous les participants (*e.g.* 90 degrés), une sélection préférentielle de l'angle de départ par le participant lui-même a été montré comme la méthode avec laquelle les productions de force, vitesse et puissance sont maximisées et les plus reproductibles en squat jump (Janicijevic et al. 2019c, b). Dû à la ressemblance du mouvement réalisé sur l'ergomètre et le mouvement de squat jump (*i.e.* action d'extension des membres inférieurs), ces résultats sont transférables au protocole de l'étude présentée cette première partie.

Deuxième et troisième sessions

Les relations force- et puissance-vitesse individuelles étaient déterminées à partir de 6 conditions de résistance (**Tableau 1**). Les participants avaient le droit de réaliser 2 à 3 essais par condition. Ces conditions, de la plus contraignante à la moins contraignante, correspondaient à :

- 1) La friction appliquée sur le volant d'inertie était ajustée de manière à induire une vitesse d'extension d'environ $0,3 \text{ m.s}^{-1}$, correspondant à la vitesse d'exécution typique d'un 1-RM (C_{1RM}).
- 2) La friction appliquée sur le volant d'inertie était ajustée à $\approx 50 \%$ de la force maximale isométrique ($C_{50 \% F_{max}}$).
- 3) Seuls le chariot et le volant d'inertie sont accélérés, la courroie de friction étant retirée, sans assistance des deux ressorts ($C_{\emptyset Fric-0S}$).
- 4) Seuls le chariot et le volant d'inertie sont accélérés, la courroie de friction étant retirée, avec assistance de deux ressorts ($C_{\emptyset Fric-2S}$).
- 5) Seul le chariot est accéléré, la chaîne entre chariot et le volant d'inertie étant retirée, sans assistance des deux ressorts ($C_{Char-0S}$).
- 6) Seul le chariot est accéléré, la chaîne entre chariot et le volant d'inertie étant retirée, avec assistance des deux ressorts ($C_{Char-2S}$).

3. Analyses des données

Pendant la réalisation des forces maximales isométriques, la force produite était mesurée à l'aide de la jauge de contrainte montée en série sur la courroie de friction. La force maximale isométrique était calculée en calculant la moyenne de force pendant une seconde sur le plateau de force maximale. Au cours des extensions des membres inférieurs, la hanche étant fixe et les pieds en contact permanent avec le chariot, la vitesse d'extension instantanée (en m.s^{-1}) et l'accélération ($a_{chariot}$, en m.s^{-2}) des membres inférieurs étaient respectivement déterminées à partir d'une simple et double dérivée du signal filtré de position obtenu à partir du codeur linéaire (20 Hz, Butterworth, 4^{ème} ordre, filtre passe-bas). Pendant chaque extension, la force instantanée (N) produite par les membres inférieurs au cours de l'extension était calculée à partir de l'**Equation 6** (voir les calculs détaillés pour chaque condition dans le **Tableau 1**).

$$F = F_{volant} + F_{chariot} + F_{friction} + F_{M.I.} + F_{roul.} - F_{ressorts} \quad \text{Equation 6}$$

où F_{volant} est la force produite pour accélérer le volant d'inertie (**Equation 7**), $F_{chariot}$ la force produite pour accélérer le chariot (**Equation 8**), $F_{friction}$ la force produite pour vaincre les forces de friction appliquées par la courroie sur le volant d'inertie (**Equation 9**), $F_{M.I.}$ la force produite pour accélérer le centre de masse des membres inférieurs (**Equation 10**), $F_{roul.}$ les forces de frictions internes du volant d'inertie ($\approx 6 \text{ N}$)¹⁰ et $F_{ressorts}$ la force produite par les ressorts de tension (**Equation 11**).

$$F_{volant} = \frac{I \cdot \alpha}{d_p} \quad \text{Equation 7}$$

$$F_{chariot} = m_{chariot} \cdot a_{chariot} \quad \text{Equation 8}$$

$$F_{friction} = F_{fb} \cdot \frac{d_{volant}}{d_p} \quad \text{Equation 9}$$

$$F_{M.I.} = m_{membres} \cdot a_{membres} \quad \text{Equation 10}$$

$$F_{ressorts} = n \cdot (k \cdot x + b) \quad \text{Equation 11}$$

Où, I est le moment d'inertie du volant ($0,131 \text{ kg.m}^2$)¹⁰, α (rad.s^{-2}) l'accélération angulaire instantanée du volant d'inertie, déterminée à partir d'une double dérivée du signal filtré de position du codeur angulaire (20 Hz, Butterworth, 4^{ème} ordre, filtre passe-bas), d_p (m) le rayon du pignon du volant, $m_{chariot}$ la masse du chariot (15,15 kg), incluant la masse de la chaîne (1,05 kg), $m_{membres}$ la masse des deux membres inférieurs, déterminée à partir des tables de Winter (voir description plus bas), $a_{membres}$ (m.s^{-2}) l'accélération du centre de masse des membres inférieurs estimée à partir d'un modèle 2-D (voir description plus bas), d_{volant} le rayon du volant (m), n le nombre de ressorts en assistance à l'extension des membres inférieurs, k la raideur d'un ressort (320 N.m^{-1}), b la tension initial d'un ressort à longueur libre ($\approx 40 \text{ N}$) et x l'allongement instantané du ressort, déterminé à partir de la position instantanée du chariot. Les frottements des roues du chariot sur le rail étaient considérés comme négligeables, car compensés par la très faible force de traction du codeur linéaire ($\approx 0,01 \text{ N}$).

¹⁰ Les forces de friction interne et le moment d'inertie du volant d'inertie ont été mesurées au préalable au cours de tests de décélération du volant d'inertie dans différentes conditions de résistance.

Tableau 1. Résumé descriptif des contraintes mécaniques et des variables additionnées ou soustraites dans le calcul de la force produite par les membres inférieurs (*Equation 6*) dans les 6 conditions de résistances.

Condition	Description	Variables de force additionnée (+) ou soustraite (-) dans le calcul de la force produite par les membres inférieurs					
		F_{volant}	$F_{chariot}$	$F_{friction}$	$F_{M.I.}$	$F_{roul.}$	$F_{ressorts}$
C_{1RM}	Accélération du chariot, des membres inférieurs et du volant avec résistance de friction	+	+	+	+	+	
C₅₀ %Fmax	Accélération du chariot, des membres inférieurs et du volant avec résistance de friction	+	+	+	+	+	
C_{ØFric-0S}	Accélération du chariot, des membres inférieurs et du volant sans résistance de friction	+	+		+	+	
C_{ØFric-2S}	Accélération du chariot, des membres inférieurs et du volant sans résistance de friction et avec assistance des ressorts	+	+		+	+	-
C_{Char-0S}	Accélération du chariot et des membres inférieurs		+		+	+	
C_{Char-2S}	Accélération du chariot et des membres inférieurs avec assistance des ressorts		+		+	+	-

Les signes « + » et « - » signifient que la variable de force est additionnée ou soustraite dans le calcul de la force produite par les membres inférieurs, respectivement.

❖ **La modélisation 2-D des membres inférieurs** utilisée dans cette étude ne comprenait que 3 segments (cuisses, jambes et pieds). Cette modélisation était inspirée des résultats de Rahmani et collaborateurs, montrant qu'une modélisation 2-D, incluant seulement 3 segments, est suffisante pour estimer de façon précise les déplacements du centre de gravité des membres supérieurs lors d'un mouvement de développé couché (Rahmani et al. 2009, 2018). La longueur et la masse de chacun des segments d'un membre inférieur étaient estimées à partir de la taille et de la masse corporelle sur la base des proportions décrites dans les tables de Winter (Winter 2009). Le modèle biomécanique des membres inférieurs utilisé dans l'étude présentée ici, permet de déterminer la position horizontale instantanée du centre de masse des 3 segments lors de l'extension, à partir desquels le déplacement instantané du centre de masse global des membres inférieurs était estimé. L'accélération du centre de masse des membres inférieurs était obtenue par une double dérivée de sa position instantanée.

❖ **Pendant les extensions des membres inférieurs**, la force, la vitesse et la puissance étaient moyennées en considérant :

- Soit le début de l'extension lorsque $a_{chariot}$ est positif et la fin lorsque $a_{chariot} < -\frac{F_{friction}}{(m_{chariot}+m_{membres}+m_{volant})}$ pour les conditions où les forces de friction de la courroie étaient présentes,
- soit en considérant le début de l'extension lorsque $a_{chariot}$ est positif et la fin lorsque $a_{chariot}$ devient négatif pour les conditions, où les forces de frictions de la courroie n'intervenaient pas.

Où m_{volant} correspond à la masse linéaire équivalente du moment d'inertie du volant (126 kg), calculée à partir de l'équation suivante :

$$m_{volant} = \frac{I}{d_p^2} \quad \text{Equation 12}$$

Pour chaque participant, les relations force- et puissance-vitesse étaient déterminées à partir des valeurs moyennes de force, vitesse et puissance obtenues à partir du meilleur essai de chacune des 6 conditions de résistance, comprenant l'ensemble des essais réalisés lors de la deuxième et troisième session. Les régressions linéaire et polynomiale du second degré étaient appliquées sur les données de force et vitesse pour extrapoler F_0 et v_0 , correspondant à F_{0-L} et v_{0-L} , et F_{0-P} et v_{0-P} pour la détermination de ces paramètres à partir du modèle linéaire et polynomial du second degré, respectivement. Dans le cadre de l'utilisation de la régression linéaire pour modéliser la relation force-vitesse, P_{max} était calculé à partir d'une modélisation polynomiale du second degré, comme suit (Samozino et al. 2012) :

$$P_{max-L} = \frac{F_0 v_0}{4} \quad \text{Equation 13}$$

Lors de l'utilisation de la régression polynomiale du second degré pour modéliser la relation force-vitesse, P_{max} était calculé à partir d'une modélisation polynomiale du troisième degré, en calculant les racines réelles de la dérivée de la fonction (P_{max-P}).

4. Analyses statistiques

Toutes les données sont présentées en tant que moyenne \pm écart type. Les valeurs moyennes de force et de vitesse dans les 6 conditions de résistance étaient situées sur la relation force-vitesse, relativement à F_{0-L} et v_{0-L} , respectivement. Après vérification de la normalité de la distribution avec le test de Shapiro et Wilk, le coefficient de corrélation de Pearson et le coefficient de détermination (r^2) étaient respectivement utilisés pour tester la significativité et la qualité d'ajustement de la régression linéaire pour caractériser la relation force-vitesse. Le coefficient de détermination était également utilisé pour tester la qualité d'ajustement de la régression polynomiale du second degré. La comparaison des qualités d'ajustement entre les deux régressions était effectuée pour chaque participant en testant l'homogénéité des variances résiduelles des deux régressions avec le test F (« extra sum of square F test »). Le nombre de degré de liberté pour chaque variance résiduelle tenait compte du nombre de paramètres de chaque régression (2 pour la régression linéaire et 3 pour la régression polynomiale du second degré). Une valeur de p de 0,05 était acceptée comme le niveau minimum de significativité.

III – Résultats

Toutes les relations force-vitesse individuelles étaient significativement modélisées par une régression linéaire d'excellente qualité (**Figure 29** ; $r^2 = 0,95$ à $0,99$; valeur médiane = $0,97$; $p < 0,001$), associées à des valeurs moyennes de F_{0-L} de 1820 ± 350 N ($25,8 \pm 3,2$ N.kg $^{-1}$), v_{0-L} de $3,52 \pm 0,55$ m.s $^{-1}$ et P_{max-L} de 1575 ± 228 W ($22,34 \pm 1,64$ W.kg $^{-1}$).

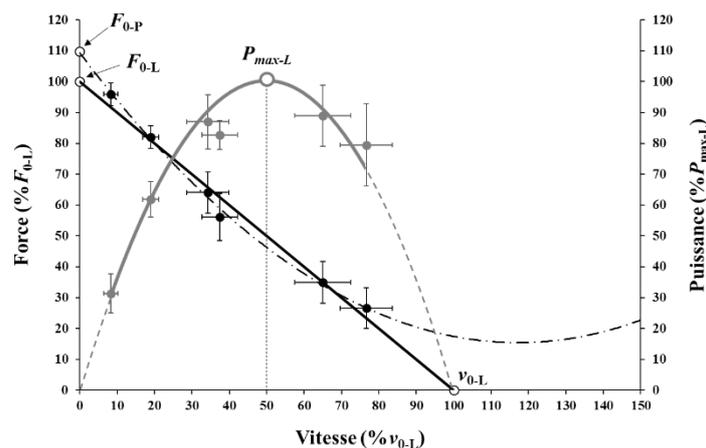


Figure 29. Relations force- et puissance-vitesse moyennes déterminées à partir d'une régression linéaire (droite noire) et d'un polynôme du second degré (courbe grise), respectivement. Ces régressions étaient appliquées sur les données de force, vitesse et puissance obtenues dans les 6 conditions résistives (points noirs et gris, respectivement). Les cercles blancs représentent les intersections entre la droite de régression linéaire et la régression polynomiale du second degré pour modéliser la relation force-vitesse et l'axe des abscisses (F_{0-L} et F_{0-P}) et des ordonnées (v_{0-L}) et le point cerclé de gris correspond à l'apex de la relation puissance-vitesse (P_{max-L}). La courbe grise en pointillé (court-long) correspond à la régression polynomiale du second degré appliquées sur les données de force et de vitesse obtenues dans les 6 conditions résistives.

La régression polynomiale montrait également un ajustement d'excellente qualité pour chacune des relations force-vitesse individuelles ($r^2 = 0,97$ à $1,00$; valeur médiane = $0,99$), associées à des valeurs moyennes de F_{0-P} de 1999 ± 418 N ($28,3 \pm 5,9$ N.kg⁻¹). La détermination des valeurs individuelles de v_{0-P} et $P_{\max-P}$ à partir de la régression polynomiale du second degré n'était possible que pour 1 participant sur 9, dans la mesure où la courbe de régression pour ces 8 participants ne croisait pas l'axe des abscisses (*i.e.* la fonction mathématique ne présentait pas de racines réelles ; **Figure 29** et **Figure 30**). Les variances résiduelles de la régression linéaire (1899 à 20141 N²) n'étaient pas significativement différentes des variances résiduelles de la régression polynomiale du second degré (1133 à 8509 N²) pour 7 participants sur 9. Cependant, pour 2 participants sur 9, les variances résiduelles de la régression polynomiale du second degré (230 et 634 N²) étaient significativement plus faibles que les variances résiduelles de la régression linéaire (1622 et 9202 N²). Les productions de force, vitesse et puissance obtenues dans chaque condition sont présentées dans le **Tableau 2**, en unité brute et exprimée relativement à F_0 et v_0 , obtenus à partir de la régression linéaire (*i.e.* F_{0-L} et v_{0-L}) puisque la valeur de v_0 ne pouvait être déterminée que pour un seul des 9 participants à partir de la régression polynomiale du second degré.

Tableau 2. Moyenne \pm écart-type et étendue des valeurs individuelles maximales et minimales de force, vitesse et puissance absolue et relative pour chacune des 6 conditions résistives.

	Force		Vitesse		Puissance (W)
	N	% F_{0-L} [Etendue]	m.s ⁻¹	% v_{0-L} [Etendue]	
C_{IRM}	1703 \pm 325	96,0 \pm 3,6 [94 ; 99]	0,29 \pm 0,08	8,3 \pm 1,9 [5 ; 11]	492 \pm 130
C_{50 %F_{max}}	1490 \pm 325	82,0 \pm 3,7 [76 ; 88]	0,67 \pm 0,12	19,0 \pm 2,2 [16 ; 23]	971 \pm 131
C_{ØFric-0S}	1147 \pm 155	64,1 \pm 6,7 [55 ; 75]	1,18 \pm 0,10	34,3 \pm 5,6 [26 ; 41]	1366 \pm 261
C_{ØFric-2S}	1001 \pm 134	56,2 \pm 7,7 [45 ; 66]	1,30 \pm 0,07	37,5 \pm 4,7 [30 ; 45]	1299 \pm 174
C_{Char-0S}	616 \pm 69	35,0 \pm 6,7 [24 ; 42]	2,26 \pm 0,21	65,0 \pm 7,5 [56 ; 76]	1397 \pm 225
C_{Char-2S}	468 \pm 88	26,6 \pm 6,6 [16 ; 40]	2,67 \pm 0,25	76,6 \pm 7,0 [64 ; 86]	1248 \pm 259

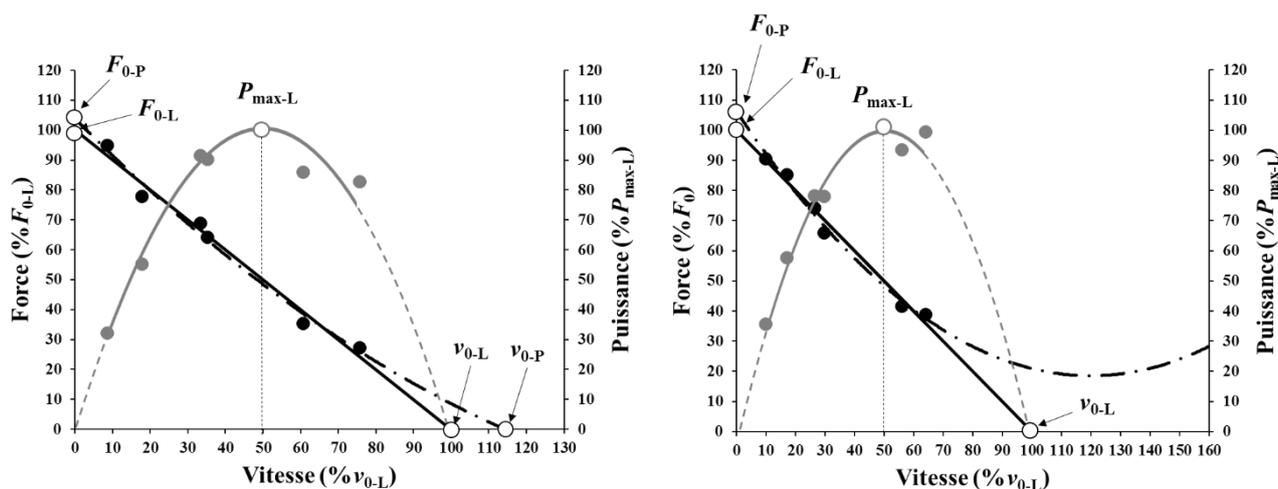


Figure 30. Relations force- et puissance-vitesse individuelle de deux participants mettant en avant que la régression polynomiale peut donner des valeurs de F_0 et v_0 proches de la régression linéaire (panel de gauche), mais que dans certains cas la régression ne permet plus de définir des capacités de productions présentant un sens physiologique (panel de droite).

IV– Discussion

1. Les conditions force-vitesse-puissance couvertes grâce à l'ergomètre

Le premier objectif de cette étude était de comparer la qualité d'une modélisation linéaire à une modélisation polynomiale sur les valeurs de force et de vitesse obtenues lors d'extensions réalisées dans des conditions de force et de vitesse les plus étendues possible. Cet objectif nécessitait tout d'abord de quantifier les valeurs de force développée dans l'ensemble des conditions de vitesse, notamment lors des extensions effectuées avec assistance.

❖ **Les vitesses moyennes** atteintes au cours des extensions horizontales effectuées sur l'ergomètre étaient de $\approx 2,3 \text{ m.s}^{-1}$ lorsque seul le chariot était accéléré et sans assistance des ressorts (*i.e.* C_{Char-0S}) et de $\approx 2,7 \text{ m.s}^{-1}$ avec assistance (*i.e.* C_{Char-2S}). En comparaison, les vitesses d'extension reportées lors d'un squat jump avec allègement de 30 % du poids du corps et d'un squat horizontal étaient comprises entre $\approx 1,7$ et $\approx 2 \text{ m.s}^{-1}$ (Cuk et al. 2014 ; Samozino et al. 2017 ; Janicijevic et al. 2018). Ces différences confirment que lors de squats horizontaux et verticaux, même si la contrainte de gravité est compensée ou annulée avec des assistances, l'inertie d'un corps humain représente toujours une résistance considérable et un frein majeur dans l'atteinte de vitesses d'extension très élevées. Grâce à l'ergomètre utilisé ici, la condition de résistance la moins contraignante n'impliquait que la seule inertie des membres inférieurs et du chariot dans le mouvement, sans impliquer le déplacement du haut du corps, ce qui a permis l'atteinte de vitesses d'extension bien supérieures.

❖ **Le positionnement relatif** des deux conditions de vitesse les plus élevées (*i.e.* $C_{\text{Char-0S}}$ et $C_{\text{Char-2S}}$) sur la relation force-vitesse s'est effectuée en fonction des valeurs de F_{0-L} et v_{0-L} et correspondait en moyenne à ≈ 65 et ≈ 77 % de v_{0-L} (**Tableau 2 ; Figure 29**). En faisant la même comparaison que précédemment, les mouvements de squats horizontaux et verticaux ne permettaient qu'une exploration de l'ordre de 50 à 60 % de v_{0-L} . Autrement dit, la condition d'extension la moins contraignante permise par l'ergomètre rendait possible l'atteinte de vitesses positionnées ≈ 27 % au-delà des valeurs expérimentales rapportées jusqu'à présent. Par ailleurs, il est intéressant de noter que pour certains participants, ces mêmes contraintes mécaniques leur permettaient d'atteindre des vitesses positionnées jusqu'à 86 % de v_{0-L} . Cette variabilité interindividuelle de positionnement peut s'expliquer par le fait que certaines conditions de résistance étaient fixées indépendamment des capacités individuelles et les différences de profil force-vitesse : en considérant une même P_{max} chez deux individus, celui présentant un profil force-vitesse orienté en force verra le positionnement d'une même condition inertielle et résistive plus proche de v_0 , que l'individu dont le profil serait plus orienté en vitesse. Cette influence du profil force-vitesse sur le positionnement relatif d'une condition expérimentale a déjà été observée expérimentalement, montrant qu'une modification des qualités de vitesse (v_0) influence la position relative du 1-RM sur la relation force-vitesse (Rivière et al. 2017). D'autre part, l'exploration côté vitesse élevée du spectre de la relation force-vitesse grâce à l'ergomètre est très proche des explorations obtenues sur des mouvements cycliques (*i.e.* ≈ 90 % de v_0 ; Dorel et al. 2010). Du côté force élevée de la relation force-vitesse, les vitesses d'extension étaient de $\approx 0,29 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ et cette condition de vitesse était positionnée à ≈ 8 % de v_{0-L} . Là encore, la variabilité des profils force-vitesse conduisait cette condition à être positionnée jusqu'à 5 % de v_{0-L} pour certains participants. Ces valeurs de positionnements relatifs sont du même ordre de grandeur que le positionnement relatif du 1RM à 6 % de v_0 sur une relation force-vitesse obtenue en squat jump (Rivière et al. 2017).

❖ **L'exploration (verticale) de la relation puissance-vitesse** était limitée qu'à ≈ 80 % de P_{max} du côté vitesse élevée (*i.e.* après la vitesse optimale), ce qui pourrait être interprété comme contradictoire aux résultats soulignant une exploration importante de la relation force-vitesse, notamment du côté vitesse élevée (le point le plus à droite sur la **Figure 29**). La puissance étant le produit de la force et de la vitesse, malgré les faibles niveaux de force développée à des vitesses élevées, la multiplication de deux variables résulte à une production de puissance qui est élevée par rapport aux capacités maximales de puissance. Néanmoins, dans ces conditions de très hautes vitesses, un léger changement de vitesse entraîne une baisse importante de la puissance. Par exemple, pour un participant dont la vitesse d'extension était de $2,4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ dans la condition $C_{\text{Char-2S}}$, positionnée à 78 % de $P_{\text{max-L}}$ et à 85 % de v_{0-L} , une augmentation de $0,1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ de la vitesse d'extension (due une réduction des résistances au mouvement) amènerait à produire une puissance qui serait située à 45 % de $P_{\text{max-L}}$, mais uniquement à une vitesse qui se situerait à 87 % de v_{0-L} . Par conséquent, le positionnement vertical relatif des conditions d'exercice, en terme de puissance, peut générer de la confusion et atténuer la réelle exploration (horizontale) de la relation force-vitesse.

❖ L'ergomètre développé dans le cadre de cette thèse permet la réalisation d'extensions acycliques et simultanées des membres inférieurs dans des conditions force-vitesse très variées. Ces conditions mécaniques représentaient une exploration moyenne de 70 % du spectre de la relation force-vitesse, ce qui correspond à 20 % de conditions force-vitesse supplémentaires par rapport aux méthodes jusqu'à présent disponibles sur les mouvements acycliques des membres inférieurs, notamment dans les conditions de force faible-vitesse élevée (Figure 31). Par ailleurs, l'évaluation de la relation force-vitesse dans la pratique de terrain, ne se base que sur des données expérimentales ne représentant que 30 % du spectre total (Cuk et al. 2014; Giroux et al. 2014; Samozino et al. 2014). Cette exploration limitée est en partie due à l'inaccessibilité des solutions techniques actuellement proposées, car elles sont couteuses, encombrantes et chronophages pour permettre une exploration étendue des côtés force et vitesse de la relation. En comparaison, l'ergomètre présenté a l'avantage, en plus de couvrir les conditions force-vitesse communément utilisées, d'élargir le spectre de ces conditions avec la seule utilisation de l'ergomètre¹¹.

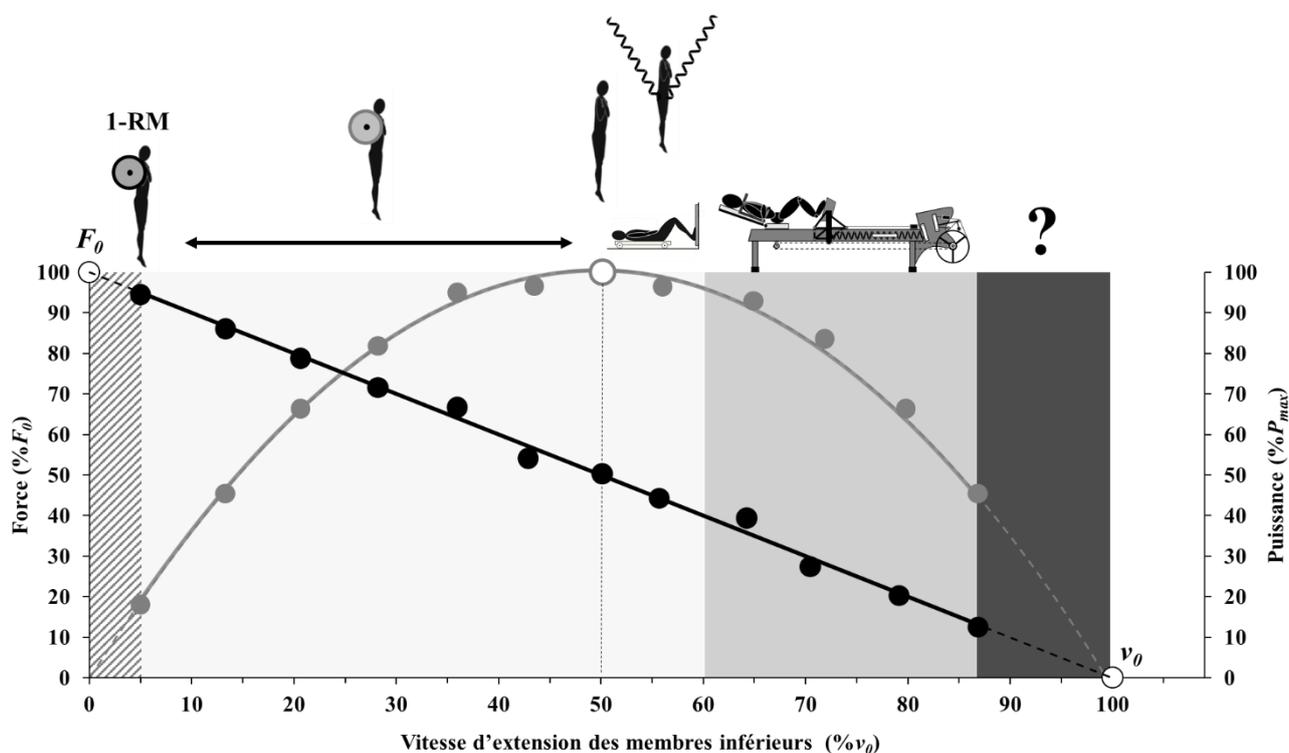


Figure 31. Relations force- et puissance-vitesse schématisques présentant l'intervalle de valeurs de force, vitesse et puissance (points noirs et gris) qui avait été exploré jusqu'à présent (aire grise très claire), l'intervalle des valeurs exploré à l'aide de l'ergomètre (aire grise foncée) et l'intervalle des valeurs qui restent à explorer côté vitesse extrême (aire grise très foncée). Au-dessus du graphique sont présentés les moyens techniques requis pour atteindre ces différentes conditions de vitesse.

¹¹ Actuellement, l'ergomètre est un outil qui existe en un seul exemplaire et n'est fonctionnel qu'en conditions de laboratoire, c'est-à-dire nécessitant des compétences spécifiques. Néanmoins, cet outil pourrait faire l'objet d'une commercialisation après un développement plus poussé. Les détails sur certaines de ces démarches potentielles sont présentés dans la section 5 : « Evolutions techniques et scientifiques de l'ergomètre », ci-après.

2. Comparaison entre la modélisation linéaire et polynomiale de la relation force-vitesse

Les régressions linéaires et polynomiales du second degré appliquées sur les données individuelles de force et de vitesse étaient toutes les deux significatives et d'excellente qualité. Malgré une qualité d'ajustement légèrement supérieure pour la modélisation polynomiale (ce qui est inévitable avec l'augmentation de la complexité d'un modèle), cette différence entre les deux modèles n'était pas significative pour 7 participants sur 9. Ces résultats suggèrent que pour la majorité des participants de cette étude, la régression polynomiale ne s'ajustait pas mieux sur données individuelles de force et de vitesse que la régression linéaire sur l'étendue de valeurs étudiées ici (*i.e.* entre 5 et 86 % de v_{0-L}).

Dans la littérature, l'utilisation de la fonction curvilinéaire pour modéliser la relation force-vitesse obtenue lors de mouvements acycliques des membres inférieurs a été jusqu'à présent encouragée par i) le fait que la relation force-vitesse lors de mouvements mono-articulaires et sur le muscle isolé était décrite par des fonctions hyperboliques, ii) l'exploration expérimentale réduite aux extrémités de la relation, et iii) la meilleure qualité statistique d'ajustement (*i.e.* r^2) de la fonction polynomiale du second degré sur les données expérimentales (Yamauchi et Ishii 2007 ; Cuk et al. 2014 ; Feeney et al. 2016 ; Zivkovic et al. 2017 ; Ćosić et al. 2018 ; Iglesias-Soler et al. 2019).

Premièrement, la production de force lors de mouvements pluri-articulaires est influencée par des contrôles neuromusculaires complexes et l'implication de la dynamique segmentaire, qui sont facteurs qui n'interviennent pas dans la production de force lors de mouvements mono-articulaires et sur un muscle isolé (Samozino et al. 2007 ; Yamauchi et al. 2007 ; Bobbert 2012 ; Jaric 2015). De ce fait, l'analogie des capacités de production entre ces systèmes est limitée. Deuxièmement, les données expérimentales de cette étude apportent des éléments contre le deuxième argument portant sur le spectre réduit de vitesses explorées expérimentalement. En outre, la régression polynomiale du second degré ne présentait pas significativement une meilleure qualité d'ajustement que la régression linéaire, au moins de 5 à 86 % de v_{0-L} . Par ailleurs, ces résultats confirment également la linéarité du côté force élevée, qui a été rapportée précédemment sur un mouvement de squat (Rivière et al. 2017). La linéarité aux deux extrémités de la relation force-vitesse observée dans la présente étude est également en accord avec la linéarité de la relation force-vitesse sur des mouvements cycliques des membres inférieurs établie sur un spectre large avec des valeurs se situant entre ≈ 20 et ≈ 90 % de v_0 (Dorel et al. 2010 ; Rabita et al. 2015a ; Samozino et al. 2016). Troisièmement, l'ajustement de meilleure qualité d'une régression n'est pas un gage incontestable que ce modèle soit celui qui apporte la meilleure caractérisation des propriétés mécaniques du système neuromusculaire. Par exemple, Iglesias-soler et al. (2019) ont montré qu'une fonction de polynôme du second degré permettait d'obtenir une qualité d'ajustement supérieure à une fonction linéaire en squat (Iglesias-Soler et al. 2019). Néanmoins, les valeurs de v_0 extrapolées avec ce modèle étaient inférieures aux valeurs de vitesses mesurées expérimentalement dans les conditions de résistance les plus faibles, ce qui reste difficile à interpréter d'un point de vue neurophysiologique. De plus, l'utilisation de ce modèle polynomial présentait une plus faible reproductibilité d'estimation des paramètres F_0 , v_0 et P_{\max} (Iglesias-Soler et al. 2019). En ce sens, les résultats de l'étude présentée dans ces travaux de thèse a

montré que pour 8 participants sur 9 la régression polynomiale ne croisait pas l'axe des abscisses, et par conséquent ne définissait pas de valeur de v_0 (Figure 30, panel de droite). Le principe du rasoir d'Ockham dans ce contexte permet de souligner, que parmi tous les modèles de régression existants, celui qui présente le moins de paramètres est celui qui doit être sélectionné. D'une part, un modèle avec plus de paramètres conduira à des variances résiduelles plus faibles et, en retour, s'ajustera mieux aux données expérimentales. D'autre part, fournir une interprétation neurophysiologique de l'ensemble des paramètres devient de plus en plus difficile avec l'augmentation du nombre de paramètres du modèle. Par conséquent, l'utilisation d'une modélisation linéaire pour décrire la relation force-vitesse sur des mouvements pluri-articulaires, y compris lors d'extensions acycliques des membres inférieurs, est fortement appuyée par des preuves expérimentales apportées par les nombreuses précédentes études et les résultats présentés ici. L'utilisation d'une fonction polynomiale du second degré pour modéliser la relation force-vitesse sur des mouvements acycliques des membres inférieurs dans l'intervalle 10-90 % de v_0 , et de manière générale sur des mouvements pluri-articulaires, ne semble pas être pertinente et peut conduire à des valeurs non-physiologiques des indicateurs des capacités de productions de force.

Au-delà de l'intervalle expérimental jusqu'à présent exploré sur des mouvements pluri-articulaires (10-90 % de v_0), cette linéarité reste toujours questionnée dus à mécanismes neuromusculaires spécifiques et est suggérée de dévier dans ces conditions force-vitesse extrêmes (Alcazar et al. 2019a, b). D'autres études seraient nécessaires pour clarifier la forme de la relation dans ces régions très spécifiques. Néanmoins, ces auteurs soulignent eux-mêmes qu'il est peu probable qu'une relation force-vitesse non-linéaire uniquement à ses extrêmes ait un impact réel dans le domaine de la physiologie de l'exercice et des performances motrices (Alcazar et al. 2019a). D'autre part, même si la relation force-vitesse n'est pas linéaire dans ces conditions extrêmes, cela ne remet pas en question l'application de la modélisation linéaire sur l'intervalle 10-90 % de v_0 . À la différence de ces conditions extrêmes, la plage médiane de 10 à 90 % représente des conditions fonctionnelles, l'extrapolation linéaire de F_0 et v_0 représentant les limites mécaniques théoriques vers lesquelles tend le système neuromusculaire, même si ces limites restent inatteignables en pratique. Ainsi, l'utilisation d'un ajustement linéaire sur la plage des 80 % n'induit pas d'erreur dans les applications scientifiques sur la performance, l'évaluation et l'entraînement liées à l'approche d'une modélisation linéaire de la relation force-vitesse sur les mouvements pluri-articulaires (Morin et Samozino 2018 ; Jiménez-Reyes et al. 2019).

3. Influence du niveau initial de force sur la production de force dynamique

La réalisation d'extensions des membres inférieurs effectuées à l'horizontal présente l'inconvénient de ne pas pouvoir créer une pré-charge avant la poussée, ce qui réduit le niveau d'activation musculaire en début de mouvement et conduit à une moindre mise en tension des structures élastiques en comparaison à des extensions effectuées à la verticale. En effet, lors d'un squat vertical, le maintien de la position de départ requière que les membres inférieurs soient sous tension pour soutenir le poids du corps et la charge additionnelle. Cette contrainte « passive », qui est effective avant l'exécution du mouvement, conduit à l'étirement des structures élastiques du complexe musculo-tendineux et impose le développement d'un niveau de force au moins égale au poids supporté par l'individu (Anderson et Pandy 1993). De plus, la pré-charge avant la réalisation d'un effort explosif permettrait l'augmentation de la pré-activation musculaire (Fukutani et al. 2015, 2016), ce qui a pour effet d'élever le niveau initial de force avant le mouvement et, en retour, d'augmenter aussi le niveau moyen de force produit pendant le mouvement (de Brito Fontana et al. 2014 ; Hahn et al. 2014). L'absence de cette pré-charge sur un mouvement effectué à l'horizontal (comme sur l'ergomètre présenté ici ou sur des squats horizontaux ; Samozino et al. 2017) réduirait ainsi la force moyenne développée lors de la poussée, mais aussi la vitesse moyenne d'extension des membres inférieurs. Ce « manque à gagner » serait d'autant plus important que la durée d'extension serait faible, et donc que la vitesse serait élevée.

Pour pallier à l'absence de pré-charge lors d'extensions horizontales, cette mise en tension passive pourrait être recréée sur ces mouvements horizontaux à l'aide de système de blocage du mouvement ou de matériels capables de générer une résistance opposée au mouvement juste avant le début de la poussée (Cuk et al. 2014 ; Hahn et al. 2014 ; Samozino et al. 2017). L'aide mécanique apportée par cette pré-charge serait d'autant plus significative aux vitesses de mouvement très élevées, notamment dû à l'augmentation de la contribution relative des tendons avec l'augmentation de la vitesse de mouvement (Hauraix et al. 2013, 2017). Egalement, la force moyenne produite lors des conditions de vitesse élevée serait d'avantage affectée par l'ajout d'une pré-charge. En effet, le temps de production de force étant très court à vitesse élevée, la force moyenne produite dépend majoritairement de la vitesse de montée en force et de mise en tension des structures élastique, qui sont des facteurs moins déterminants lors d'une condition à vitesse lente.

4. Applications pratiques de l'ergomètre

Les vitesses moyennes d'extension des membres inférieurs atteintes dans cette étude étaient supérieures d'environ $1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ à celles obtenues en squat horizontal assisté (Samozino et al. 2017 ; Janicijevic et al. 2018). Jusqu'à présent cette modalité d'exercice était la condition mécanique la moins contraignante permettant d'atteindre des vitesses élevées sur des extensions acycliques des membres inférieurs, notamment pour l'entraînement des capacités de production de force à vitesse élevée (Jiménez-Reyes et al. 2017a, 2019). Ainsi, les conditions de vitesses très élevées obtenues à l'aide de l'ergomètre pourraient constituer une modalité

d'exercice encore plus stimulante pour entraîner ces capacités spécifiques de production de force. Cette modalité d'exercice présenterait également un grand intérêt pour les établissements de santé accueillant des pôles de réhabilitation pour personnes âgées ou atteintes de pathologies chroniques, qui sont des populations présentant un déficit spécifique de ces capacités de production de force à vitesse élevée (Petrella et al. 2005 ; Raj et al. 2010 ; Navarro-Cruz et al. 2019). L'une des limites de ces modalités d'entraînement à très grande vitesse est qu'en raison de sa pratique peu commune, des séances de familiarisation sont requises pour que les participants soient en mesure de maximiser la production de force à des vitesses aussi élevées. Néanmoins, une fois la personne familiarisée, l'inclusion de ces modalités d'exercice dans l'évaluation de la relation force-vitesse pourrait améliorer la précision et la reproductibilité des indicateurs des capacités de production de force (*i.e.* F_0 , v_0 et P_{\max}) (Garcia-Ramos et Jaric 2018 ; Pérez-Castilla et al. 2018 ; Cuevas-Aburto et al. 2018).

5. Evolutions techniques et scientifiques de l'ergomètre

Au terme des trois années de ce doctorat, le développement technique et scientifique de la presse horizontale ergométrique aura permis d'aboutir à un état fonctionnel en condition de laboratoire, ouvrant des portes vers des études scientifiques originales sur la thématique de la production de force des membres inférieurs, notamment sur une étendue de conditions force-vitesse très large. Néanmoins, cet outil nécessite encore des étapes de développement, dont certaines d'entre elles pourraient être :

- L'atteinte de vitesses d'extension encore plus élevées ($> 3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) en augmentant l'aide à la traction fournie par les ressorts. Dans cette étude, l'assistance au mouvement était limitée à 2 ressorts, dans la mesure où les moyens techniques ne permettaient pas l'élaboration d'un système capable i) de dissiper une plus grande quantité d'énergie cinétique du chariot à la fin de la poussée et ii) de mettre plus de 2 ressorts en tension.
- L'élaboration d'un système au niveau du chariot permettant la réalisation d'une pré-charge avant l'extension et la quantification de ce niveau initial de force. Ce système devrait résister à des contraintes correspondant à un niveau de force maximale isométrique et également présenter une latence minimale au moment de la libération du système de blocage.
- Le développement d'un logiciel de traitement des données de force, vitesse et puissance pendant l'expérimentation et un système de gestion des fiches d'information des participants. Ce logiciel permettrait entre autres de donner des feedbacks quantitatifs de la performance en directe, qui sont des informations plus robustes que les encouragements verbaux pour améliorer l'implication lors d'efforts maximaux (Hirsch et Frost 2019).

V– Conclusion et perspectives

La première partie de ces travaux de thèse a confirmé que l'utilisation d'une modélisation de la relation force-vitesse à partir d'un polynôme du second degré peut être considérée comme très peu intéressante pour décrire la relation force-vitesse sur l'intervalle 5-86 % de v_0 , car elle peut conduire chez de nombreuses personnes à des non-sens physiologiques. De ce fait, la linéarité de la relation force-vitesse sur des mouvements acycliques des membres inférieurs, notamment du côté vitesse élevée, peut être considéré comme un modèle fiable pour décrire les capacités de production de force sur un intervalle de valeurs très large, représentant la quasi-totalité des conditions fonctionnelles d'extension des membres inférieurs. Par ailleurs, les résultats de cette étude ont également confirmé que la réalisation d'extensions acycliques des membres inférieurs à l'horizontal, sans impliquer un déplacement du corps, est une modalité d'exercice qui permet d'atteindre des vitesses d'extension supérieures à celles obtenues jusqu'à présent en squat vertical et horizontal assisté. Cette modalité d'exercice a permis de positionner des points expérimentaux sur le côté vitesse élevée de la relation force-vitesse linéaire jusqu'à 86 % de v_0 . En considérant les conditions de vitesse les plus basses (*i.e.* ≈ 5 % de v_0), ≈ 80 % du spectre de la relation force-vitesse était couvert par des données expérimentales à l'aide de l'ergomètre.

Les éléments apportés par cette présente étude portant sur l'influence de la vitesse d'extension sur les capacités de production de force dans des conditions de vitesse élevée encouragent la poursuite de projets de recherche dans la continuité de ces premières expérimentations, notamment pour éclaircir davantage la forme de la courbe de la relation force-vitesse au-delà de 90 % v_0 (aire grise très foncée, **Figure 31**). Les deux limites majeures d'atteinte de vitesse d'extension très élevées sont la réduction des contraintes opposées au mouvement et la difficulté à maximiser la production de force pendant l'extension. Premièrement, la conception de systèmes mécaniques pour le développement d'une pré-charge semble être prometteur pour faciliter une production de force maximale et l'atteinte de vitesses plus élevées. En parallèle, la possibilité d'augmenter l'assistance au mouvement, délivrée par les ressorts de tension, permettrait d'atteindre des conditions de force faible-vitesse élevée très proches de v_0 , voire même au-delà, ce qui garantirait l'exploration entière du spectre total de la relation. Deuxièmement, la condition expérimentale idéale qui permettrait de réduire au maximum les contraintes opposées au mouvement correspondrait à des extensions des membres inférieurs contre aucune structure, ni charge, correspondant à un effort « dans le vide ». Par exemple, en adoptant une position allongée sur le dos au sol ou suspendu à une barre de traction, les membres inférieurs peuvent effectuer une extension contre aucune résistance mécanique extérieure, si ce n'est celle de sa propre masse. Dans la littérature, uniquement deux études se sont intéressées à cette modalité d'extension (Bosco et Komi 1979 ; Hahn et al. 2010), suggérant que la vitesse d'extension obtenue est supérieure à celle de la valeur de v_0 extrapolée à partir d'une modélisation linéaire (Bosco et Komi 1979). Cependant, les forces produites par les membres inférieurs pour accélérer leur propre masse n'ont pas été quantifiée dans ces études, ce qui ne permettait pas de situer cette condition sur la relation force-vitesse. Par ailleurs, il reste indéterminé si cette modalité d'extension dans le vide

est similaire aux extensions réalisées en squat vertical et horizontal ou aux extensions réalisées sur l'ergomètre, et en retour, est ce que cette modalité peut être ajoutée aux relations force-vitesse déterminées sur les mouvements acycliques ? Actuellement, l'extension à vide est à l'étude dans notre équipe de recherche au LIBM, notamment pour l'estimation de la production de force moyenne pendant l'extension à partir des équations de la dynamique inverse et d'analyse cinématique simple. D'un point de vue pratique, si les productions de force et de puissance dans cette modalité d'extension appartiennent aux relations force-vitesse et puissance-vitesse obtenues sur des mouvements acycliques, l'ajout de cette condition de force faible-vitesse élevée permettrait de mieux définir la relation force-vitesse du côté des vitesses extrêmes. Cette modalité serait d'autant plus intéressante à ajouter dans les routines d'évaluation de la relation force-vitesse de par sa praticité de mise en place, le peu de matériels requis et la simplicité de la méthode de quantification des productions de force et de puissance à partir d'une analyse vidéo.

PARTIE 2a

Effet des conditions mécaniques d'exercice de force, vitesse et puissance sur l'endurance de force

Publications et diffusions scientifiques associées à cette partie :

Rivière J.R., Peyrot P., Cross M.R., Messonnier L.A., Samozino P.

(2019)

Effet de la force, de la vitesse et de la puissance sur l'endurance de force

Communication orale présentée au 19^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive (ACAPS), à Paris en France dans la période du 28 au 31 octobre

Rivière J.R., Peyrot P., Cross M.R., Messonnier L.A., Samozino P.

En révision

Effect of force, velocity and power output on strength-endurance

I – Rappels synthétiques du contexte théorique

Dans la vie quotidienne et sportive, les efforts intenses et répétés d'extensions des membres inférieurs sont très fréquents. La performance dans le cadre de ces efforts dépend de leurs capacités à produire de la force sur des répétitions successives jusqu'à l'accomplissement de la tâche. Ces capacités de production de force peuvent être évaluées *via* deux types d'exercice : i) les exercices dits « *all-out* » (Bar-Or 1987; Vandewalle et al. 1987b), correspondant à des exercices durant lesquels la production de force est maximale à chaque contraction/répétition, diminuant progressivement avec l'augmentation de la fatigue, et ii) les exercices de maintien, dont le principe est de maintenir une intensité donnée (*e.g.* vitesse de course, puissance, charge mobilisée) de façon constante jusqu'à l'épuisement (*e.g.* Péronnet et Thibault 1987 ; Harman et al. 1987 ; Mayhew et al. 1992). L'objectif de ces travaux de thèse étant d'étudier l'effet des conditions de force, vitesse et puissance sur les capacités de production de force, seuls les exercices de maintien, où la force, la vitesse et la puissance ne varient pas à chaque contraction, permettent de tester ces effets, ce qui n'est pas le cas pour les exercices *all-out*. Par ailleurs, dans la suite de ce travail, le terme endurance de force fera référence aux capacités de production de force lors d'un exercice de maintien et sera quantifiée par à un temps de maintien ou un nombre maximal de répétitions obtenu de suite à un épuisement (*i.e.* incapacité à maintenir une intensité donnée).

L'endurance de force est influencée négativement par l'intensité de l'exercice, dont la quantification à partir du niveau de puissance développée est plus représentative de l'effort généré par le système neuromusculaire qu'à partir de la charge mobilisée et la vitesse de course. Cette influence du niveau de puissance sur l'endurance de force est très bien décrite par la relation puissance-temps hyperbolique inverse (Monod et Sherrer, 1965). La relation puissance-temps est caractérisée par trois indicateurs, qui permettent de synthétiser les capacités de production de force lors d'efforts intenses et répétés : la puissance maximale (P_{max}), la puissance critique, correspondant à un niveau de puissance qui pourrait être maintenu indéfiniment, et les capacités d'endurance (W'), correspondant au travail total réalisé au-dessus de la puissance critique lors d'un exercice de maintien jusqu'à l'épuisement.

La puissance étant le produit de la force et la vitesse, un même niveau de puissance absolue peut être générée dans différentes conditions de force et de vitesse. Le changement de la condition force-vitesse pourrait être un facteur additionnel, en plus de la puissance elle-même, influençant l'endurance de force. Jusqu'à présent, l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force a été étudié principalement en pédalage (Carnevale et Gaesser 1991; Barker et al. 2006), suggérant que les conditions de force faible-vitesse élevée/(fréquence de pédalage élevée) réduisaient l'endurance de force. Néanmoins, la vitesse de mouvement était contrôlée à partir de la fréquence de pédalage. Or la fréquence de pédalage, au-delà de modifier la vitesse de mouvement, influence aussi le temps de repos entre chaque contraction, et en retour, influence l'endurance de force. De ce fait, la fréquence à laquelle les contractions sont répétées représente un facteur confondant, qui ne permet pas d'étudier le seul effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force. De plus, pour un même niveau de puissance absolue, un changement de la condition force-vitesse conduit de manière concomitante à un changement la puissance relative à la condition de vitesse ($\%P_{max}v$; ou de la réserve de puissance ; Sargeant et

al. 2007). Cette puissance relative est représentée par l'écart entre la puissance absolue et la courbe de la relation puissance-vitesse. L'effet de cette puissance relative à la condition de vitesse sur l'endurance de force est bien documenté (Sargeant 1994; Zoladz et al. 2000), mais son effet isolé par rapport à la condition force-vitesse est méconnu. De plus, l'effet $\%P_{\max}v$ n'a jamais été comparé à l'expression de la puissance absolue en fonction de P_{\max} ($\%P_{\max}$), qui ne tient pas compte de l'évolution des capacités de production de puissance avec la condition de vitesse (*i.e.* la relation puissance-vitesse). Il paraît intéressant d'étudier séparément les effets respectifs de la condition force-vitesse et de la puissance relative à la condition de vitesse sur l'endurance de force.

L'objectif de cette deuxième partie de thèse était de tester, indépendamment de la fréquence de mouvement, les effets des conditions mécaniques d'exercice de force, vitesse et puissance, caractérisées par $\%P_{\max}$, $\%P_{\max}v$ et la condition force-vitesse, sur l'endurance de force. Dans un premier temps (**partie 2a**), ces effets seront étudiés de manière générale, c'est-à-dire en moyenne sur un groupe d'individus afin de déterminer s'il existe une tendance commune à la population. Puis, dans un second temps (**partie 2b**), la variabilité interindividuelle de ces effets sera étudiée, dans le but d'explorer d'éventuels profils spécifiques à chacun.

II – Méthodologie générale à la partie 2a et 2b

Toutes les procédures, méthodes et données présentées dans cette **partie 2a** sont communes à l'étude de la **partie 2b**, seules les analyses de données et statistiques seront propres à chacune de ces deux études.

1. Protocole expérimental

Participants

Quatorze participants en bonne santé (âge = 20 ± 2 ans, masse = 73 ± 7 kg et taille = $1,8 \pm 0,1$ m) avaient donné leur consentement écrit pour participer à cette étude, dont toutes les procédures ont été approuvées par le comité d'éthique local de l'Université Savoie Mont Blanc. Tous pratiquaient une activité physique régulière (14 ± 7 heures d'entraînement par semaine) et étaient habitués à l'entraînement de la force avec charges additionnelles. Aucun participant ne présentait de douleurs ou de blessures musculo-squelettiques au cours de l'étude.

Design de l'étude

Pour répondre à la problématique de dissociation de la vitesse d'extension des membres inférieurs et de fréquence de mouvement, le mouvement acyclique sera utilisé dans le cadre de ces deuxième et troisième études. Une des possibilités serait de réaliser ce type d'extension sur l'ergomètre présenté dans la **partie 1**, tout en permettant de définir des conditions force-vitesse-puissance sur un très large intervalle de valeurs (*i.e.* de 5 à 85 % v_0 et de part et d'autre de v_0). Néanmoins, l'état fonctionnel de l'ergomètre ne permettait pas de réaliser plusieurs extensions successives de manière très rapprochée dans le temps. Le retour du chariot n'étant pas automatique, il requiert l'intervention d'un expérimentateur ou du participant de l'étude lui-même pour rétablir le positionnement de départ après chaque poussée, en respectant les temps repos imposé par l'exercice de maintien. Par ailleurs, cette intervention présente un risque pour l'expérimentateur, qui se trouve continuellement à proximité du chariot se déplaçant à très haute vitesse, d'autant plus dans les conditions où les ressorts de traction doivent être mis sous tension lors du retour du chariot. En raison de ce frein technique et pour des raisons de sécurité, les extensions acycliques sur l'ergomètre ne pourront pas être utilisées pour les études des **parties 2a et 2b**.

Une seconde possibilité serait d'utiliser le squat jump comme mouvement acyclique. L'utilisation de ce mouvement est motivé par les connaissances scientifiques et les applications pratiques qui y sont liées, permettant de quantifier avec une très bonne précision et de contrôler indépendamment les productions de force, vitesse et de puissance (Samozino et al. 2008). De plus, le saut vertical est réalisé dans des conditions iso-inertielles, représentant des mouvements explosifs et maximaux, très fréquents dans la vie quotidienne et le milieu sportif.

Par conséquent, dans le cadre des deux études suivantes de ces travaux, les effets respectifs de $\%P_{\max}$, $\%P_{\max}v$ et de la condition force-vitesse sur l'endurance de force ont été étudiés en utilisant un exercice de maintien jusqu'à épuisement en squats jumps répétés (SJR). Ces tests de squat jumps répétés ont été réalisés dans différentes conditions force-vitesse-puissance, qui étaient déterminées relativement aux capacités de production de puissance et de force individuelles ; c'est-à-dire que ces conditions force-vitesse-puissance étaient exprimées relativement aux relations force- et puissance-vitesse de chaque participant.

Cette étude était composée de 6 sessions, qui étaient séparées au moins de 48 heures de repos (**Figure 32**). Lors de la première session, les participants se familiarisaient à la réalisation de squat jumps maximaux avec et sans charge et à la réalisation de tests de squat jumps répétés. Pendant la deuxième session, les relations force- et puissance-vitesse individuelles en squat jump étaient évaluées avec et sans charges additionnelles, et un test de squat jumps répétés était effectué dans une condition spécifique pour tester la reproductibilité inter-jours de l'endurance de force évaluée dans cette condition. De la troisième à la sixième session, chaque participant réalisait 12 tests de squat jumps répétés dans 10 conditions force-vitesse-puissance (voir section plus bas pour plus de détails). Une de ces 10 conditions était répétée une fois de plus pour tester la reproductibilité intra-jour de l'endurance de force évaluée dans la condition spécifique mentionnée plus haut. Au cours des 4 dernières sessions, 3 tests de squat jumps répétés randomisés étaient réalisés par session et chaque test était séparé par 30 minutes de repos passif. Ce temps de repos entre les exercices de maintien jusqu'à l'épuisement est en accord avec le design expérimental de récentes études et a été montré comme suffisant pour ne pas altérer les performances de chacun des exercices (Hinckson et Hopkins 2005; Galbraith et Hopker 2011; Galbraith et al. 2014; Karsten et al. 2015, 2016; Triska et al. 2015, 2017b).

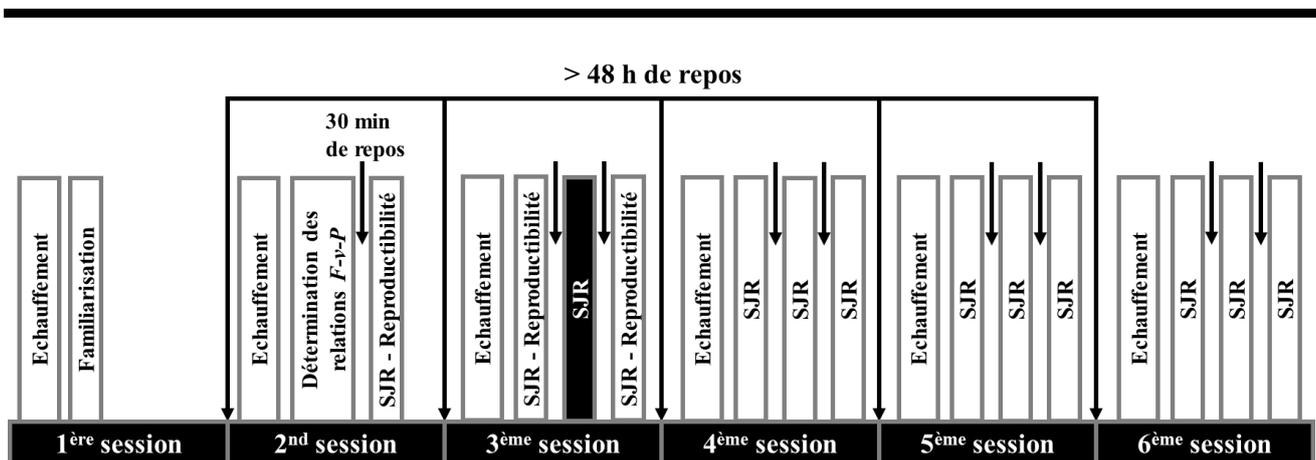


Figure 32. Chronologie schématique des sessions et séquences de l'expérimentation, qui ont été réalisées par chaque participant. $F-v-P$ signifie force-vitesse-puissance.

❖ **L'échauffement** effectué à chaque début de session consistait en 5 minutes de course à pied sur un tapis roulant à vitesse librement choisie, suivies de ≈ 15 minutes de mouvements dynamiques des membres inférieurs (comprenant des squats et squat jumps sous-maximaux et maximaux avec et sans charge). Pour conclure l'échauffement, 5 minutes d'exercices choisis personnellement étaient autorisées.

❖ **La familiarisation** des participants au test de squat jumps répétés incluait : i) trois séries de squat jumps répétés sans charge en sautant à ≈ 50 % de la hauteur maximale de saut, séparés entre eux par 5 minutes de repos (cet exercice était maintenu jusqu'à ce que l'individu soit apte à tenir la hauteur de saut ciblée sur au moins 10 répétitions) et ii) deux tests de squat jumps répétés sans charge jusqu'à l'épuisement, espacés entre eux de 30 minutes de repos passif, où la hauteur ciblée correspondait à la hauteur maximale de saut à poids de corps. Pendant ces tests de squat jumps répétés, les participants avaient pour consigne d'atteindre la hauteur de saut (fournie *via* un feed-back sur un écran positionné devant l'individu ; **Figure 33**), tout en suivant une fréquence de saut imposée par un métronome.

La détermination des relations force-vitesse et puissance-vitesse

Les relations force- et puissance-vitesse individuelles étaient déterminées à partir de 5 conditions de squat jumps avec des charges allant de 0 à 100 % du poids du corps. Chaque condition était réalisée deux fois. Pour chaque essai, les participants portaient sur les épaules une barre de musculation avec la charge additionnelle ou la barre en bois pour les conditions non chargées, c'est-à-dire 0 % du poids du corps. Pour la réalisation d'un squat jump, après avoir maintenue leur position de départ pendant 2 à 3 s, il leur a été demandé d'appliquer de la force uniquement de manière concentrique et aussi rapidement que possible, sans contremouvement, afin de sauter à la hauteur maximale. Il était indiqué aux participants de se réceptionner après le saut dans la même position de jambe que lors du décollage : jambes en extension, avec la flexion plantaire du pied. Si ces consignes n'étaient pas vérifiées, l'essai était annulé, puis répété.

La mesure de la force, vitesse et puissance pendant la phase de poussée lors d'un squat jump s'effectuait à partir d'équations basées sur les lois fondamentales de la dynamique, qui ont été précédemment validées en comparaison avec la méthode de référence utilisant une plateforme de force (Samozino et al. 2008; Giroux et al. 2014; Jiménez-Reyes et al. 2017b; García-Ramos et al. 2019). Ces équations ont l'avantage de ne nécessiter qu'une mesure de la hauteur de saut, de la masse mobilisée et de la distance de poussée. Ainsi, la force, la vitesse et la puissance moyenne développée pendant l'extension des membres inférieurs s'expriment comme suit :

$$\bar{F} = (m_{corps} + m_{barre}) \cdot g \cdot \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right) \quad \text{Equation 14}$$

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Equation 15}$$

$$\bar{P} = (m_{corps} + m_{barre}) \cdot g \cdot \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right) \cdot \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad \text{Equation 16}$$

où m_{corps} est la masse corporelle, m_{barre} la masse de la charge additionnelle, g l'accélération gravitationnelle (9.81 m.s^{-2}), h la hauteur de saut et h_{po} la distance de poussée. La hauteur de saut était déterminée à partir des lois fondamentales de la dynamique et du temps de vol (Asmussen et Bonde-Petersen 1974), cette dernière étant obtenue à l'aide d'un système de chronométrage à infrarouge (OptoJumpNext, Microgate, Bolzano, Italie). La valeur individuelle h_{po} a été déterminée comme étant la différence entre la longueur des membres inférieurs en extension complète avec une flexion plantaire maximale du pied (distance crête iliaque-bout des orteils) et la distance verticale entre la crête iliaque et le sol dans la position de départ (Samozino et al 2008). Pour chaque participant, les relations force- et puissance-vitesse étaient déterminées à partir des valeurs moyennes de force, vitesse et puissance, obtenues dans 5 conditions de charge, pendant la poussée d'un squat jump à partir du meilleur des deux essais (Giroux et al. 2014; Jiménez-Reyes et al. 2014, 2017a). Les valeurs individuelles de F_0 , v_0 et P_{max} étaient déterminées par extrapolation à partir d'une relation force-vitesse linéaire et puissance-vitesse polynomiale du second degré, comme décrit et soutenu par les résultats de la **partie 1**.

Le test de squat jumps répétés

La réalisation d'un test de squat jumps répétés consistait en l'atteinte d'une hauteur de saut cible, tout en portant une charge et respectant le tempo imposé par le métronome, qui étaient 3 paramètres spécifiques à chacun des 10 conditions force-vitesse-puissance. La masse corporelle était mesurée au début de chaque session afin d'ajuster la charge additionnelle en fonction de la masse du jour. La hauteur de saut était contrôlée par les participants *via* un feed-back visuel de la hauteur de saut affichée, répétition par répétition, à l'écran devant le participant, sans qu'il n'ait d'information sur l'évolution du nombre de répétitions (**Figure 33**). La fréquence de saut, rythmée par un métronome, était ajustée à chaque test, en prenant en compte un temps de repos de 2,5 secondes entre 2 squat jumps successifs, excluant le temps mis pour effectuer la poussée. La position de départ des squat jumps était choisie par chaque participant pour lui permettre de sauter le plus haut possible, quelle que soit la charge additionnelle, et elle était gardée pour l'ensemble des tests de l'étude incluant un mouvement de squat jump. Cette position de départ était monitorée à l'aide d'une barre (barre de musculation ou en bois) tenue sur les épaules et de supports latéraux ajustables en hauteur (résolution de 1 cm), empêchant les participants de descendre au-delà ou de réaliser un contre-mouvement pendant les squat jumps. Pour éviter tout contre-mouvement, la fréquence de sauts a été contrôlée à l'aide de deux bips sonores, signalant i) l'initiation d'un mouvement de descente pour atteindre la position de départ en squat jump et ii) l'initiation du saut. Pendant chaque test, les participants étaient très vigoureusement encouragés à maintenir la hauteur de saut cible le plus longtemps possible. Lorsque que la hauteur de saut était inférieure à la hauteur la cible, la consigne de poursuivre avec un effort maximal (objectif de hauteur maximale) était indiquée, accompagnée d'un fort d'encouragement jusqu'à ce qu'une baisse nette de plus de 5 % de leur performance initiale. Toutes les procédures étaient contrôlées par les expérimentateurs *via* leur propre écran, qui était masqué aux participants lors de leurs tests de squat jumps répétés.

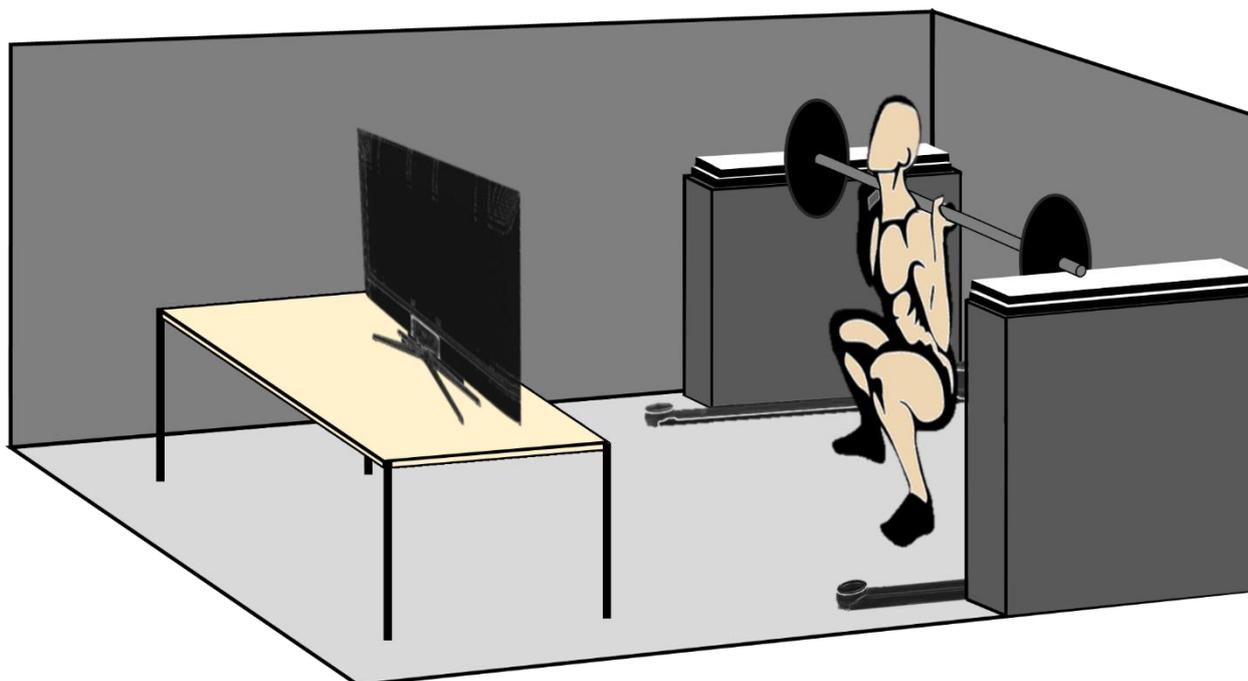


Figure 33. Schématisation des conditions expérimentales de réalisation des tests de squat jumps uniques (pour la détermination des relations force- et puissance-vitesse dans différentes conditions de charge) et répétés (pour les tests de squat jumps répétés).

❖ **Le contrôle des conditions de force, vitesse et puissance**, dans lesquelles les squat jumps répétés étaient réalisés, était effectué par les seules manipulations de la hauteur de saut (*Equation 17*) et de la charge (*Equation 18*), calculées à partir des *Equations 14, 15* et *16* :

$$h = \frac{2 \bar{v}^2}{g} \quad \text{Equation 17}$$

$$m_{\text{barre}} = \frac{\frac{P}{\bar{v}}}{g \cdot \left(\frac{h}{h_{po}}\right) + 1} - m_{\text{corps}} \quad \text{Equation 18}$$

Lorsque la masse supplémentaire requise était inférieure à la masse de la barre de musculation (≈ 10 kg), les participants portaient un gilet lesté avec la charge supplémentaire appropriée (résolution de $\pm 0,5$ kg) et utilisaient une barre en bois (≈ 400 g). L'approche proposée ici permet de contrôler les paramètres de force, vitesse et puissance sur un ensemble de conditions mécaniques, qui peuvent être situées graphiquement sous et sur la relation puissance-vitesse. Cet ensemble de conditions peut être illustré par l'aire blanche sous la relation puissance-vitesse présentée sur la **Figure 34**. Cette aire est délimitée par la courbe de la relation puissance-vitesse, une courbe grise en pointillée et une barre verticale noire en pointillée. La courbe grise en pointillée représente l'évolution des performances d'un squat jump réalisé à poids de corps en partant d'une hauteur de saut nulle (correspondant graphiquement à l'origine du repère) jusqu'à la hauteur maximale de saut

(correspondant au croisement entre la courbe noire et la courbe en pointillée). Par conséquent, la zone hachurée, se situant à droite de cette courbe en pointillée et sous la courbe de la relation puissance-vitesse, correspond aux conditions de saut nécessitant une charge totale inférieure à la masse corporelle. Ainsi, l'ensemble des conditions force-vitesse-puissance dans cette zone hachurée, nécessitant une assistance d'allègement corporel, n'a pas été considéré dans cette étude. La barre verticale noire en pointillée correspond à toutes les conditions force-vitesse-puissance dans lesquelles la hauteur de saut est égale à 10 cm. Cette valeur seuil a été déterminée empiriquement comme la limite pratique en-deçà de laquelle (zone grise pleine) la quantification de la force, vitesse et puissance devient moins fiable et précise à partir de la méthode de calcul utilisée dans cette étude du fait des hauteurs de saut correspondantes trop faibles (Samozino et al. 2008).

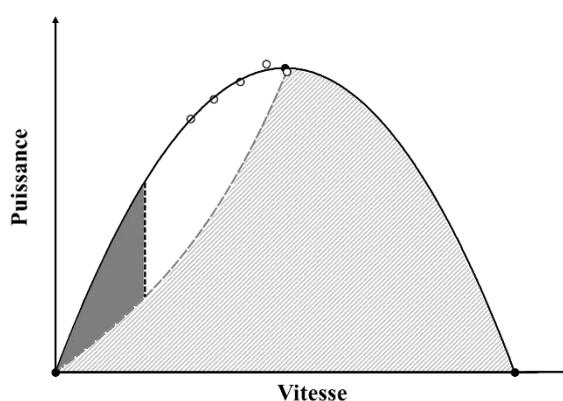


Figure 34. Relation puissance-vitesse schématique, dont l'aire sous la courbe est découpée en différentes aires plus petites, qui représentent les conditions de puissance-vitesse réalisables sans allègement du poids du corps (aire blanche), les conditions nécessitant un allègement (aire gris hachurée) et celle où la méthode utilisée pour quantifier les paramètres de force, vitesse et puissance perd en précision en-dessous de 10 cm de hauteur de saut (aire grise pleine). Les points blancs représentent des conditions types de puissance-vitesse utilisées pour déterminer la relation puissance-vitesse.

A l'intérieur de l'aire blanche, les conditions force-vitesse-puissance choisies pour tester les hypothèses de l'étude sont représentées graphiquement par les points gris cerclé noir sur la **Figure 35**. Dans chacune des 10 conditions force-vitesse-puissance un exercice de maintien était effectué jusqu'à épuisement, à l'issue duquel l'endurance de force était déterminée à partir du nombre maximal de répétitions. Le positionnement des conditions force-vitesse-puissance sous la courbe de la relation puissance-vitesse implique que chaque condition ait des coordonnées relatives aux capacités individuelles de production de puissance, mais des valeurs absolues de force, de vitesse et de puissance, dont l'ordre de grandeur dépend des capacités de chacun. Pour simplifier la présentation de l'étude, les conditions force-vitesse-puissance ne seront mentionnées que par leur condition de puissance et de vitesse puisque les buts de l'étude sont focalisés sur les effets de la puissance sur l'endurance de force, et que la condition de vitesse correspond à un changement de la condition force-vitesse. Par conséquent, chaque condition force-vitesse-puissance est nommée par les coordonnées graphiques de puissance (P_1 à P_5) et de vitesse (v_1 à v_6), relative à la relation puissance-vitesse (**Figure 35**).

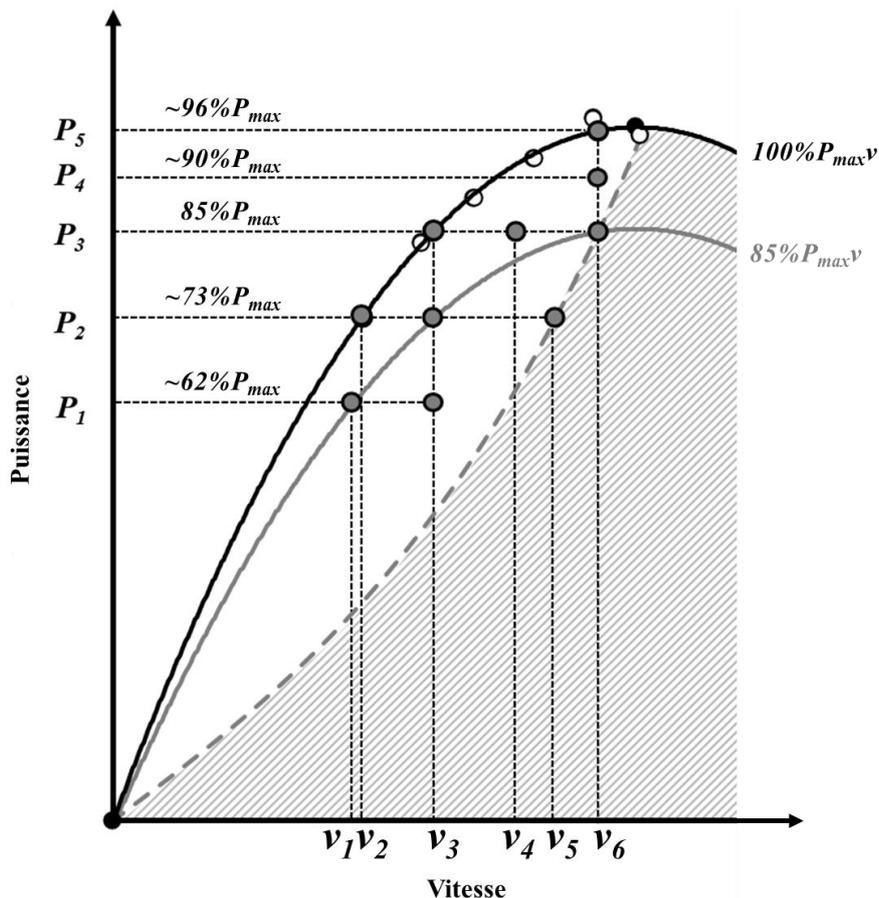


Figure 35. Relation puissance-vitesse individuelle typique représentant 100 % (courbe noire) et 85 % (courbe grise) de puissance relative à la condition de vitesse ($\%P_{max}v$). Les points gris représentent les 10 conditions force-vitesse-puissance dans lesquelles les tests de squat jumps répétés jusqu'à l'épuisement étaient réalisés.

❖ **Les effets respectifs de $\%P_{max}$, $\%P_{max}v$ et de la condition force-vitesse** sur l'endurance de force étaient testés à partir des 10 conditions force-vitesse-puissance, qui ont été positionnées pour obtenir :

- 3 conditions à deux niveaux de puissance absolue (*i.e.* ≈ 73 et $85\% P_{max}$), mais dans différentes conditions de vitesse (ou de condition force-vitesse), correspondant aux conditions P_3v_3 , P_3v_4 et P_3v_6 pour le niveau de puissance à $85\% P_{max}$ et P_2v_2 , P_2v_3 et P_2v_5 pour le niveau de puissance à $\approx 73\% P_{max}$.
- 3 conditions à deux niveaux de puissance relative (*i.e.* 85 et $100\% P_{max}v$), mais dans différentes conditions de vitesse (ou de condition force-vitesse), correspondant aux conditions P_2v_2 , P_3v_3 et P_5v_6 pour le niveau de puissance à $100\% P_{max}v$ et P_1v_1 , P_2v_3 et P_3v_6 pour le niveau de puissance à $85\% P_{max}v$.
- 3 conditions à deux niveaux de vitesse (*i.e.* v_3 et v_6), mais à différents niveaux de puissance absolue (*i.e.* $\%P_{max}$), correspondant aux conditions P_5v_6 , P_4v_6 et P_3v_6 pour la condition de vitesse la plus élevée et P_3v_3 , P_2v_3 et P_1v_3 pour la condition de vitesse la plus faible.

Les 10 conditions force-vitesse-puissance utilisées dans cette présente étude ne permettaient pas de déterminer les relations puissance-temps individuelles avec suffisamment de précision, puisque seulement 3 tests de maintien pourraient être utilisés pour déterminer ces relations. Néanmoins, le positionnement actuel de ces conditions force-vitesse-puissance sous et sur la relation puissance-vitesse garantissait des conditions mécaniques d'exercice très différentes les uns des autres, ce qui n'aurait pas été le cas en comparant deux relations puissance-temps incluant au moins 5 tests de maintien. Afin d'obtenir plus de deux relations puissance-temps pour avoir des conditions mécaniques différentes, plus de 10 tests à l'épuisement auraient été nécessaires, ce qui est difficilement envisageable dans une même étude sans induire des adaptations liées à l'entraînement, et qui en retour, modifieraient les qualités physiques des participants au cours de l'étude.

2. Analyses des données

Pour chacune des 10 conditions force-vitesse-puissance, la condition force-vitesse était quantifiée par un ratio force-vitesse (R_{Fv}). Ce ratio était calculé par le rapport entre la force développée (exprimée relativement à F_0) et la vitesse du mouvement (exprimée relativement à v_0). L'épuisement était défini comme l'inaptitude à effectuer 3 sauts consécutifs au-dessus de 95 % de la hauteur cible, malgré un effort maximal avec l'intention de sauter le plus haut possible. L'endurance de force était quantifiée par le nombre maximal de répétitions (Rep_{max}), qui correspond à toutes les répétitions précédant l'épuisement, à l'exclusion des 3 sauts en dessous de la limite de 95 % de la performance ciblée (**Figure 36**).

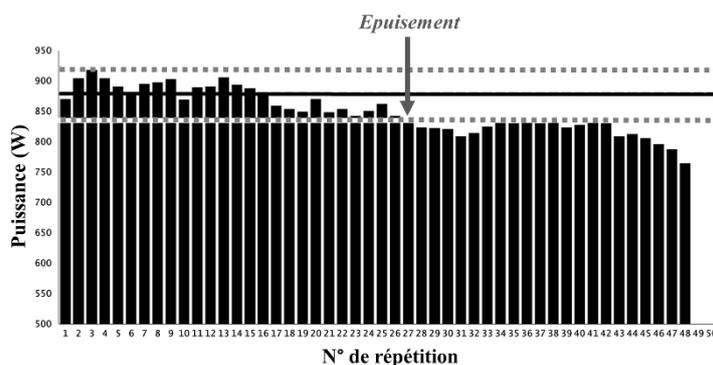


Figure 36. Représentation typique d'un test de squat jumps répétés jusqu'à l'épuisement. Le trait noir représente la puissance cible (*i.e.* hauteur de saut ciblée) et les traits gris en pointillés correspondent aux limites de 5 % autour de cette cible, ne devant pas être franchie pendant le test (excepté au moment de l'épuisement pour la limite inférieure). Le moment de l'épuisement pour cet exemple était à la 27^{ème} répétition (flèche grise).

3. Analyses statistiques

Toutes les données sont présentées en moyenne \pm écart type. La variabilité de la hauteur de saut autour de la cible pour chaque test de squat jumps répétés était quantifiée à l'aide d'un coefficient de variation (écart-type de la différence entre la cible et la hauteur de saut réalisée, divisé par la moyenne de la hauteur cible et réalisée).

La reproductibilité absolue intra- et inter-jour du nombre maximal de répétitions du test de squat jumps répétés était évaluée dans la condition P_{3V4} et était quantifiée par l'erreur standard de mesure, calculée comme étant la moyenne des différences entre les deux essais divisée par $\sqrt{2}$ (Hopkins et al. 2001), puis exprimée en unité brute et normalisée par l'écart-type du nombre maximal de répétitions des deux essais. De plus, la reproductibilité relative intra- et inter-jour était quantifiée par le coefficient de corrélation intra-classe (ICC), interprété comme médiocre ($< 0,01$), faible (de $0,01$ à $0,20$), passable (de $0,21$ à $0,40$), modéré (de $0,41$ à $0,60$), important (de $0,61$ à $0,80$) ou quasi-parfait (de $0,81$ à 1 ; Landis et Koch 1977). La significativité de la différence entre les deux essais était ensuite testée à l'aide d'un test t pour échantillons appariés, après vérification de la normalité (Test de Shapiro-Wilk).

Les effets respectifs de $\%P_{\max}$, $\%P_{\max V}$ et R_{FV} sur le nombre maximal de répétitions étaient testés à l'aide d'une régression linéaire multiple pas à pas. Le but de cette régression linéaire multiple pas à pas était d'expliquer la variabilité inter-conditions des performances d'endurance de force à partir de la variabilité inter-conditions de $\%P_{\max}$, $\%P_{\max V}$ et R_{FV} . Les variables indépendantes correspondaient aux valeurs de $\%P_{\max}$, $\%P_{\max V}$ et R_{FV} associées aux différentes conditions force-vitesse-puissance ($n = 10$), moyennées sur l'échantillon. La variable dépendante correspondait à la moyenne des logarithmes népériens du nombre maximal de répétitions chez tous les participants dans chaque condition force-vitesse-puissance. Le nombre maximal de répétitions était transformé par un logarithme népérien en raison des relations linéaires requises entre les variables pour effectuer la régression multiple pas à pas, mais aussi parce que la relation entre le logarithme du nombre maximal de répétitions et $\%P_{\max V}$ est supposée linéaire, tout comme avec $\%P_{\max}$ (Burnley et Jones 2016).

La significativité des différences entre les 10 conditions force-vitesse-puissance a été testée à l'aide d'ANOVAs à mesures répétées. Pour tester les effets principaux de $\%P_{\max}$, $\%P_{\max V}$ et R_{FV} sur le nombre maximal de répétitions, ainsi que leurs interactions, deux ANOVAs à mesures répétées à 2 facteurs ont été réalisées ($\%P_{\max} \times R_{FV}$ et $\%P_{\max V} \times R_{FV}$). Le facteur R_{FV} présentait 3 modalités (faible, moyen et élevé), le facteur $\%P_{\max}$ présentait 2 modalités (≈ 73 et $\approx 85 \%P_{\max}$) et le facteur $\%P_{\max V}$ présentait également 2 modalités (85 et $100 \%P_{\max V}$). Chaque ANOVA était réalisée après vérification de la normalité de la distribution de chaque condition avec le test de Shapiro-Wilk et du test de sphéricité de Mauchly. Si la normalité n'était pas respectée, une transformation non linéaire du logarithme népérien était appliquée pour rétablir la normalité, sans altérer les échantillons qui remplissaient initialement cette condition statistique (Sainani 2012). Si l'hypothèse de sphéricité était violée, la correction de Greenhouse-Geisser était appliquée. Si l'effet des facteurs principaux était significatif, i) le test *post-hoc* de Holm était utilisé pour mettre en évidence des différences significatives entre les conditions force-vitesse-puissance et ii) les effets principaux simples (« simple main effects » en anglais) étaient étudiés pour tester l'effet

du facteur principal à chaque niveau du second facteur, et inversement. Pour toutes les analyses statistiques, une valeur de p de 0,05 était acceptée comme le seuil de significativité.

Chaque test de squat jumps répétés étant effectué dans différentes conditions force-vitesse-puissance, le travail mécanique produit par les membres inférieurs lors la poussée (à chaque répétition) n'est pas similaire selon les conditions. Pour un même niveau de puissance ($\%P_{\max}$ ou $\%P_{\max}v$), le travail mécanique à chaque saut (ou poussée) est plus important dans les conditions de force élevée-vitesse faible, que dans les conditions de force faible-vitesse élevée. De ce fait, il est probable qu'un même travail mécanique cumulé soit effectué dans l'ensemble conditions force-vitesse, mais que le nombre de sauts nécessaire pour atteindre cette quantité totale de travail soit différent selon les conditions force-vitesse. Ainsi, les mêmes ANOVAs décrites précédemment ont également été effectuées avec le travail mécanique cumulé comme variable dépendante.

III – Résultats

Toutes les relations force-vitesse individuelles étaient significativement modélisées par une régression linéaire d'excellente qualité ($r^2 = 0,98$ à 1 ; $p < 0,001$). Ces deux relations étaient associées à des valeurs moyennes de F_0 de 2202 ± 317 N ($30,1 \pm 3,5$ N.kg⁻¹), v_0 de $2,79 \pm 0,43$ m.s⁻¹, P_{\max} de 1542 ± 329 W ($21,0 \pm 4,0$ W.kg⁻¹) et H_{po} de $0,45 \pm 0,06$ m. Les reproductibilités intra- et inter-jour pouvaient être considérées comme très bonnes, puisque des différences faibles et non-significatives (SEM standardisé $< 0,42$), ainsi que de très bonnes corrélations (ICC $> 0,86$) ont été observées entre les deux essais du test de squat jumps répétés dans la condition P_{3v4} respectivement réalisés le même jour et sur des jours différents. Les valeurs du p du test t , du SEM et de l'ICC entre les deux essais effectués dans la condition P_{3v4} pour tester la reproductibilité intra- et inter-jour sont présentées dans le **Tableau 3**. Les valeurs de charge additionnelle, de hauteur de saut cible, de coefficient de variation de la hauteur de saut autour de la cible et la fréquence de saut associées aux 10 conditions force-vitesse-puissance sont présentées dans le **Tableau 4**. Le nombre maximal de répétitions, le travail mécanique cumulé, et les valeurs cibles et atteintes de vitesse, de puissance absolue et relative, de ratio force-vitesse et de travail à chaque saut, associées aux 10 conditions force-vitesse-puissance sont présentées dans le **Tableau 5**.

Tableau 3. Moyenne \pm écart-type du nombre maximal de répétitions dans la condition P_{3v4} obtenu à partir des deux essais pour quantifier la reproductibilité intra- et inter-jour.

	Reproductibilité intra-jour		Reproductibilité inter-jour	
	Essai 1	Essai 2	Essai 1	Essai 2
Nombre maximal de répétitions	17,8 \pm 7,6	16,9 \pm 9,4	17,8 \pm 8,8	17,8 \pm 7,6
SEM	2,36		3,34	
SEM standardisé (interprétation)	0,28 (faible variation)		0,42 (faible variation)	
ICC (intervalle de confiance)	0,94 (0,86 – 0,98)		0,86 (0,62 – 0,95)	
Test t	$p = 0,363$		$p = 0,952$	

Tableau 4. Moyenne \pm écart-type de la charge additionnelle, de la hauteur cible, du coefficient de variation de la hauteur de saut autour de la cible et la fréquence de saut associées aux 10 conditions force-vitesse-puissance.

	Charge additionnelle (kg)	Hauteur cible (cm)	Coefficient de variation (%)	Fréquence de saut (Hz)
<i>P₅</i> <i>v₆</i>	11,2 \pm 1,7	25,8 \pm 5,4	1,98 \pm 1,28	0,36 \pm 0,04
<i>P₄</i> <i>v₆</i>	5,9 \pm 1,2	25,8 \pm 5,4	2,34 \pm 0,75	0,35 \pm 0,02
<i>v₆</i>	0,2 \pm 0,5	25,8 \pm 5,4	3,24 \pm 0,78	0,35 \pm 0,01
<i>P₃</i> <i>v₄</i>	19,9 \pm 4,3	19,5 \pm 4,4	3,35 \pm 1,33	0,34 \pm 0,01
<i>v₃</i>	46,9 \pm 12,6	14,2 \pm 3,7	3,39 \pm 1,65	0,31 \pm 0,05
<i>v₅</i>	0,1 \pm 0,5	21,9 \pm 4,8	4,58 \pm 3,15	0,34 \pm 0,01
<i>P₂</i> <i>v₃</i>	31,3 \pm 9,7	14,2 \pm 3,7	5,22 \pm 1,86	0,33 \pm 0,02
<i>v₂</i>	68,8 \pm 17,1	9,2 \pm 2,6	6,04 \pm 4,38	0,28 \pm 0,05
<i>v₃</i>	15,6 \pm 6,7	14,2 \pm 3,7	5,89 \pm 0,88	0,33 \pm 0,02
<i>P₁</i> <i>v₁</i>	52,7 \pm 14,3	8,7 \pm 2,6	8,43 \pm 3,98	0,32 \pm 0,01

Partie 2a - Effet des conditions mécaniques d'exercice de force, vitesse et puissance sur l'endurance de force

Tableau 5. Moyenne \pm écart-type du nombre maximal de répétitions, du travail mécanique cumulé, et des valeurs cibles et atteintes de la vitesse et de la force, de la puissance absolue et relative, du ratio force-vitesse et du travail mécanique à chaque saut, associées aux 10 conditions force-vitesse-puissance.

	Nombre maximal de répétitions	Travail mécanique cumulé (J)	Puissance (W)		Puissance (% P_{\max})		Puissance (% $P_{\max}v$)		Force (N)		Vitesse (m.s ⁻¹)		Ratio force-vitesse (R_{Fv})		Travail mécanique (J)	
			Cible	Atteinte	Cible	Atteinte	Cible	Atteinte	Cible	Atteinte	Cible	Atteinte	Cible	Atteinte	Cible	Atteinte
$P_5 v_6$	6,21 \pm 4,56	4079 \pm 2925	1466 \pm 318	1422 \pm 316	95,6 \pm 2,4	92,5 \pm 4,4	100,0 \pm 0,0	96,8 \pm 3,3	1297 \pm 169	1282 \pm 164	1,12 \pm 0,12	1,10 \pm 0,13	1,49 \pm 0,21	1,50 \pm 0,22	587 \pm 97	582 \pm 103
$P_4 v_6$	17,00 \pm 9,43	9288 \pm 5381	1372 \pm 298	1363 \pm 294	89,4 \pm 1,9	88,8 \pm 2,6	93,6 \pm 0,4	92,9 \pm 1,0	1213 \pm 158	1213 \pm 157	1,12 \pm 0,12	1,11 \pm 0,12	1,40 \pm 0,21	1,40 \pm 0,21	555 \pm 76	550 \pm 99
v_6	58,79 \pm 37,39	29702 \pm 19616	1278 \pm 279	1248 \pm 262	85,0 \pm 0,0	83,3 \pm 2,0	85,0 \pm 0,0	83,2 \pm 2,0	1130 \pm 148	1119 \pm 139	1,12 \pm 0,12	1,10 \pm 0,12	1,30 \pm 0,21	1,30 \pm 0,19	512 \pm 97	508 \pm 89
$P_3 v_4$	19,86 \pm 7,47	12016 \pm 5391	1278 \pm 279	1270 \pm 275	85,0 \pm 0,0	84,9 \pm 2,4	92,0 \pm 1,0	91,4 \pm 2,0	1295 \pm 167	1296 \pm 162	0,97 \pm 0,11	0,97 \pm 0,12	1,71 \pm 0,18	1,77 \pm 0,18	590 \pm 56	589 \pm 102
v_3	4,21 \pm 2,97	2892 \pm 2099	1278 \pm 279	1240 \pm 247	85,0 \pm 0,0	86,5 \pm 3,7	100,0 \pm 0,0	97,3 \pm 4,2	1518 \pm 201	1506 \pm 188	0,83 \pm 0,11	0,82 \pm 0,10	2,37 \pm 0,10	2,41 \pm 0,12	693 \pm 117	686 \pm 117
v_5	148,21 \pm 88,56	70858 \pm 41274	1115 \pm 245	1115 \pm 254	72,6 \pm 0,8	72,4 \pm 1,8	78,3 \pm 1,8	78,2 \pm 2,3	1069 \pm 137	1073 \pm 139	1,03 \pm 0,12	1,03 \pm 0,12	1,34 \pm 0,20	1,34 \pm 0,20	490 \pm 95	486 \pm 87
$P_2 v_3$	20,64 \pm 10,97	11804 \pm 6254	1115 \pm 245	1112 \pm 242	72,6 \pm 0,8	72,4 \pm 2,4	85,0 \pm 0,0	84,9 \pm 2,4	1324 \pm 173	1324 \pm 168	0,83 \pm 0,11	0,83 \pm 0,11	2,07 \pm 0,10	2,06 \pm 0,12	611 \pm 57	605 \pm 105
v_2	2,93 \pm 2,53	2046 \pm 1777	1115 \pm 245	1057 \pm 252	72,6 \pm 0,8	68,9 \pm 7,1	100,0 \pm 0,0	94,9 \pm 9,4	1642 \pm 222	1616 \pm 219	0,67 \pm 0,10	0,65 \pm 0,10	3,19 \pm 0,07	3,26 \pm 0,20	746 \pm 60	739 \pm 123
v_3	124,07 \pm 86,76	62586 \pm 44091	951 \pm 211	964 \pm 218	61,9 \pm 0,7	62,5 \pm 1,6	74,3 \pm 1,6	75,1 \pm 2,4	1129 \pm 145	1136 \pm 144	0,83 \pm 0,11	0,84 \pm 0,11	1,76 \pm 0,11	1,76 \pm 0,11	523 \pm 101	518 \pm 90
$P_1 v_1$	12,64 \pm 6,85	8455 \pm 5203	951 \pm 211	969 \pm 222	61,9 \pm 0,7	62,9 \pm 2,9	85,0 \pm 0,0	86,5 \pm 3,6	1444 \pm 193	1453 \pm 190	0,65 \pm 0,10	0,66 \pm 0,10	2,89 \pm 0,07	2,85 \pm 0,13	674 \pm 104	668 \pm 118

❖ **La régression multiple** montrait que $\%P_{\max v}$ et R_{Fv} expliquaient 97,5 % de la variance du nombre maximal de répétitions sur les 10 conditions force-vitesse-puissance testées. Individuellement, $\%P_{\max v}$ était le paramètre le plus explicatif avec 88,2 % de la variance expliquée (coefficient standardisé de - 0,810) et R_{Fv} expliquait 9,3 % de la variance (coefficient standardisé de - 0,330). Le modèle de régression obtenu était décrit par l'équation : $\ln(Rep_{\max}) = 17,010 - 0,144 (\%P_{\max v}) - 0,655 (R_{Fv})$, qui présentait une excellente qualité d'ajustement ($R^2 = 0,975$; $p < 0,001$) avec des écarts très faibles entre le modèle et les données expérimentales ($RMSE = 0,242$)¹².

ANOVAs avec le nombre maximal de répétitions comme variable dépendante

❖ **La première ANOVA** à deux facteurs à mesures répétées (effet de $\%P_{\max}$ et R_{Fv}) montrait un effet principal significatif de R_{Fv} ($p < 0,001$), mais pas d'effet principal de $\%P_{\max}$ ($p = 0,129$) sur le nombre maximal de répétitions et une interaction significative entre ces deux facteurs ($p < 0,001$; **Figure 37**, panel de gauche). Les résultats des tests *post-hoc* révélaient des différences significatives ($p < 0,001$) entre toutes les modalités de R_{Fv} (*i.e.* faible, moyen et élevé) : le nombre maximal de répétitions augmentait lorsque R_{Fv} diminuait (*i.e.* lorsque la vitesse de mouvement augmentait). L'effet principal simple de R_{Fv} était significatif aux deux modalités de puissance (*i.e.* ≈ 73 et 85 % P_{\max} ; $p < 0,001$).

❖ **La seconde ANOVA** à deux facteurs à mesures répétées (effet de $\%P_{\max v}$ et R_{Fv}) montrait un effet principal significatif de R_{Fv} ($p < 0,001$) et de $\%P_{\max v}$ ($p < 0,001$) sur le nombre maximal de répétitions, ainsi qu'une interaction significative entre ces deux facteurs principaux ($p = 0,03$; **Figure 37**, panel de droite). Les résultats des tests *post-hoc* révélaient des différences significatives ($p < 0,05$) entre toutes les modalités de R_{Fv} (*i.e.* faible, moyen et élevé) : le nombre maximal de répétitions augmentait lorsque R_{Fv} diminuait. L'effet principal simple de $\%P_{\max v}$ était significatif aux trois modalités de R_{Fv} ($p < 0,001$) et l'effet principal simple de R_{Fv} était significatif à 85 % $P_{\max v}$ ($p < 0,001$) et avait tendance à être significatif à 100 % $P_{\max v}$ ($p = 0,078$).

¹² RMSE est une abréviation anglaise qui signifie « root mean square error » et représente les résidus entre le modèle de régression et les données expérimentales. Cette valeur donne une information quantitative supplémentaire de la qualité d'ajustement de la régression sur les données expérimentales, dans l'unité de la variable dépendante.

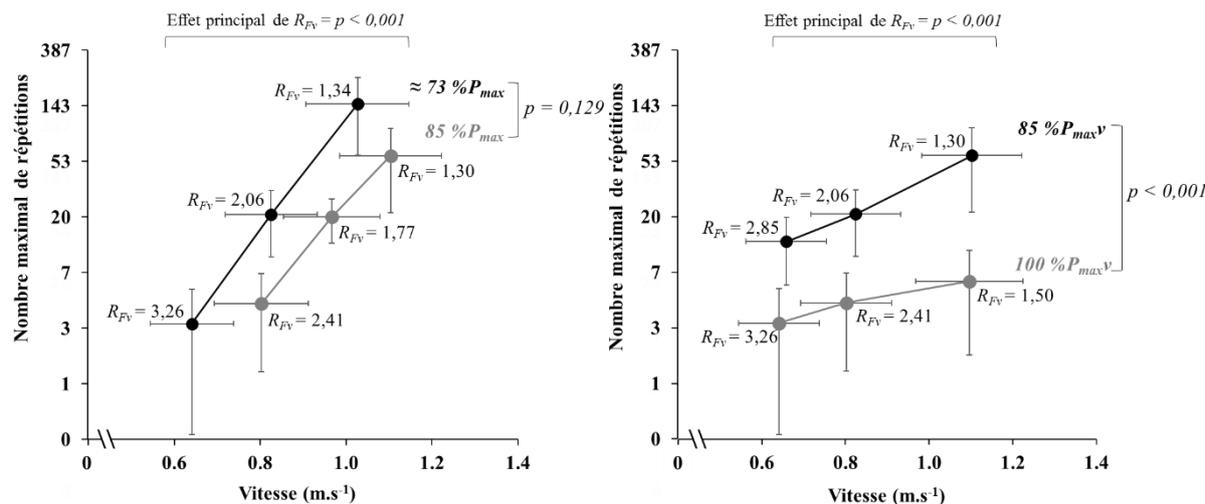


Figure 37. Nombre maximal de répétitions présenté sur une échelle logarithmique népérienne dans chaque modalité de ratio force-vitesse, à $\approx 73\% P_{max}$ (courbe noire) et $85\% P_{max}$ (courbe grise) sur le panel de gauche, et à $85\% P_{maxV}$ (courbe noire) et $100\% P_{maxV}$ (courbe grise) sur le panel de droite. Les valeurs de ratio force-vitesse (R_{Fv}) sont présentées directement sur le graphique. Les effets principaux de la puissance et du ratio force-vitesse des deux ANOVAs à deux facteurs à mesures répétées sont représentés par les accolades verticales et horizontales, respectivement, et les valeurs associées du p .

ANOVAs avec le travail cumulé comme variable dépendante

❖ **La première ANOVA** à deux facteurs à mesures répétées (effet de $\%P_{max}$ et R_{Fv}) montrait un effet principal significatif de R_{Fv} ($p < 0,001$) et de $\%P_{max}$ ($p < 0,001$) sur le travail cumulé et une interaction significative entre ces deux facteurs ($p < 0,001$; **Figure 38**, panel de gauche). Les résultats des tests *post-hoc* révélaient des différences significatives ($p < 0,001$) entre toutes les modalités de R_{Fv} (*i.e.* faible, moyen et élevé): le travail cumulé augmentait lorsque R_{Fv} diminuait. L'effet principal simple de $\%P_{max}$ était significatif pour la modalité « faible » de R_{Fv} ($p < 0,001$) et était non significatif pour les modalités « modéré » et « élevée » ($p = 0,954$ et $p = 0,323$, respectivement). L'effet principal simple de R_{Fv} était significatif aux deux modalités de puissance (*i.e.* ≈ 73 et $85\% P_{max}$; $p < 0,001$).

❖ **La seconde ANOVA** à deux facteurs à mesures répétées (effet de $\%P_{maxV}$ et R_{Fv}) montrait un effet principal significatif de R_{Fv} ($p < 0,001$) et de $\%P_{maxV}$ ($p < 0,001$) sur le travail cumulé, ainsi qu'une interaction significative entre ces deux facteurs principaux ($p < 0,001$; **Figure 38**, panel de droite). Les résultats des tests *post-hoc* révélaient des différences significatives ($p < 0,05$) entre toutes les modalités de R_{Fv} (*i.e.* faible, moyen et élevé) : le travail cumulé augmentait lorsque R_{Fv} diminuait. L'effet principal simple de $\%P_{maxV}$ était significatif aux trois modalités de R_{Fv} ($p < 0,001$). L'effet principal simple de R_{Fv} était significatif à $85\% P_{maxV}$ ($p < 0,001$) et n'était pas significatif à $100\% P_{maxV}$ ($p = 0,134$).

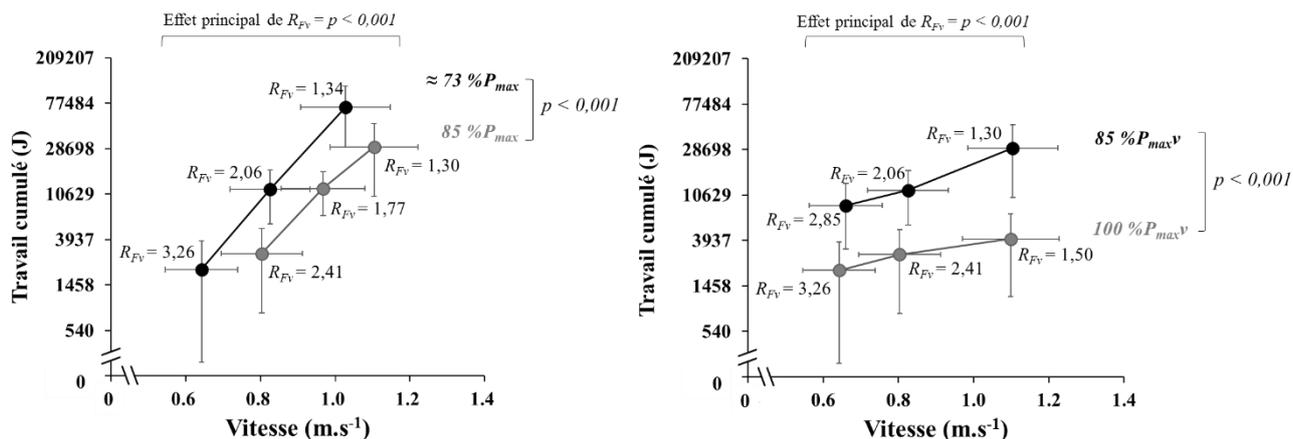


Figure 38. Travail cumulé présenté sur une échelle logarithmique népérienne dans chaque modalité de ratio force-vitesse, à $\approx 73\% P_{max}$ (courbe noire) et $85\% P_{max}$ (courbe grise) sur le panel de gauche, et à $85\% P_{maxv}$ (courbe noire) et $100\% P_{maxv}$ (courbe grise) sur le panel de droite. Les valeurs de ratio force-vitesse sont présentées directement sur le graphique. Les effets principaux de la puissance et du ratio force-vitesse des deux ANOVAs à deux facteurs à mesures répétées sont représentés par les accolades verticales et horizontales, respectivement, et les valeurs associées du p .

IV– Discussion

1. Effets de la puissance et de la condition force-vitesse sur l'endurance de force

L'objectif de cette étude était de tester les effets respectifs de la puissance absolue, de la puissance relative à la condition de vitesse et de la condition force-vitesse sur l'endurance de force. Les résultats de cette étude montraient qu'à elles seules la puissance relative à la condition de vitesse ($\% P_{maxv}$) et la condition force-vitesse (R_{Fv}) expliquaient $\approx 98\%$ de la variabilité de l'endurance de force dans les 10 conditions force-vitesse-puissance.

Le facteur influençant le plus l'endurance de force était la puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* $\% P_{maxv}$). En effet, la régression multiple indiquait que la variance de $\% P_{maxv}$ entre les 10 conditions force-vitesse-puissance expliquait $\approx 88\%$ de la variabilité du nombre maximal de répétitions sur ces 10 mêmes conditions. Plus $\% P_{maxv}$ était bas, plus le nombre maximal de répétitions était important. En comparaison, la puissance absolue (*i.e.* $\% P_{max}$), n'a pas été considérée comme un facteur explicatif de l'endurance de force par la régression multiple, ce qui remet en question la fiabilité de cet indicateur pour quantifier l'intensité d'un exercice, en comparaison à $\% P_{maxv}$. Ces résultats pourraient se justifier statistiquement par le fait que $\% P_{maxv}$ était plus corrélé avec le nombre maximal de répétitions que $\% P_{max}$ (**Figure 39**) et que la part de la variabilité du nombre maximal de répétitions expliquée par $\% P_{max}$ était déjà expliquée par $\% P_{maxv}$.

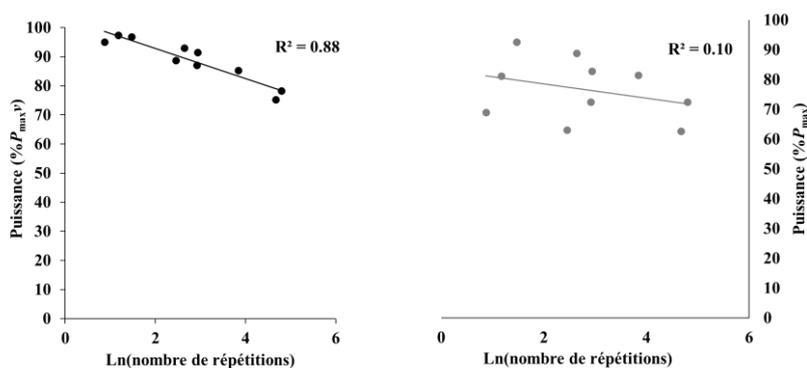


Figure 39. Corrélations entre le logarithme népérien du nombre maximal de répétitions et la puissance, exprimée relativement à $P_{\max V}$ (panel de gauche) et à P_{\max} (panel de droite), dans les 10 conditions force-vitesse-puissance.

Le second facteur significatif sélectionné par la régression multiple était la condition force-vitesse (*i.e.* R_{Fv}), expliquant, $\approx 10\%$ de la variabilité du nombre maximal de répétitions entre les 10 conditions force-vitesse-puissance, indépendamment de la part expliquée par $\%P_{\max V}$. En considérant un même niveau de $\%P_{\max V}$, plus R_{Fv} était faible (condition force-vitesse orientée vers les conditions de vitesse élevée-force faible), plus le nombre maximal de répétitions augmentait. Par conséquent, lors de mouvements acycliques, la diminution de R_{Fv} et de $\%P_{\max V}$ semblent être des conditions les plus favorables pour augmenter l'endurance de force.

Par ailleurs, les coefficients standardisés de la régression multiple montraient que le nombre maximal de répétitions était environ deux fois moins sensibles au changement de R_{Fv} , qu'au changement de $\%P_{\max V}$ (-0,33 contre -0,81, respectivement). Cependant, malgré une moindre sensibilité, un changement de R_{Fv} à un même niveau de $P_{\max V}$ conduisait à des différences importantes du nombre maximal de répétitions. Par exemple, à 85 $\%P_{\max V}$, les deux conditions force-vitesse les plus éloignées (*i.e.* P_{1V1} et P_{3V6}) présentaient un écart de ≈ 47 répétitions (**Tableau 5**). D'un point de vue statistique, le coefficient standardisé peut être interprété comme une taille d'effet, indiquant qu'un changement de la valeur R_{Fv} d'un écart-type (calculé sur les valeurs R_{Fv} des 10 conditions force-vitesse-puissance) conduit à une variation du nombre maximal de répétitions de 0,33 écart-type (calculé sur les valeurs du nombre maximal de répétitions des 10 conditions force-vitesse-puissance). L'écart-type du nombre maximal de répétitions obtenu dans les 10 conditions force-vitesse-puissance étant élevée (*i.e.* 52 répétitions), 33 % de cet écart-type représente un nombre important de répétitions ($52 \cdot 0,33 = 17$ répétitions). Cette valeur étant déterminée sur la moyenne des 10 conditions, elle ne représente que la variation moyenne du nombre maximal de répétitions, qui serait due à un changement de la condition force-vitesse. Cette variation moyenne pouvant inclure des écarts allant de ≈ 50 répétitions, comme dans l'exemple précédent, à des écarts bien plus faibles (*i.e.* 2 répétitions entre la condition P_{5V6} et P_{3V3} , réalisés à 100 $\%P_{\max V}$). Ainsi, la condition force-vitesse dans laquelle la puissance relative à la condition de vitesse ($\%P_{\max V}$) est développée, peut être considérée comme un facteur influençant significativement l'endurance de force lors d'extensions acycliques répétées des membres inférieurs. Plus cette condition force-vitesse est orientée vers les conditions

de force faible-vitesse élevée (*i.e.* R_{Fv} faible), plus l'endurance de force est augmentée et *vice-versa*. Par ailleurs, il est intéressant de souligner que les 2 % de variabilité du nombre maximal de répétitions qui n'étaient pas expliquées par $\%P_{\max v}$ et la condition force-vitesse sont très certainement dû à des erreurs de mesure de l'endurance de force, c'est-à-dire à la variabilité des performances humaines et la méthodologie expérimentale, plutôt qu'à un troisième potentiel facteur non-inclus dans l'analyse statistique.

En addition des résultats de la régression multiple, la première ANOVA à deux facteurs ($\%P_{\max}$ et R_{Fv}) sur le nombre maximal de répétitions montrait que l'effet principal de $\%P_{\max}$ n'était pas significatif ($p = 0,129$), ce qui apporte un élément supplémentaire suggérant que $\%P_{\max}$ est un indicateur peu fiable pour quantifier l'intensité de l'exercice, notamment lorsque l'on fait varier R_{Fv} . En effet, certaines conditions force-vitesse-puissance présentant les $\%P_{\max}$ les plus élevés (85, ≈ 73 et ≈ 62 $\%P_{\max}$), étaient associées aux meilleures performances d'endurance de force (≈ 58 , ≈ 21 et ≈ 12 répétitions, respectivement). Les résultats de cette même ANOVA ont aussi mis en avant un effet principal de R_{Fv} sur le nombre maximal de répétitions pour les conditions de squat jumps répétés à même puissance absolue ($p < 0,001$; P_{3v3} , P_{3v4} et P_{3v6} pour le niveau de puissance à 85 $\%P_{\max}$ et P_{2v2} , P_{2v3} et P_{2v5} pour le niveau de puissance à ≈ 73 $\%P_{\max}$), et que cet effet était significatif aux deux niveaux de puissance absolue et plus marqué à 73 $\%P_{\max}$ (effet interaction : $p < 0,001$; **Figure 37**, panel de gauche). L'effet de R_{Fv} semble être très important à ≈ 73 $\%P_{\max}$, puisque les conditions P_{2v2} , P_{2v3} et P_{2v5} étaient respectivement caractérisées par un nombre maximal de répétitions de 3, 21 et 124 (**Tableau 5**). Néanmoins, à partir de cette ANOVA, il n'est pas possible de déterminer si l'effet significatif de R_{Fv} sur le nombre maximal de répétitions était dû à l'effet de ce seul facteur ou dû à l'effet seul ou additionnel de la puissance relative à la condition de vitesse, en raison d'un changement concomitant de ces deux facteurs pour un même niveau de puissance absolue. En effet, la variation de la vitesse de mouvement à un même niveau de $\%P_{\max}$, conduit à faire varier R_{Fv} , mais aussi $\%P_{\max v}$ (*i.e.* de la réserve de puissance). En ce sens, la deuxième ANOVA à deux facteurs ($\%P_{\max v}$ et R_{Fv}) sur le nombre maximal de répétitions permettait de dissocier les effets de R_{Fv} et de $\%P_{\max v}$. Tout d'abord, cette analyse confirmait que $\%P_{\max v}$ influençait significativement le nombre maximal de répétitions (effet principal : $p < 0,001$) et que cette influence était significative dans les trois modalités de R_{Fv} (effet simple principal : $p < 0,001$). Ces résultats renforcent davantage ceux de la régression multiple et de la première ANOVA en confirmant que la variabilité d'endurance de force entre les 10 conditions force-vitesse-puissance était plus liée à un changement de la puissance relative à la condition de vitesse, qu'à un changement de puissance absolue (ou relative à P_{\max}). Ensuite, les résultats de cette deuxième ANOVA confirmaient qu'en standardisant le niveau de puissance relative à la condition de vitesse, la condition force-vitesse influençait toujours significativement le nombre maximal de répétitions (effet principal de R_{Fv} : $p < 0,001$) au deux niveaux de puissance (85 et 100 $\%P_{\max v}$ effet principal simple : $p < 0,001$ et $p = 0,078$, respectivement) et que cet effet était plus important à 85 $\%P_{\max v}$ qu'à 100 $\%P_{\max v}$ (effet interaction : $p = 0,03$). L'effet de cette interaction pourrait s'illustrer par l'écart du nombre maximal de répétitions entre les conditions force-vitesse les plus éloignées à 100 $\%P_{\max v}$ était de 3 répétitions, alors qu'à 85 $\%P_{\max v}$ cet écart était de 50 répétitions. Par conséquent, la condition force-vitesse semble avoir un effet indépendant de la puissance relative

à la condition de vitesse (*i.e.* de la réserve de puissance) sur l'endurance de force et que cet effet devenait plus marqué lorsque la puissance relative diminuait.

Cependant, le travail mécanique produit à chaque saut n'est pas similaire selon toutes les conditions force-vitesse. Par exemple, les conditions force-vitesse les plus éloignées à 85 % $P_{\max v}$, correspondant à P_{1v_1} et P_{3v_6} , étaient respectivement caractérisées par un travail mécanique par saut de 674 J et 512 J (**Tableau 5**). Lors d'efforts intenses et répétés, il a été précédemment montré que le développement de la fatigue était en grande partie déterminé par le travail mécanique cumulé, indépendamment de la condition force-vitesse (Tomas et al. 2010; Morel et al. 2015a). De ce fait, à partir des analyses statistiques présentées précédemment, il reste indéterminé si l'effet positif d'une condition force faible-vitesse élevée sur le nombre maximal de répétitions était dû à une diminution du travail mécanique à fournir à chaque saut. Il est donc probable qu'un nombre plus faible de répétitions soit effectuée dans les conditions de force élevée-vitesse faible, mais que le travail mécanique cumulé à l'issue du test jusqu'à l'épuisement soit le même pour toutes les conditions force-vitesse. Pour vérifier cette hypothèse, deux ANOVAs supplémentaires ont été réalisées avec le travail cumulé comme variable dépendante et avec % P_{\max} et R_{Fv} comme facteurs principaux pour la première ANOVA et % $P_{\max v}$ et R_{Fv} comme facteurs principaux pour la deuxième ANOVA. Les résultats de ces analyses ont montré des résultats très similaires aux deux premières ANOVAs sur le nombre de répétitions. En considérant un même niveau de % P_{\max} , la première ANOVA a montré que les conditions de force faible-vitesse élevée permettaient de fournir un travail mécanique plus important (effet principal de R_{Fv} : $p < 0,001$; **Figure 38**, panel de droite) et que cet effet était confirmé à 73 et 85 % P_{\max} (effet principal simple de R_{Fv} : $p < 0,001$). De plus, la deuxième ANOVA indiquait que même en considérant un même niveau de % $P_{\max v}$, les conditions de force faible-vitesse élevée permettait toujours de fournir un travail mécanique plus important (effet principal de R_{Fv} : $p < 0,001$; **Figure 38**, panel de gauche), mais uniquement à 85 % de $P_{\max v}$ (effet principal simple de R_{Fv} : $p < 0,001$). Par conséquent, malgré un travail mécanique par saut plus faible dans les conditions de force faible-vitesse élevée, le travail mécanique cumulé était plus important dans cette condition, en comparaison avec les conditions de force élevée-vitesse faible. Par exemple, les conditions force-vitesse les plus éloignées à 85 % $P_{\max v}$, correspondant à P_{1v_1} et P_{3v_6} , étaient respectivement caractérisées par un travail mécanique cumulé de 8455 J et 29702 J (**Tableau 5**). Ainsi, lors d'extensions acycliques des membres inférieurs, la condition force-vitesse influence à elle seule l'endurance de force, indépendamment de la puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* de la réserve de puissance) et du travail mécanique. Ces résultats permettent de souligner que, même si le travail cumulé détermine en grande partie le développement de la fatigue lors d'efforts intenses et répétés (Tomas et al. 2010 ; Morel et al. 2015a), les conditions force faible-vitesse élevée permettent de maintenir l'exercice plus longtemps et fournir un travail mécanique plus important. Par ailleurs, il est essentiel de noter que les conditions de force élevée-vitesse faible correspondaient aux conditions dans lesquelles le *Duty Cycle* était le plus important, puisque le temps de repos était le même entre chaque saut et le temps de contraction augmentaient dans ces conditions. Ces variations étaient de 1 à 30 % pour les conditions force-vitesse les plus proches et éloignées, respectivement. Il est probable que la diminution du *Duty cycle* dans les conditions de

force faible-vitesse élevée ait en partie contribué à l'augmentation du nombre maximal de répétitions et du travail cumulé dans ces conditions, indépendamment de l'effet de la condition force-vitesse elle-même.

D'un point de vue neurophysiologique, de récentes études ont montré que la condition force-vitesse influençait l'origine de la fatigue, notamment que lors d'un exercice *all-out* d'extension de genou en isocinétisme, la baisse de production de force dans les conditions de force faible-vitesse élevée (*i.e.* 90 et 240°/s) était principalement expliquée par une fatigue périphérique (*i.e.* augmentation du lactate sanguin et baisse de la force évoquée ; Morel et al. 2015a, 2019). En comparaison, la baisse de production de force dans les conditions de force élevée-vitesse faible (*i.e.* 30°/s pour les deux études) était principalement expliquée par une fatigue centrale (*i.e.* baisse d'activation volontaire ; Morel et al. 2015a, 2019)¹³. De plus, lors de ces mêmes travaux, les auteurs ont quantifié l'évolution de ces deux types de fatigue pendant l'exercice *all-out* sur 160 extensions du genou et ont montré que l'activation volontaire diminuait plus vite (plus grande fatigabilité au niveau central), dans les conditions de force élevée-vitesse faible par rapport aux conditions de force faible-vitesse élevée et que la vitesse de diminution de la force évoquée n'était pas significativement différente entre les conditions force-vitesse comparées (Morel et al. 2019). Ainsi, en plus du fait que l'origine de la fatigue soit spécifique à la condition force-vitesse, la vitesse à laquelle cette fatigue s'installe pendant l'exercice, notamment la fatigue centrale, semble également varier selon la condition force-vitesse. Cependant, même si ces études apportent des éléments de compréhension sur l'étiologie de la fatigue selon la condition force-vitesse, elles ne nous permettent pas d'expliquer les résultats obtenus dans cette deuxième étude de ces travaux de thèse, à savoir : **pourquoi l'épuisement lors d'un exercice de maintien, réalisé à même niveau de puissance relative à la condition de vitesse, arrive plus précocément dans les conditions de force élevée-vitesse faible ?** Autrement dit, il reste indéterminé si la fatigue centrale développée lors d'un exercice réalisé dans des conditions de force élevée-vitesse faible s'installe plus rapidement que la fatigue périphérique dans des conditions de force faible-vitesse élevée. En effet, la vitesse de diminution de l'activation volontaire et de la force évoquée entre les conditions force-vitesse n'ont pas été comparée dans l'étude de Morel et al. (2019). Néanmoins, il pourrait être supposé que l'épuisement plus précoce dans les conditions de force élevée-vitesse faible observé dans cette **partie 2a** soit dû au fait que les phénomènes de fatigue neuromusculaire centraux apparaissent plus tôt que les phénomènes de fatigue neuromusculaire périphérique. Cette hypothèse pourrait être supportée par le fait qu'un individu soit incapable (par définition) de faire 2 répétitions au 1-RM (correspondant à un effort réalisé à 100 % P_{maxV} et dans la condition pratique la plus extrême de force élevée-vitesse faible), alors que selon les résultats de l'étude présentée ici, les participants étaient capable d'effectuer en moyenne 6 répétitions dans la condition P_{5V6} , correspondant à un effort réalisé à 100 % P_{maxV} et dans une des conditions pratiques les plus extrêmes de force faible-vitesse élevée. De futures études sont nécessaires pour éclaircir davantage ce questionnement, notamment lors d'exercices de maintien jusqu'à l'épuisement et des conditions de puissance relative à la condition de vitesse et de condition force-vitesse les plus variées possible, qui seraient notamment représentatives des conditions force-vitesse-puissance retrouvées fréquemment lors des pratiques sportives.

¹³ La fatigue périphérique et la fatigue centrale correspondent à l'altération des propriétés des structures neuromusculaires dans le processus de développement de la force. Ces structures neuromusculaires périphériques et centrales sont situées respectivement après et avant la plaque motrice (ex : excitabilité du sarcolemme, altération des pompes ioniques de calcium, baisse d'excitabilité des neurones moteurs, baisse de la conductivité des cordes nerveuses spinales). Pour revue voir, Bigland-Ritchie et Woods (1984).

2. Les applications pratiques

Les résultats de cette présente étude montraient que l'orientation de la condition force-vitesse vers des conditions de force faible-vitesse élevée permettait d'augmenter l'endurance de force, autrement dit, qu'il est intéressant de favoriser les vitesses de mouvement élevée lors d'efforts intenses et répétés afin d'améliorer les performances individuelles de maintien dans le temps. Néanmoins, lors d'une performance typique, par exemple lors de la réalisation de squat jumps répétés avec 30 kilos additionnels, une augmentation de la vitesse de mouvement à chaque saut (ou chaque extension) conduirait à une orientation de la condition force-vitesse vers les conditions de force faible-vitesse élevée, mais conduirait en parallèle à une augmentation de la puissance développée, ce qui fera très probablement diminuer l'endurance de force. De ce fait, l'augmentation de la vitesse du mouvement n'est intéressante que lorsqu'il est possible de garder le même niveau de $\%P_{\max}v$, ce qui est réalisable uniquement en changeant les conditions résistives et inertielles de l'exercice (*e.g.* la charge mobilisée). Dans d'autres disciplines, par exemple en cyclisme, la modification du braquet selon l'inclinaison de la pente et l'intensité du vent permettrait de changer la condition force-vitesse tout en maintenant un même niveau de puissance relative à la condition de vitesse. Toutefois, cette stratégie pourrait être limitée lors de ces mouvements cycliques (*e.g.* le cyclisme et la course à pied), en raison des effets concomitants de la fréquence de mouvement (et donc du temps de repos entre deux contractions) sur l'endurance de force. Néanmoins, il semblerait que de manière intuitive des cyclistes effectuant un exercice de maintien de plusieurs dizaines de minutes choisissent instinctivement une fréquence de pédalage proche de leur fréquence optimale qui maximise la puissance maximale (Zoladz et al. 2000; Sargeant 2007). De futures études sont nécessaires pour éclaircir l'interaction entre l'effet de la fréquence de mouvement et le changement de la réserve de puissance.

Dans le milieu de l'entraînement, les méthodes d'individualisation se basent le plus souvent sur i) un pourcentage du 1-RM (ou des vitesses de mouvement qui sont associées), ii) sur une même charge de référence pour tous les individus (*e.g.* les circuits d'entraînement en aviron) ou iii) exprimée en fonction du poids du corps (Patterson et al. 2019). Cependant, un effort explosif effectué avec une même charge (même exprimée en pourcentage du poids du corps), peut correspondre à différentes conditions force-vitesse et de puissance relative à la condition de vitesse. En effet, une même charge (*e.g.* 40 % 1-RM) mobilisée à une vitesse de $0,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ne représente pas les mêmes conditions force-vitesse et de puissance relative à la condition de vitesse pour deux athlètes ayant des capacités de production de force et de puissance (notamment différent v_0 et P_{max}), et en retour, le stimulus lié à l'entraînement ne sera pas le même. Par conséquent, ces méthodes de standardisation de l'entraînement semblent générer des conditions d'exercice qui varient selon les capacités de production de force et de puissance individuelles. D'autre part, si cette même condition de charge est utilisée pour évaluer l'endurance de force de ces deux athlètes, chacun pourrait avoir des performances très différentes, uniquement en raison de cette variabilité des conditions mécaniques d'exercice relatives à leurs propres capacités.

C'est en considérant les limites de telles procédures de standardisation que certaines méthodes d'entraînement individualisent la programmation en fonction de la puissance critique ou des capacités maximales de puissance. Néanmoins, selon des données reportées par « le centre de performance TPE sport coaching¹⁴ », il n'est pas rare de voir une très grande variabilité des adaptations liées à l'entraînement, notamment à une augmentation concomitante ou dissociée des capacités d'endurance (*i.e.* W') et de la puissance critique en fonction des individus. Etant donné que la condition force-vitesse n'a pas été prise en compte dans l'évaluation des capacités de production de puissance et de la puissance critique, il est très probable que chaque individu se soit entraîné dans différentes conditions force-vitesse et de puissance relative à la condition de vitesse. Ces différences de conditions force-vitesse-puissance pourraient expliquer cette variabilité interindividuelle des adaptations en réponse à un même entraînement, qui au premier abord semble tenir compte des capacités individuelles de production de force et d'endurance. D'un point de vue pratique, l'évaluation ou l'entraînement de l'endurance de force devrait être normalisé par rapport aux relations individuelles force- et puissance-vitesse, à partir des indicateurs $\%P_{\text{max}v}$ et R_{Fv} , et pas seulement à partir de P_{max} ou de la puissance critique. Cette méthode originale d'individualisation de l'évaluation des capacités d'endurance a été proposée et mis en application au sein de certaines équipes de skieurs de niveau européen et national qui s'entraînent dans les structures de la fédération française de ski à Albertville. Ce projet de recherche s'effectue actuellement en collaboration avec des chercheurs du LIBM, notamment Matt Cross qui dédie une partie de sa thèse sur la détermination de l'endurance de force chez les skieurs et leur relation avec la performance en ski.

¹⁴ https://www.tpesportscoaching.com/PEATS_intro.html

3. Une méthode originale d'évaluation des capacités d'endurance des membres inférieurs

❖ **Le test de squat jumps répétés** mis en place dans cette étude s'inspire de méthodes pratiques et précises de quantification des capacités de production de force et de l'endurance de force, déjà appliquées sur le terrain (Samozino et al. 2008; Patterson et al. 2019). Les principes et objectifs de la méthode de squat jumps répétés présentée ici étaient d'utiliser le mouvement acyclique du saut afin de i) pouvoir dissocier aisément la vitesse de mouvement et la fréquence à laquelle les sauts sont répétés, ii) de contrôler les conditions force-vitesse-puissance, sans avoir recours à des outils de laboratoire (*e.g.* plateforme de force) et iii) de quantifier la quasi-totalité de la force développée par les membres inférieurs, ce qui n'est pas le cas pour le pédalage et la course à pied, où seule la force efficace est considérée.

❖ **La manipulation** de la hauteur de saut, de la charge additionnelle et de la fréquence de saut ouvre l'accessibilité à un large éventail de conditions d'exercice en termes d'intensité de l'exercice, de conditions force-vitesse et de temps de repos entre les contractions, permettant d'imiter de nombreuses situations de performance motrice impliquant les membres inférieurs. La mise en place d'un test de squat jumps répétés ne requière que la mesure continue de la hauteur de saut pendant le test, ce qui peut être effectué avec des outils très démocratisés, abordables et transportables en extérieur, tels que les chronomètres électroniques (*e.g.* Optojump et tapis de Bosco).

❖ **Les reproductibilités intra- et inter-jour du test de squat jumps répétés** présentaient une très bonne qualité (SEM (%) = 13 et 19 % ; SEM standardisé = 0,28 et 0,42 ; ICC = 0,94 et 0,86, respectivement). En effet, même si les valeurs de SEM relatif (%) semblent élevées, elles restent dans le même ordre de grandeur que celles qui ont été rapportées en pédalage lors d'exercices d'une durée similaire à la condition testée dans cette étude (Coggan et Costill 1984; Hopkins et al. 2001; Hinckson et Hopkins 2005). De plus, l'interprétation des SEM standardisés montrait que les différences entre les deux essais effectués le même jour et d'un jour à l'autre pouvaient être considérées comme faibles et ces résultats sont renforcés par l'excellente qualité des coefficients de corrélation intra-classe. Néanmoins, les reproductibilités intra- et inter-jour du test de squats jumps répétés dans cette étude n'étaient testées que dans une seule condition force-vitesse-puissance (*i.e.* P_{3v4}). Compte tenu de l'influence de la durée de l'exercice et du niveau d'entraînement sur la reproductibilité des tests d'endurance (Hopkins et al. 2001), les valeurs de reproductibilité obtenues dans la condition considérée ne peuvent pas être généralisées aux neuf autres conditions. Même si ajouter des tests supplémentaires à cette présente étude aurait été intéressant pour compléter l'analyse de la reproductibilité, le protocole expérimental étant déjà conséquent (*i.e.* 6 sessions composées de 12 exercices de maintien jusqu'à l'épuisement), des sessions additionnelles auraient très probablement générées des adaptations liées à l'entraînement et, par conséquent, biaiser les résultats qui aurait été obtenus. De ce fait, des études complémentaires sont requises pour confirmer ces très bonnes reproductibilités intra- et inter-jour du test de squat jumps répétés sur d'autres populations moins/plus entraînées et également dans d'autres conditions force-vitesse-puissance. Par ailleurs, cette présente étude a

permis de confirmer que trois exercices de maintien jusqu'à l'épuisement peuvent être effectués le même jour, en considérant 30 minutes de repos entre chaque exercice, en gardant une très bonne reproductibilité des tests d'endurance de force. L'utilisation de cette méthodologie permettrait notamment de réduire le nombre de sessions pour évaluer la relation puissance-temps.

En conclusion, le test de squat jumps répétés pourrait être considéré comme une méthode fiable et pratique pour évaluer les capacités d'endurance des membres inférieurs dans des conditions souhaitées de force-vitesse-puissance et de fréquence de mouvement, qui peuvent être contrôlées de façon précise et avec très peu de difficultés techniques et économiques.

4. Limitations méthodologiques et expérimentales

❖ **La partie de la relation puissance-vitesse** dans laquelle les conditions force-vitesse-puissance étaient définies représentait une plage restreinte au regard de l'ensemble des conditions force-vitesse-puissance défini par toute l'aire sous la courbe de la relation puissance-vitesse (**Figure 34**). Néanmoins, comme détaillé précédemment dans la méthode, les conditions de puissance utilisées ici étaient les plus extrêmes, correspondant à des conditions pratiques des activités physiques, c'est-à-dire respectant à la fois les capacités individuelles de puissance et les contraintes imposées par les principes de la dynamique. Les conditions de vitesse définies étaient également presque les plus extrêmes pour des mouvements explosifs, puisqu'elles étaient situées entre les puissances maximales dans chaque condition de vitesse (*i.e.* courbe de la relation puissance-vitesse) et les valeurs de vitesse correspondant au minimum à un saut de 10 centimètres. Cette valeur seuil de la hauteur de saut a été déterminée empiriquement, pour la méthode proposée par Samozino et al. (2008), comme la limite pratique en-deçà de laquelle la quantification de la force, vitesse et puissance devient moins fiable et précise en lien avec des mauvaises réalisations de sauts chargés (Morin et Samozino 2018). De telles limitations pratiques dans l'exploration des conditions de fréquence existent également en cyclisme, où les fréquences de pédalage supérieures à la fréquence optimale rendent difficile une bonne exécution du mouvement et le maintien de la production de force lors d'un exercice de maintien (Zoladz et al. 2000; Samozino et al. 2007; Dorel et al. 2012). De ce fait, même si les conclusions de cette présente étude ne se limitent qu'à une partie des conditions force-vitesse-puissance (situées avant la condition de vitesse optimale sur la relation puissance-vitesse), elles s'appliquent néanmoins à une très grande majorité de situations représentatives des activités physiques quotidiennes et sportives.

❖ **La standardisation du temps de repos** de 2,5 s entre les sauts conduisait à des différences de fréquence de saut entre les 10 conditions force-vitesse-puissance, dues aux différences de temps de poussée dans chaque condition (temps de poussée allant en moyenne de 0,402 à 0,849 s). Néanmoins ces différences de fréquence étaient très faibles (valeurs de fréquence allant en moyenne de 0,28 à 0,36 Hz), puisque la durée des temps de poussée était courte par rapport au temps de repos entre chaque saut. Par ailleurs, la fréquence de mouvement influence l'endurance de force *via* trois principaux mécanismes : i) la modification du temps de repos, ii) la modification d'efficacité d'application de la force (Dorel et al. 2010) et iii) l'augmentation du travail interne (Zoladz et al. 2000). Premièrement, dans cette étude le temps de repos était similaire entre chaque saut, ce qui écarte l'effet de ce mécanisme sur l'endurance de force dans cette étude. Deuxièmement, la réalisation de squat jumps requiert très peu d'habileté technique à orienter la force produite (du moins, bien moins qu'en pédalage ou en sprint), puisque la production de force se fait presque entièrement dans la direction du mouvement. Troisièmement, le travail interne légèrement plus important dans les conditions de fréquence les plus élevées pourrait avoir diminué l'endurance de force dans les conditions de saut associées. Néanmoins, les valeurs de fréquence les plus élevées étaient associées aux conditions force-vitesse-puissance dans lesquelles l'endurance de force était la plus importante. Une fréquence plus faible pour ces mêmes conditions force-vitesse-puissance aurait alors conduit à augmenter l'endurance de force et à accentuer les résultats observés dans cette étude. Ainsi, le potentiel effet négatif du travail interne ne remet pas en cause les différences d'endurance de force entre les 10 conditions de sauts qui ont été comparées.

❖ **Lors de la réalisation d'un saut vertical** le travail musculaire dans la modalité concentrique (pendant la phase de poussée) ne peut pas être dissocié du travail musculaire dans la modalité excentrique (à la réception) et ces deux phases du mouvement ont toutes les deux influencé l'endurance de force dans cette étude. Par ailleurs, le travail excentrique pourrait être plus important dans la condition de charge la plus élevée, et par conséquent générer plus de fatigue. Cependant, ces conditions de charges étaient associées aux hauteurs de saut les moins élevées, contrairement aux sauts réalisés sans charge additionnelle (*i.e.* réalisé à poids de corps). La comparaison des deux conditions les plus extrêmes de cette étude, c'est-à-dire la réalisation d'un saut à 9 cm avec 70 kilos et d'un saut de 26 cm sans charge additionnelle, montre que l'énergie potentielle accumulée pendant le temps de vol est plus importante dans la seconde condition (*i.e.* ≈ 132 J *versus* ≈ 204 J, respectivement)¹⁵. Malgré une charge additionnelle considérablement plus faible dans la seconde condition, un même individu aurait plus d'énergie mécanique à dissiper au moment de la réception, et ainsi, un effort musculaire plus important à générer. Par ailleurs, malgré les différences d'énergie potentielle entre les conditions de test de squat jumps répétés, il semble peu probable que ces efforts excentriques soient principalement responsables d'une différence de plus d'une cinquantaine de répétitions observées entre certaines conditions de charges.

¹⁵ En considérant un individu de 80 kilos et une accélération gravitaire 9.81 m.s^{-2} .

V– Conclusion et perspectives

La deuxième partie de ce travail de thèse a mis en avant que l'endurance de force lors d'extensions acycliques des membres inférieurs dépendait à $\approx 98\%$ de la puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* la réserve de puissance) et de la condition force-vitesse dans laquelle cette puissance relative était développée. L'endurance de force, quantifiée par le nombre maximal de répétitions, était plus élevée lorsque le niveau de puissance relative à la condition de vitesse était bas et la condition force-vitesse était orientée vers une condition de force faible-vitesse élevée. Ces mêmes conditions de puissance relative et force-vitesse permettaient également de fournir un travail mécanique cumulé plus important. Les conditions de puissance relative et force-vitesse étaient déterminées relativement aux relations force- et puissance-vitesse individuelles, ce qui souligne que l'endurance de force, évaluée lors d'exercices sous-maximaux, est dépendante des capacités de production de force et de puissance évaluées lors d'efforts explosifs et maximaux. Le test de squat jumps répétés semble être une méthode pratique, simple et fiable d'évaluation de l'endurance de force et des capacités d'endurance. La méthodologie associée à ce test permet de définir aisément les conditions force-vitesse et de puissance relative, *via* le seul contrôle de la charge et de la hauteur de saut.

Les résultats de cette étude permettent d'envisager des perspectives vers de futures expérimentations afin :

- de tester la reproductibilité et la faisabilité du test de squat jumps répétés pour évaluer les capacités d'endurance (*i.e.* la relation puissance-temps) des membres inférieurs à partir de différentes conditions force-vitesse-puissance. Ce projet requiert une étape préliminaire de la quantification de la reproductibilité des tests de squat jumps répétés dans des conditions force-vitesse-puissance, en plus de la seule qui a été testée. De plus, ce test de squat jumps répétés se base sur une méthode déjà appliquée sur le terrain qui permet de quantifier les productions de force, vitesse et puissance en squat jump avec une grande précision, notamment avec des applications disponibles sur smartphone (Balsalobre-Fernández et al. 2015; Stanton et al. 2017). Il pourrait être envisagé que cette application puisse inclure une nouvelle fonctionnalité qui permettrait de quantifier la force, vitesse et puissance en continue pendant la répétition des sauts. Le développement d'une telle application permettrait d'appliquer le test de squat jumps répétés hors du laboratoire, en possession de moyens techniques peu coûteux et peu encombrants.

- D'améliorer la compréhension des mécanismes neuromusculaires responsables de la fatigue, qui expliqueraient les différences d'endurance de force dans les conditions de force élevée-vitesse faible et les conditions de force faible-vitesse élevée. L'originalité de cette future étude serait d'utiliser des exercices de maintien afin de garder constant pendant toute la durée de l'exercice les conditions force-vitesse et de puissance relatives à chaque contraction/répétition, ce qui n'était pas le cas pour les précédentes études qui ont exploré cette question en utilisant des exercices *all-out*, durant lesquels la condition force-vitesse et la puissance produite diminuaient tout au long de l'effort.

- D'explorer à l'échelle de chaque individu les effets des conditions force-vitesse-puissance, qui ont été étudiés dans cette présente étude en moyenne sur l'ensemble des participants. Autrement dit, l'étude présentée ici avait pour objectif de clarifier la variabilité intra-individuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, c'est-à-dire lorsque les conditions d'exercice varient pour un même individu, mais les résultats ne permettent pas d'expliquer les différences d'endurance de force entre deux individus qui seraient dans les mêmes conditions de puissance relative à la condition de vitesse et de condition force-vitesse. L'étude de la variabilité interindividuelle de l'effet de ces conditions d'exercice sur l'endurance de force sera abordée au cours de la troisième étude de ce travail de thèse, présentée dans la **partie 2b**.

PARTIE 2b

Variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force

Publication associée à cette partie :

Rivière J.R., Peyrot N., Cross M.R., Messonnier L.A., Samozino P.
The effect of the force-velocity-endurance profile on strength-endurance

En préparation

Par conséquent, l'évaluation complète des capacités d'endurance individuelles devrait tenir compte des variations de l'aire sous la courbe de la relation puissance-temps en fonction de la condition force-vitesse (*i.e.* les aires W'_1 et W'_2 sur la **Figure 40**). Ainsi, les capacités d'endurance pourraient être considérées, non plus comme une aire définie sur 2 dimensions (*i.e.* uniquement avec une seule valeur de W'), mais comme un volume en 3 dimensions, qui serait défini par l'interaction entre la relation puissance-temps et puissance-vitesse (**Figure 41**).

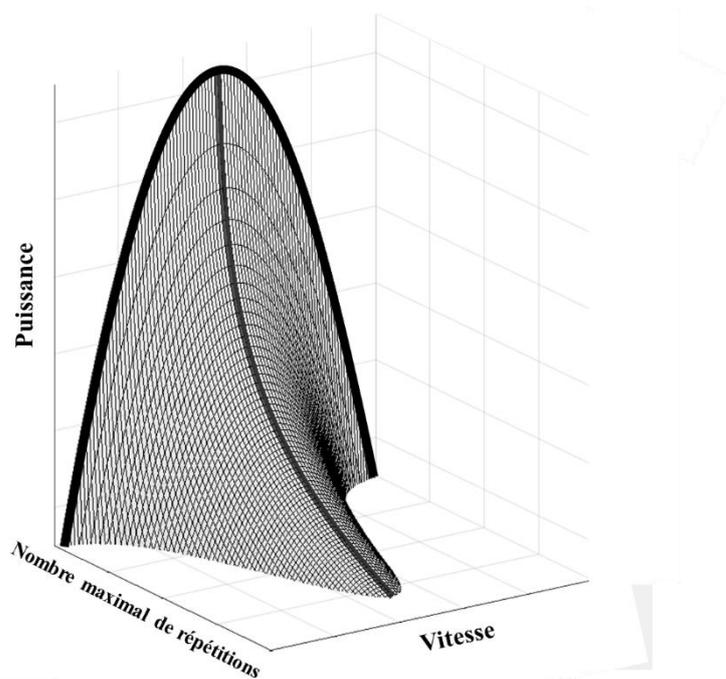


Figure 41. Illustration schématique d'une relation puissance-vitesse-endurance de force, qui est issue de l'interaction entre une relation puissance-temps et une relation puissance-vitesse.

Cependant, les résultats de l'étude présentée dans la **partie 2a** étaient basés sur des valeurs moyennes chez plusieurs individus, ce qui ne permet pas de discuter des différences interindividuelles de l'effet de ces conditions force-vitesse-puissance sur l'endurance de force. Il serait intéressant d'étudier ces différences afin de déterminer si **les effets de la puissance relative et de la condition force-vitesse sur l'endurance de force sont similaires ou variables entre les individus**. En d'autres termes, il serait intéressant d'étudier les différences interindividuelles de la répartition du volume d'endurance :

- entre les conditions de puissance élevée (courte durée d'exercice) ou de puissance faible (durée prolongée d'exercice), *i.e.* la répartition du volume en vertical, selon l'axe de puissance (entre chaque plan vertical puissance-nombre de répétitions à différents niveaux de vitesse).
- entre les conditions de force élevée-vitesse faible ou de force faible-vitesse élevée, *i.e.* la répartition du volume en horizontal, selon l'axe de vitesse (entre chaque plan horizontal nombre de répétitions-vitesse à différents niveaux de puissance).

❖ **La variabilité interindividuelle de l'effet de la puissance relative sur l'endurance de force** (*i.e.* la variabilité interindividuelle de la relation puissance-temps) est bien connue et est en partie expliquée par les qualités athlétiques différentes que peuvent présenter les individus. Par exemple, les athlètes spécialisés dans les disciplines sportives incluant des efforts explosifs (*e.g.* sprint, rugby) ont des capacités de production de puissance bien supérieures à celles des athlètes qui sont spécialisés dans des disciplines incluant des exercices de très longues durées (*e.g.* 10 km, marathon ; Vandewalle et al. 1987a ; Vuorimaa et al. 1996 ; Legaz-Arrese et al. 2011). A l'inverse, les athlètes spécialistes des exercices de très longues durées présentent une puissance critique plus élevée que les athlètes spécialisés dans les efforts explosifs (Tsai 2012, 2015). Cette variabilité interindividuelle de l'effet de la puissance sur l'endurance de force est illustrée sur la **Figure 42**, qui décrit deux profils types d'athlètes : l'athlète A, qui présente une puissance maximale plus élevée, mais une puissance critique plus faible, que l'athlète B, qui lui présente une puissance maximale plus faible, mais une puissance critique plus élevée.

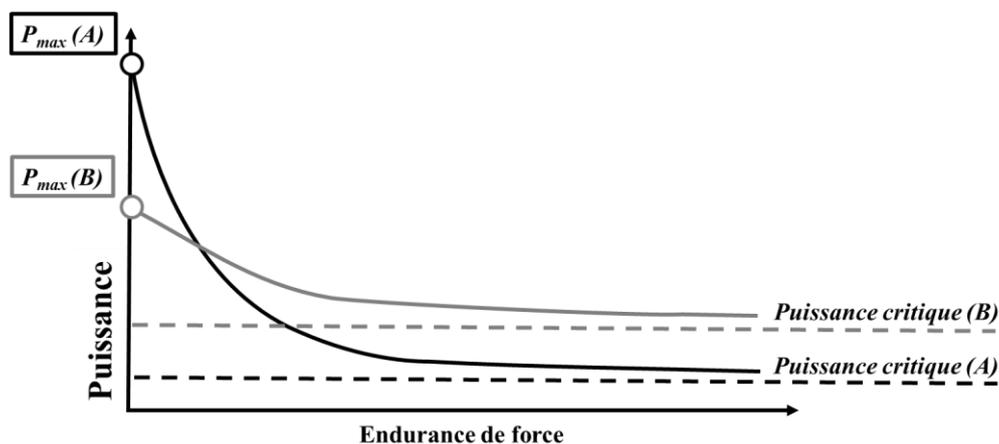


Figure 42. Illustration schématique de deux relations puissance-temps typiques chez un athlète spécialisé dans les disciplines de courtes distances et explosives (courbe noire) et d'un athlète entraîné pour performer sur des longues distances (courbe grise).

Par ailleurs, de telles variabilités interindividuelles de l'effet de la puissance relative peuvent être également observées entre des athlètes très entraînés dans la même discipline sportive, mais dont la spécialité au sein de la pratique n'est pas la même (Pinot et Grappe 2011). Par exemple, au sein d'un groupe de cyclistes participant à des épreuves compétitives par étape (*e.g.* Le Tour de France), les athlètes s'entraînant spécifiquement pour être performant sur des sections à fort dénivelé (*i.e.* les « grimpeurs ») disposent d'une capacité maximale de puissance inférieure aux athlètes spécialistes en sprint, mais présentent néanmoins une puissance critique plus élevée que ces derniers (Pinot et Grappe 2011 ; **Figure 43**).

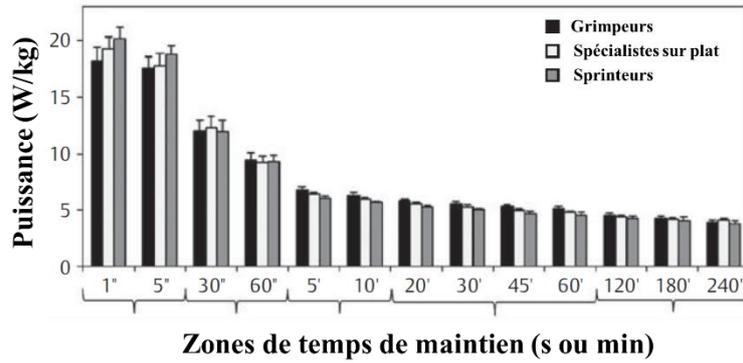


Figure 43. Relation entre la puissance développée et l'endurance de force, découpée en « zones » ou catégories de temps de maintien, chez des cyclistes professionnels selon différentes spécialités (grimpeurs, spécialistes sur plat et sprinteurs). Sur ces histogrammes, les sprinteurs présentaient des capacités de production de puissance significativement plus élevées que les grimpeurs et spécialistes sur le plat, pour des efforts situés dans les zones de 1'' et 5''. A l'inverse, les sprinteurs présentaient des capacités de production de puissance significativement plus basses que les grimpeurs et spécialistes sur le plat, pour des durées d'efforts situées dans les zones de 5' à 240'. *Figure modifiée d'après Pinot (2011)*

En conséquence, des différences interindividuelles de l'effet de la puissance relative sur l'endurance de force sont bien existantes, traduisant notamment une répartition différente de l'aire sous la courbe de la relation puissance-temps (**Figure 44**). Cette variabilité entre les individus pouvant être expliquée graphiquement par des différences i) de puissance maximale, ii) de puissance critique et iii) de courbure de la relation puissance-temps.

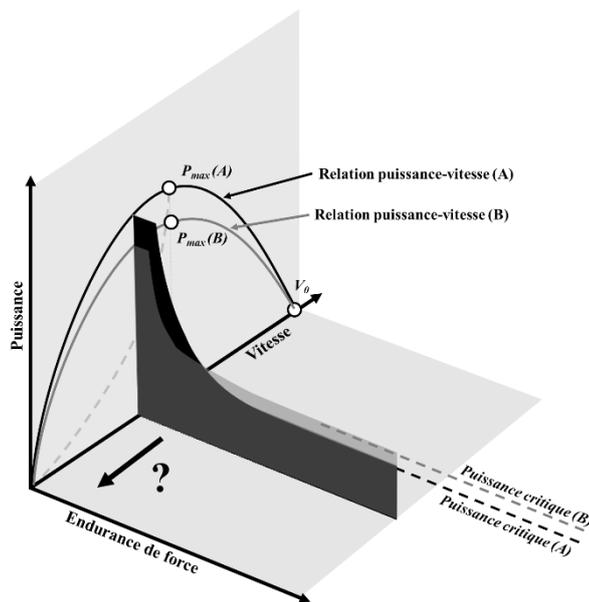


Figure 44. Schématisation de la comparaison des relations puissance-vitesse-endurance de force entre les deux athlètes typiques (A et B) pris à l'exemple précédemment. Cette comparaison graphique des deux athlètes met notamment en avant la variabilité interindividuelle de la relation puissance-temps entre les deux individus : l'athlète A spécialisé dans les disciplines de courtes distances et explosives (symboles et illustrations noirs) et d'un athlète B spécialiste des longues distances (symboles et illustrations gris).

❖ **La variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse** sur l'endurance de force est moins documentée, voire pas du tout, dans la littérature scientifique. Aucun élément de la littérature ne permet de déterminer si **l'athlète qui présente la meilleure endurance de force dans des conditions de puissance élevée serait également celui qui présenterait la meilleure endurance de force dans toutes les conditions force-vitesse pour ce même niveau de puissance** (flèche noire sur la **Figure 44**). En d'autres termes, en reprenant la comparaison entre les deux athlètes typiques A et B, est ce que l'athlète B a une meilleure endurance de force que l'athlète A pour les niveaux de puissance proche de la puissance critique dans toutes les conditions force-vitesse ?

Pour répondre à ce questionnement, l'endurance de force de ces deux athlètes A et B devrait être évaluée dans différentes conditions force-vitesse et à différents niveaux de puissance relative. Dans le cadre de l'étude de cette **partie 2b**, nous nous focaliserons uniquement à un seul niveau de puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* à $85\% P_{\max}v$), auquel l'endurance de force sera évaluée dans différentes conditions force-vitesse. Cela reviendrait à étudier le plan horizontal vitesse-temps pour un niveau donné de puissance relative (**Figure 45**). Pour ce niveau de puissance, la variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force pourrait être illustrée par l'athlète A qui présenterait une endurance de force plus faible que l'athlète B dans les conditions de force faible-vitesse élevée, mais que ce même athlète A présente néanmoins une endurance de force plus élevée dans les conditions de force élevée-vitesse faible (**Figure 45 et 47**).

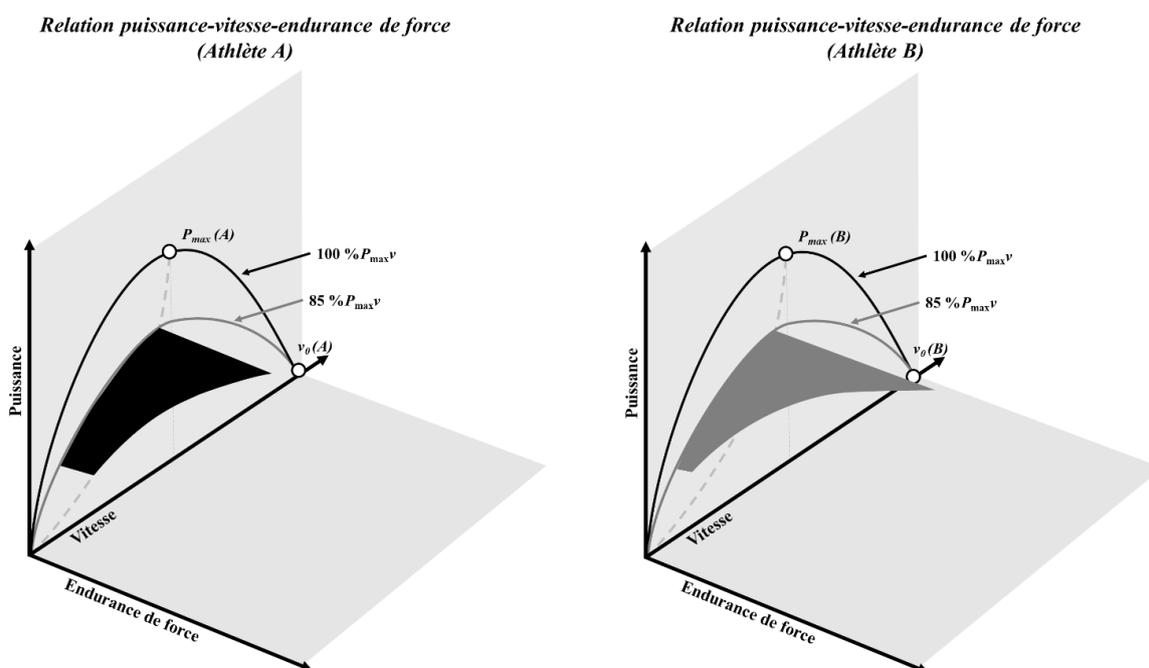


Figure 45. Schématisation de la comparaison des relations puissance-vitesse-endurance de force pour les athlètes typiques pris à l'exemple précédemment (l'athlète A, sur le panel de gauche et l'athlète B, sur le panel de droite). Cette comparaison graphique permet d'illustrer la variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force à un seul niveau de puissance relative à la condition de vitesse (*i.e.* $85\% P_{\max}v$).

Cette variabilité interindividuelle de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force à $85\%P_{\max}v$ pourrait être expliquée, d'une part, par les capacités d'endurance à ce niveau de puissance relative (définies par l'aire du plan à $85\%P_{\max}v$; A_{End}) et, d'autre part, par la répartition de ces capacités « partielles » d'endurance (ou de cette aire) vers les conditions de force élevée-vitesse faible ou vers les conditions de force faible-vitesse élevée. Cette orientation des capacités d'endurance serait caractérisée par le profil force-vitesse-endurance (P_{FVE}). Ce profil permettrait de souligner qu'il existe des individus présentant des capacités d'endurance qui seraient majoritairement orientées vers les conditions de force élevée-vitesse faible (ou pour des ratios force-vitesse élevés). Ces individus pourraient être caractérisés par un profil force-vitesse-endurance orienté en « force » (**Figure 46**). A l'inverse, ce profil mettrait aussi en avant d'autres individus présentant des capacités d'endurance qui seraient majoritairement orientées vers les conditions de force faible-vitesse élevée (ou pour des ratios force-vitesse faibles). Ces individus pourront être caractérisés par un profil force-vitesse-endurance orienté en « vitesse » (**Figure 46**).

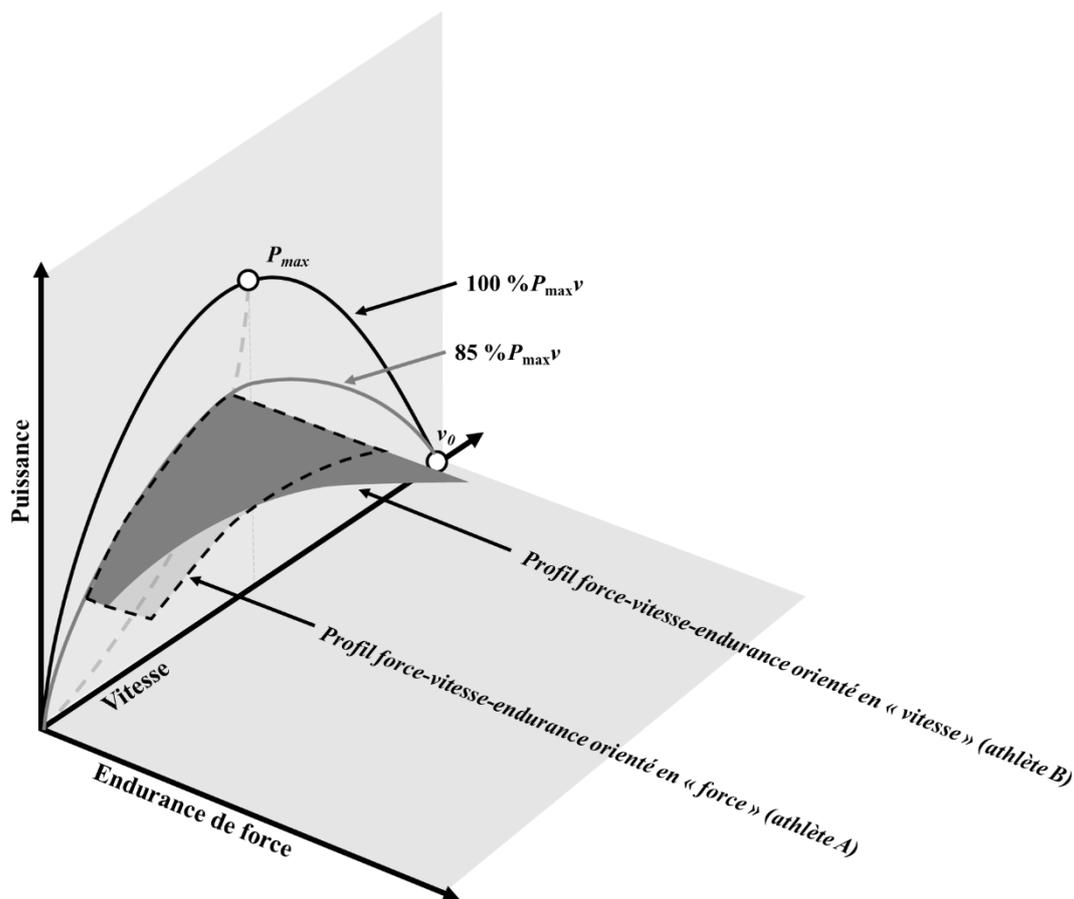


Figure 46. Schématisation de la comparaison des profils force-vitesse-endurance pour les deux athlètes typiques (A et B) pris à l'exemple précédemment. Cette comparaison a pour but d'illustrer la variabilité de l'effet de la condition force-vitesse entre deux individus dans différentes conditions force-vitesse au même niveau de puissance relative (*i.e.* $85\%P_{\max}v$) et notamment de mettre en avant l'existence d'un profil force-vitesse-endurance individuel.

Cette troisième étude de thèse avait pour objectif de tester l'existence des différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force et, si cette variabilité était avérée, de déterminer si ces différences entre les individus peuvent être expliquées par les capacités d'endurance et du profil force-vitesse-endurance.

L'existence des différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force a été testée en faisant la corrélation entre les performances d'endurance de force dans différentes conditions force-vitesse-puissance. Si le premier objectif était confirmé, le second objectif était de vérifier, à l'aide d'une régression multiple, que le profil force-vitesse-endurance et les capacités d'endurance influence bien l'endurance de force de manière indépendante l'un de l'autre.

Nous faisons l'hypothèse que les performances d'endurance de force entre les différentes conditions force-vitesse n'étaient pas ou très peu corrélées entre elles, due à la spécificité des contraintes neurophysiologiques imposées entre les conditions de force élevée-vitesse faible et force faible-vitesse élevée. Egalement, il était attendu que les capacités d'endurance et le profil force-vitesse-endurance influençaient, indépendamment l'un de l'autre, l'endurance de force dans toutes les conditions force-vitesse, mais que l'endurance de force dans les conditions force-vitesse les plus extrêmes serait plus sensibles à un changement de profil force-vitesse-endurance qu'à un changement des capacités d'endurance.

II – Méthodologie

1. Protocole expérimental et analyses des données

Comme établi précédemment, toutes les procédures, méthodes et données qui ont été présentées dans la **partie 2a** sont communes à l'étude de cette **partie 2b**. Par conséquent, les données d'endurance de force qui seront utilisées dans cette **partie 2b** sont les mêmes que celles qui ont été présentées précédemment dans la **partie 2a**. Pour rappel, les valeurs d'endurance de force, quantifiées par le nombre maximal de répétitions chez 14 participants, sont issues d'exercices de maintien jusqu'à l'épuisement réalisés en squat jumps répétés, dans 10 conditions force-vitesse-puissance (caractérisées relativement aux relations force- et puissance-vitesse individuelles ; **Figure 47**). Cette étude étant focalisée sur la variabilité entre les individus, les paramètres F_0 , v_0 et P_{max} , définissant les capacités de production de force de chacun lors d'efforts explosifs et uniques, seront présentés dans la partie résultat.

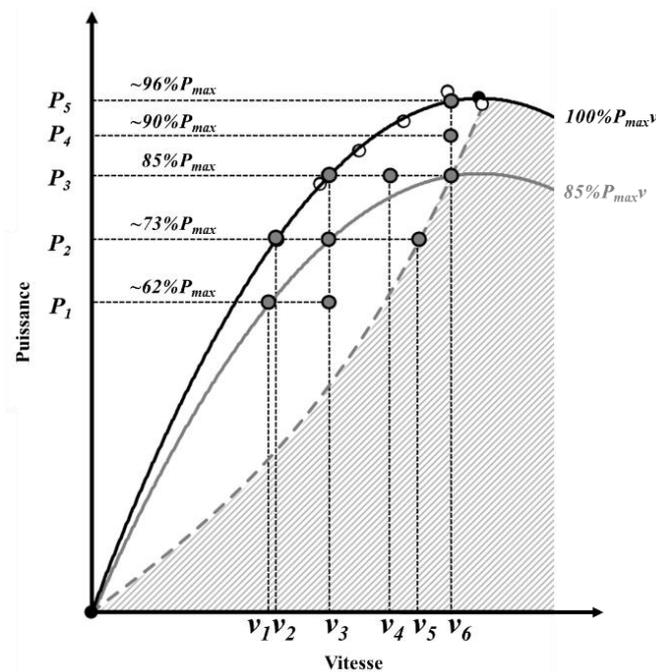


Figure 47. Copie de la **Figure 35** de la **partie 2a**.

Relation puissance-vitesse individuelle typique représentant 100 % (courbe noire) et 85 % (courbe grise) des capacités maximales de puissance relative spécifique à la condition de vitesse. Les points gris représentent les 10 conditions force-vitesse-puissance dans lesquelles les tests de squat jumps répétés jusqu'à l'épuisement étaient réalisés. Chaque condition de test de squat jumps répétés est définie par des coordonnées de puissance relative et de vitesse.

Cette **partie 2b** étant focalisée uniquement sur un seul niveau de puissance relative (*i.e.* à 85 % $P_{max}v$), les corrélations entre les performances d'endurance de force (*i.e.* le nombre maximal de répétitions) dans les différentes conditions force-vitesse étaient effectuées à partir des conditions P_1v_1 , P_2v_3 , P_3v_6 (**Figure 47** et **48**).

L'objectif était de vérifier si les individus qui présentaient le nombre maximal de répétitions le plus élevé dans une condition force-vitesse, l'avaient aussi dans les autres conditions de force-vitesse.

Pour tester l'influence des capacités d'endurance à 85 % $P_{\max v}$ (*i.e.* A_{End}) et du profil force-vitesse-endurance (P_{FvE}) sur l'endurance de force, A_{End} a été estimé indirectement¹⁶ en calculant la moyenne du nombre maximal de répétitions dans les conditions P_1v_1 , P_2v_3 , P_3v_6 et P_{FvE} a été déterminé par le rapport du nombre maximal de répétitions entre la condition P_3v_6 (la plus orientée vers la condition de force faible-vitesse élevée) et la condition P_1v_1 (la plus orientée vers la condition de force élevée-vitesse faible). Les capacités d'endurance et le profil force-vitesse-endurance ont été déterminés uniquement à partir des 3 tests de squat jumps répétés réalisés à 85 % $P_{\max v}$ (P_1v_1 , P_2v_3 , P_3v_6), excluant les 3 tests effectués à 100 % $P_{\max v}$, due à la faible résolution du nombre maximal de répétitions à ce niveau de puissance.

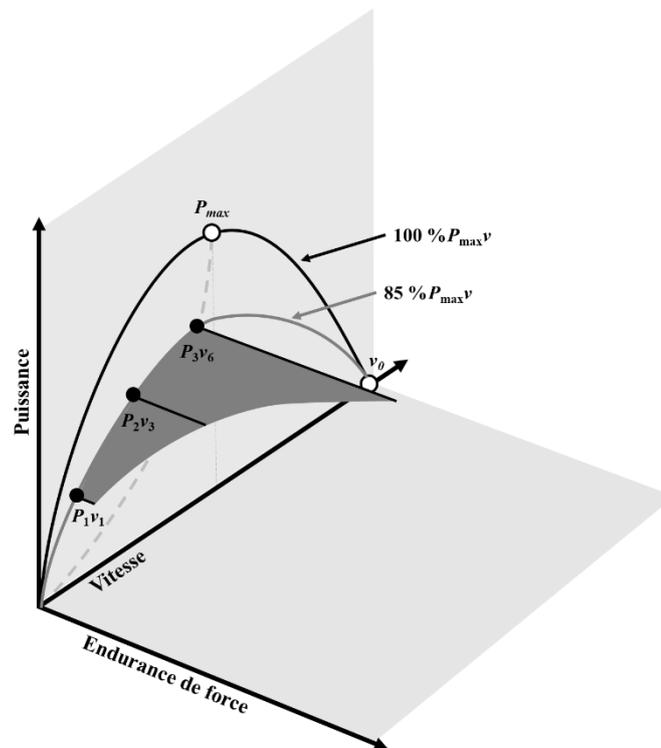


Figure 48. Représentation schématique d'une relation force-vitesse-endurance, sur laquelle sont positionnées les conditions force-vitesse-puissance à 85 % $P_{\max v}$ (P_1v_1 , P_2v_3 , P_3v_6) qui seront considérées dans le cadre de cette étude.

¹⁶ Le calcul de l'aire du plan à 85 % $P_{\max v}$ aurait nécessité de multiplier la moyenne du nombre maximal de répétitions dans les 3 conditions force-vitesse par la différence de vitesse entre les deux conditions les plus éloignées (exprimée relativement à v_0), ce qui aurait conduit à une unité de mesure difficile à interpréter (*i.e.* nombre de répétition par % v_0). Alors que, la différence de vitesse relative étant la même pour tous les participants, la moyenne du nombre maximal de répétitions dans les 3 conditions force-vitesse donne donc la même information que l'aire, permettant ainsi de donner un sens pratique à la variable quantitative (*i.e.* nombre moyen de répétitions).

2. Analyses statistiques

Les différences interindividuelles de l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force étaient testées en calculant le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson entre les performances du nombre maximal de répétitions dans les 3 conditions force-vitesse-puissance à 85 % $P_{\max V}$ (P_{1V1} , P_{2V3} , P_{3V6}). Les effets respectifs et indépendant du volume d'endurance et du profil force-vitesse-endurance sur l'endurance de force étaient testés à l'aide de régressions linéaires multiples pas à pas, appliquées aux 3 conditions force-vitesse-puissance à 85 % $P_{\max V}$ (P_{1V1} , P_{2V3} , P_{3V6}). Pour ces analyses, A_{End} et P_{FvE} étaient entrés en tant que variables indépendantes et le logarithme du nombre maximal de répétitions (*i.e.* Rep_{\max}), en tant que variable dépendante. Le logarithme du nombre maximal de répétitions était utilisé dans cette étude afin de rétablir la normalité des variables dépendantes, sans altérer la qualité statistique des échantillons qui remplissaient initialement cette condition statistique (Sainani 2012). Pour toutes les analyses statistiques, une valeur de p de 0,05 était acceptée comme le seuil de significativité.

III – Résultats

Les valeurs de A_{end} étaient en moyenne de 31 ± 17 répétitions (valeurs individuelles allant de 12 à 66 répétitions ; médiane = 24 répétitions) et les valeurs de P_{FvE} étaient en moyenne de $1,67 \pm 0,57$ (valeurs individuelles allant de 1,02 à 2,82 ; médiane = 1,56). Les valeurs individuelles de A_{end} et P_{FvE} , ainsi que de F_0 , v_0 et P_{\max} sont présentées dans le **Tableau 7**.

Les coefficients de corrélation entre les performances d'endurance de force dans les 3 conditions force-vitesse à 85 % $P_{\max V}$ (*i.e.* P_{1V1} , P_{2V3} et P_{3V6}) étaient significatifs uniquement entre les conditions P_{2V3} et P_{3V6} ($r = 0,695$; $p = 0,008$) et non-significatifs entre les conditions P_{1V1} et P_{2V3} ($r = 0,462$; $p = 0,112$) et les conditions P_{1V1} et P_{3V6} ($r = 0,231$; $p = 0,447$).

La régression multiple montrait que A_{End} et P_{FvE} expliquaient 96,5 % et 94,8 % de la variabilité interindividuelle du nombre maximal de répétitions pour la condition P_{3V6} et P_{1V1} , respectivement. Les parts individuelles explicatives de la variabilité du nombre maximal de répétitions (*i.e.* Rep_{\max}) pour chaque variable dépendante (*i.e.* A_{End} et P_{FvE}), les équations des modèles de régression, les coefficients standardisés et les écarts entre le modèle et les données expérimentales sont résumés dans le **Tableau 6**. Pour la condition P_{2V3} , A_{End} était le seul facteur significatif et expliquait à lui seul 82,3 % de la variabilité interindividuelle du nombre maximal de répétitions (coefficient standardisé = 0,907). Pour la condition P_{1V1} , P_{FvE} était le paramètre le plus explicatif avec 67,5 % de la variance expliquée (coefficient standardisé = -0,768) et A_{End} expliquait 29 % de la variance (coefficient standardisé = 0,541). Pour la condition P_{3V6} , A_{End} était le paramètre le plus explicatif avec 59,6 % de la variance expliquée (coefficient standardisé = 0,831) et P_{FvE} expliquait 35,2 % de la variance (coefficient standardisé = 0,596). Les modèles de régression présentaient d'excellentes qualités d'ajustement ($R^2 = 0,907$ à $0,965$) avec des écarts très faibles entre les modèles et les données expérimentales (RMSE = 0,120 à 0,253).

Tableau 6. Parts relatives des capacités d'endurance et du profil force-vitesse-endurance explicatives du nombre maximal de répétitions et équations, coefficients de détermination et RMSE des modèles de régression linéaire multiple pour les 3 conditions force-vitesse-puissance à 85 % $P_{\max V}$.

	A_{End}		P_{FvE}		R^2	Equation de la régression linéaire multiple	RMSE
	Part explicative (%)	Coefficient standardisé	Part explicative (%)	Coefficient standardisé			
P_{1V1}	29,0	0,541	67,5	-0,768	0,965	$\text{Ln}(Rep_{\max}) = 1,730 - 0,787 (P_{\text{FvE}}) + 0,664(A_{\text{End}})$	0,120
P_{2V3}	82,3	0,907	∅	∅	0,823	$\text{Ln}(Rep_{\max}) = -0,444 + 1,095 (A_{\text{End}})$	0,253
P_{3V6}	59,6	0,831	35,2	0,596	0,948	$\text{Ln}(Rep_{\max}) = -1,192 + 1,236(A_{\text{End}}) + 0,742(P_{\text{FvE}})$	0,177

Tableau 7. Valeurs individuelles des capacités d'endurance spécifique à 85 % $P_{\max V}$ (A_{end}) et du profil force-vitesse-endurance (P_{FvE}).

Participant	A_{End} (Nb de répétitions)	P_{FvE}	F_0 (N)	v_0 (m.s ⁻¹)	P_{\max} (W)
1	19,3	1,22	2410	2.91	1751
2	45,7	1,37	2514	3.14	1971
3	40,7	2,83	2742	2.34	1602
4	15,3	1,03	2185	2.63	1439
5	22,0	1,11	2306	3.59	2073
6	23,7	2,51	1627	2.13	865
7	17,3	1,19	2424	2.38	1442
8	48,0	1,56	1872	2.23	1043
9	17,7	1,25	2012	3.19	1604
10	29,0	2,26	2181	2.95	1609
11	65,7	1,63	1967	3.08	1513
12	45,7	1,75	2185	2.53	1382
13	11,7	1,95	2574	2.93	1884
14	28,0	3,85	1826	3.09	1411

IV– Discussion

1. Corrélation entre les performances d'endurance de force entre les différentes conditions force-vitesse à 85 % $P_{\max V}$

Le premier objectif de cette étude était de déterminer s'il existe des différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force. Sur l'ensemble des conditions force-vitesse à 85 % $P_{\max V}$ (*i.e.* P_{1V1} , P_{2V3} , P_{3V6}), les performances d'endurance de force (*i.e.* le nombre maximal de répétitions) n'étaient pas significativement corrélées entre elles pour 2 comparaisons sur 3. Tout d'abord, ces résultats montraient que le classement individuel des performances d'endurance de force est variable selon la condition force-vitesse à un même niveau de % $P_{\max V}$, ce qui confirme que l'effet de la condition force-vitesse n'est pas similaire chez tous les individus. De plus, pour la seule corrélation significative entre les conditions P_{2V3} et P_{3V6} , la valeur du coefficient n'était que de 0,695 (correspondant à un coefficient de détermination de $r^2 = 0,483$), ce qui souligne que $\approx 50\%$ de la variabilité interindividuelle du nombre maximal de répétitions dans la première condition n'était pas expliquée par la variabilité du nombre maximal de répétitions dans la seconde condition. Pris ensemble, ces résultats mettent en avant qu'un individu qui aurait la meilleure performance d'endurance de force dans une condition force-vitesse, ne serait pas systématiquement le meilleur dans une autre condition force-vitesse à un même niveau de % $P_{\max V}$; les classements entre ces deux conditions seraient très différents. C'est le cas par exemple d'un des participants de cette étude qui présentait la deuxième meilleure endurance de force dans la condition P_{3V6} , mais qui est présentait l'endurance de force la plus basse dans la condition P_{1V1} (Point gris cerclé noir, **Figure 49**). Ainsi, il existe bien des différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force.

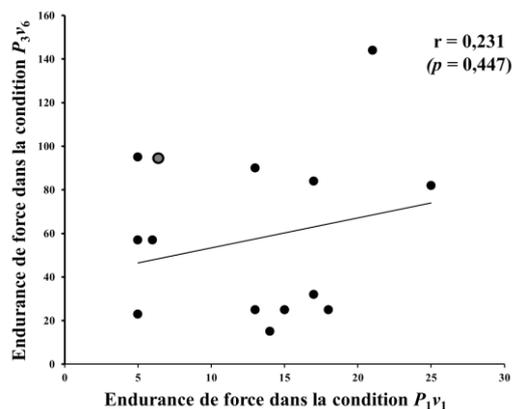


Figure 49. Corrélation entre le nombre maximal de répétitions dans la condition P_3v_6 et la condition P_1v_1 chez les 14 participants de cette étude. Le point gris cerclé noir met en avant un exemple typique de participants qui présente une des meilleures performances d'endurance de force dans une condition force-vitesse spécifique, mais qui présente l'endurance de force la plus basse dans une condition force-vitesse différente.

Par ailleurs, il pourrait être supposé que sur l'ensemble des conditions force-vitesse-puissance défini par la relation puissance-vitesse, les performances d'endurance de force qui seraient les plus corrélées entre elles seraient celles qui sont les plus rapprochées en terme de positionnement graphique sous (ou sur) la relation puissance-vitesse. Ces proximités et éloignements traduiraient la similitude entre les conditions force-vitesse-puissance, en termes de $\%P_{\max}v$ et de condition force-vitesse. A titre d'analogie, c'est exactement ce qui peut être retrouvé sur la relation force-vitesse, où les productions de force peuvent être corrélées entre deux niveaux proches de vitesse alors qu'elles ne le sont plus du tout corrélées entre deux vitesses extrêmes. Dans cette idée, il pourrait être simplifié que l'endurance de force est dépendante de « la zone » de positionnement par rapport à la relation puissance-vitesse individuelle. Le découpage des conditions d'exercice en zones ou « en domaines » a été déjà été proposé pour catégoriser le type d'exercice, mais seulement selon le niveau de puissance développée (Poole et Jones 2012 ; Burnley et Jones 2016). L'identification de ces zones est basée sur les réponses physiologiques spécifiques à chaque zone (*e.g.* lactatémie et seuil ventilatoire) et a notamment pour avantage de proposer une définition commune, simple et informative sur les réponses neurophysiologiques à l'intensité de l'exercice, de manière indépendante de la nature de l'exercice (*e.g.* course à pied, pédalage, natation) et des qualités athlétiques de l'individu. En comparaison, quelques études sur des mouvements mono-articulaires (*e.g.* extension de genou et de cheville) lors d'exercice *all-out* ont montré que l'origine de la fatigue n'était pas de même nature selon la condition force-vitesse dans laquelle la puissance est développée (Morel et al. 2015b, a, 2019), mais aucune de ces études n'a proposé une catégorisation de zones de conditions force-vitesse. Au vu de l'influence significative de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, et de son importance dans l'évaluation des capacités d'endurance, il serait intéressant dans de futures études d'explorer plus finement l'étiologie de la fatigue selon les différentes conditions force-vitesse-puissance afin de mieux déterminer ces zones d'exercice et profiter des avantages listés plus haut.

2. Effet des capacités d'endurance et du profil force-vitesse-endurance sur l'endurance de force

Le second objectif de cette étude était de déterminer si les capacités d'endurance (*i.e.* aire du plan sur la **Figure 48**) et le profil force-vitesse-endurance (*i.e.* répartition de cette aire selon la condition force-vitesse) permettaient d'expliquer les différences interindividuelles d'endurance de force. Les résultats de la régression multiple montraient qu'au moins $\approx 95\%$ de la variance interindividuelle du nombre maximal de répétitions était expliquée par les capacités d'endurance (*i.e.* A_{End}) et le profil force-vitesse-endurance (*i.e.* P_{FVE}) pour la condition P_{1V_1} et P_{3V_6} . La variance interindividuelle dans la condition P_{2V_3} était expliquée à $\approx 82\%$, uniquement par les capacités d'endurance, le profil force-vitesse-endurance n'ayant pas été considéré comme un facteur explicatif. Il est important de noter ici que ce résultat n'est pas très intéressant en soi, car il est normal d'expliquer une grande part de la variabilité des performances en endurance de force sur la base de paramètres calculés eux-mêmes à partir de ces mêmes performances. Le réel objectif de la régression multiple pas-à-pas était de tester les contributions respectives de A_{End} et P_{FVE} , qui représentent des qualités physiques différentes, pour expliquer les différences interindividuelle d'endurance de force. En continuant l'analogie à la relation force-vitesse, le principal résultat de l'étude de Samozino et al en 2014, portant sur l'influence de P_{max} et du profil force-vitesse (pente de la relation force-vitesse) sur la performance lors de sauts verticaux explosifs, n'était pas que la performance en saut était très bien expliquée par P_{max} et le profil force-vitesse (qui sont deux paramètres calculés sur la base des performances mesurées en saut, puis réutilisés pour expliquer la performance lors de sauts), mais que cette performance dépendait, en proportions différentes, de P_{max} et du profil force-vitesse (Samozino et al. 2014).

Tout d'abord, ces résultats confirment notre hypothèse et montrent que les différences interindividuelles d'endurance de force à un même niveau de $\%P_{\text{max}V}$ sont en grande partie expliquées par les capacités individuelles d'endurance et le profil force-vitesse-endurance. Cependant, ces deux variables n'expliquaient pas la même part des différences interindividuelles et n'avaient pas le même effet selon la condition force-vitesse. Les différences interindividuelles dans les conditions P_{1V_1} et P_{3V_6} , correspondants aux conditions force-vitesse les plus éloignées, étaient expliquées par les capacités d'endurance et le profil force-vitesse-endurance. En comparaison, la condition P_{2V_3} , étant située à l'intermédiaire entre les deux autres conditions force-vitesse, la variabilité interindividuelle de l'endurance de force n'était expliquée que par les capacités d'endurance, excluant toute implication du profil force-vitesse-endurance. En effet, l'endurance de force dans la condition P_{3V_6} dépendait davantage des capacités d'endurance que du profil force-vitesse-endurance. En d'autres termes, les participants qui présentaient les capacités d'endurance les plus importantes (*i.e.* une valeur de A_{end} élevée) étaient en moyenne ceux qui avaient la meilleure endurance de force dans cette condition force-vitesse. Néanmoins, étant donné l'influence significative du profil force-vitesse-endurance sur l'endurance de force dans cette même condition (P_{3V_6}), les participants qui avaient la meilleure endurance de force étaient ceux qui présentaient, certes les capacités d'endurance les plus importantes, mais également un profil force-vitesse-endurance le plus orienté en « vitesse » (*i.e.* capacités d'endurance orientées vers les conditions de force faible-vitesse élevée, caractérisé par une valeur de P_{FVE} élevée). En comparaison, l'endurance de force dans la condition P_{1V_1} dépendait davantage

du profil force-vitesse-endurance que des capacités d'endurance. De ce fait, les participants qui présentaient les capacités d'endurance les plus importantes, mais surtout, un profil force-vitesse-endurance très orienté en « force » (*i.e.* capacités d'endurance orientées vers les conditions de force élevée-vitesse faible, caractérisé par une valeur de P_{FVE} faible), étaient en moyenne ceux qui avaient la meilleure endurance de force dans cette condition. En clair, pour avoir la meilleure endurance de force dans la condition P_{3V6} , les qualités physiques individuelles prédominantes qu'un individu doit présenter sont, tout d'abord, des capacités d'endurance très importantes, puis un profil force-vitesse-endurance le plus orienté en « vitesse ». A l'inverse, pour avoir la meilleure endurance de force dans la condition P_{1V1} , les qualités physiques individuelles prédominantes qu'un individu doit présenter sont, tout d'abord, un profil un profil force-vitesse-endurance le plus orienté en « force », puis des capacités d'endurance très importantes. L'importance pour un individu donné de présenter un profil force-vitesse-endurance orienté de manière adéquate vis-à-vis de la condition force-vitesse dans laquelle il réalisera sa performance est notamment soulignée par les coefficients standardisés des modèles de régression multiple. En effet, ces coefficients montraient que les variabilités interindividuelles d'endurance de force étaient quasi-autant sensibles à un changement des capacités d'endurance que de profil force-vitesse-endurance pour la condition P_{3V6} , voire même plus sensible à un changement de profil force-vitesse-endurance pour la condition P_{1V1} . Par conséquent, l'implication de ce profil force-vitesse-endurance dans les performances lors d'exercices de maintien ne devrait pas être négligée et permettrait de mieux comprendre les différences d'endurance de force entre des individus qui réalisent un exercice dans les mêmes conditions de $\%P_{maxV}$ et de condition force-vitesse.

Cependant, même si dans certaines conditions force-vitesse, un individu doit présenter des capacités d'endurance et un profil force-vitesse-endurance spécifiques pour garantir une amélioration de son endurance de force dans cette condition force-vitesse, il n'est pas exclu que deux individus qui présentent des capacités d'endurance et un profil force-vitesse-endurance différents puissent avoir la même endurance de force dans une même condition force-vitesse. Pour illustrer ces propos, prenons à l'exemple le cas de deux participants (A et B) de cette étude qui présentaient la même endurance de force dans la condition P_{3V6} ($Rep_{max}[A] = 23$ répétitions et $Rep_{max}[B] = 25$ répétitions), mais qui étaient caractérisés par des capacités d'endurance et des profils force-vitesse-endurance très différents ($A_{end}[A] = 12$ répétitions et $A_{end}[B] = 22$ répétitions ; $P_{FVE}[A] = 1,95$ et $P_{FVE}[B] = 1,11$). Remarquablement, le participant B présente un profil force-vitesse-endurance orienté en « force » et ses capacités d'endurance importantes lui permettent d'avoir une endurance de force de 25 répétitions. En comparaison, le participant A présente des capacités d'endurance presque deux fois plus faibles que le participant B, mais ce premier présente quand même une endurance de force de 23 répétitions, qui est principalement due à son profil force-vitesse-endurance presque 2 fois plus orienté en « vitesse » que le participant B. Par conséquent, une même endurance de force obtenue chez deux individus dans une condition force-vitesse donnée peut être due à des capacités d'endurance et des profils force-vitesse-endurance très différents (**Figure 50**). Ces résultats soulignent davantage l'importance de considérer le profil force-vitesse-endurance individuel dans la compréhension des performances lors d'exercices de maintien, réalisés dans le cadre d'effort intenses et répétés.

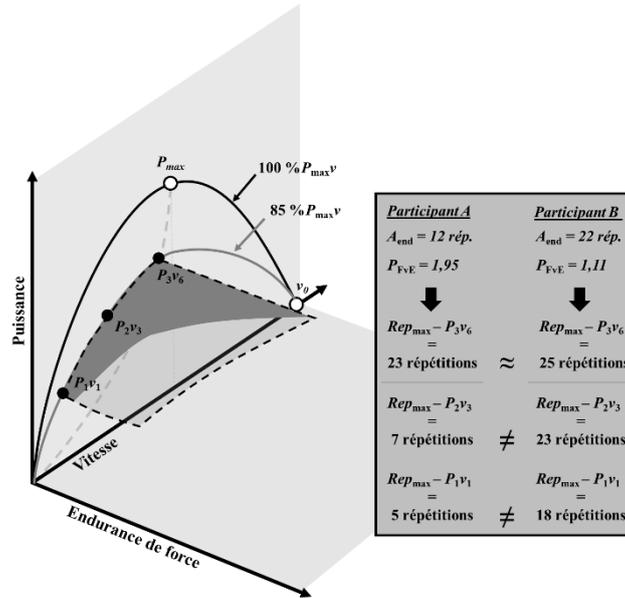


Figure 50. Schématisation de la comparaison des profils force-vitesse-endurance et des capacités d'endurance pour les deux participants (A et B) de cette présente étude. Les aires grise foncée et grise très claire pointillée représentent les capacités d'endurance du participant A et B, respectivement.

Si les résultats discutés précédemment permettent de souligner l'importance de considérer le profil force-vitesse-endurance dans la compréhension des performances d'endurance de force, ils mettent également en avant que l'évaluation des capacités d'endurance individuelles devrait intégrer des tests d'endurance à différents niveaux de puissance relative à la condition de vitesse, mais également dans des conditions force-vitesse différentes. De ce fait, il semble intéressant d'évaluer les capacités d'endurance d'un individu dans l'ensemble de condition force-vitesse-puissance le plus étendu possible, afin d'avoir les informations sur la totalité de ses capacités d'endurance (*i.e.* le volume d'endurance de la relation force-vitesse-puissance en 3 dimensions), mais surtout de pouvoir évaluer les profils force-vitesse-endurance, donnant une indication sur l'orientation du volume d'endurance dans des conditions de force élevée-vitesse faible ou inversement, et, cela, à différents niveaux de puissance relative. Ces évaluations permettraient de détecter chez un individu si la répartition de ses capacités d'endurance est en adéquation avec les conditions force-vitesse-puissance dans lesquelles il réalisera sa performance en compétition. De plus, la détection d'une mauvaise répartition de ce volume aiderait à orienter et individualiser les programmes d'entraînement dans la sélection des modalités d'exercice pour entrainer les performances d'endurance de force qui sont spécifiquement en déficit, voire vers une approche de réorientation des capacités d'endurance vers un profil force-vitesse-endurance plutôt en « force » ou en « vitesse ». Ce type d'évaluation des capacités d'endurance en 3 dimensions nécessiterait un temps très important selon le modèle présenté ici (de nombreux tests jusqu'à l'épuisement à réaliser dans différentes conditions). Néanmoins, des études futures pourraient s'attacher à simplifier au maximum ce type d'évaluation sans perdre d'informations en identifiant par exemple un nombre de tests minimum ou des conditions de tests spécifiques. A défaut de faire une évaluation complète de ces capacités d'endurance en 3

dimensions, les résultats de cette étude soulignent à minima l'importance d'évaluer l'endurance de force dans des conditions force-vitesse-puissance les plus proches de la pratique.

En résumé, il existe bien des variabilités interindividuelles de l'effet de la condition force-vitesse, qui se caractérisent notamment par un profil force-vitesse-puissance propre à chaque individu. D'un point de vue neurophysiologique, **comment expliquer cette variabilité interindividuelle du profil force-vitesse-endurance ?**

Comme discuté précédemment dans la **partie 2a** de ces travaux de thèse, la condition force-vitesse influence l'origine de la fatigue, notamment que la fatigue développée dans les conditions de force élevée-vitesse faible serait principalement d'origine centrale, mais majoritairement d'origine périphérique dans les conditions de force faible-vitesse élevée (Morel et al. 2015a, 2019). Néanmoins, ces mêmes auteurs ont montré également d'importantes différences interindividuelles du niveau de fatigue centrale et la fatigue périphérique chez des participants qui réalisaient un même exercice *all-out* de 160 extensions de genou (Morel et al. 2019). En effet, certains participants ne présentaient pas de fatigue centrale à l'issue de l'exercice en comparaison avec d'autres participants, dont l'activation volontaire diminuait de 50 % (Morel et al. 2019). Par conséquent, il semblerait que certains individus soient plus fatigables lorsque la fatigue est d'origine centrale, notamment dans les conditions de force élevée-vitesse faible. Cette étude apporte des éléments de réponse intéressants pour comprendre les mécanismes neurophysiologiques responsables de l'existence de profil force-vitesse-endurance propre à chacun individu. Néanmoins, les mécanismes de la fatigue ont été étudiés à un niveau de puissance relative maximale (*i.e.* 100 % $P_{\max v}$), ce qui ne permet pas de transposer directement ces résultats au niveau de puissance relative sous-maximale utilisé dans l'étude de cette **partie 2b** (*i.e.* 85 % $P_{\max v}$). De plus, les conditions force-vitesse et de puissance n'étaient pas fixées à chaque contraction, ce qui rend difficile d'attribuer les mécanismes de la fatigue à un seul niveau de puissance et de condition force-vitesse. De futures études sont nécessaires pour éclaircir davantage les mécanismes et l'origine de la fatigue qui sont spécifiques aux conditions force-vitesse-puissance d'un exercice, afin notamment de mieux comprendre d'un point de vue neurophysiologique les différences interindividuelles qui permettent d'expliquer le profil force-vitesse-endurance propre à chacun.

3. Limitations méthodologiques

Dans cette présente étude, la détermination du profil force-vitesse-endurance et des capacités d'endurance ne considérait que 3 conditions force-vitesse à un seul niveau de puissance relative à la condition de vitesse, ce qui rend les résultats de cette étude difficilement transposables à d'autres conditions force-vitesse-puissance. De plus, le profil force-vitesse-endurance a été calculé par le ratio entre deux conditions force-vitesse, ce qui rendait ce paramètre très sensible aux potentielles erreurs de mesure. Ce profil devrait être déterminé avec un plus grand nombre de conditions force-vitesse afin notamment de déterminer la fonction mathématique qui définit le mieux ce profil force-vitesse-endurance. Dans cette étude, au maximum 3 tests de squat jumps répétés étaient situés au même niveau de $\%P_{\max}v$. A partir des données individuelles pour les 3 conditions situées à $85\%P_{\max}v$, il semblerait que le profil force-vitesse-endurance soit défini par une relation logarithmique entre le nombre maximal de répétitions et la condition force-vitesse (quantifiée par le ratio force-vitesse : R_{FV}). Cependant cette relation logarithmique n'était pas vérifiée chez tous les participants. Les 3 conditions utilisées dans cette étude ne sont pas suffisamment nombreuses pour vérifier l'exactitude de cette hypothèse. Des études supplémentaires sont requises pour définir avec plus de précision la relation mathématique définissant le profil force-vitesse-endurance.

V- Conclusion et perspectives

La troisième partie de ce travail de thèse a permis de mettre en avant l'existence de différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, soulignant que les individus présentant la meilleure endurance de force dans une condition force-vitesse spécifique ne présenteront pas systématiquement la meilleure endurance de force dans toutes les conditions force-vitesse. Ces différences interindividuelles d'endurance de force évaluées étaient expliquées à la fois par les capacités d'endurance et par le profil force-vitesse-endurance. Ce profil donne une indication sur l'orientation des capacités d'endurance plutôt vers les conditions de force faible-vitesse élevée ou force élevée-vitesse faible.

En suite aux résultats présentés dans cette étude il serait intéressant de déterminer avec plus de précision la fonction mathématique qui définirait le profil force-vitesse-endurance, notamment en évaluant l'endurance de force dans 4 à 6 conditions force-vitesse différentes et les plus étendues possible. Puis dans un second temps, de vérifier les résultats qui seront obtenus, à différents niveaux de puissance relative à la condition de vitesse. Par ailleurs, il semble également intéressant de mieux comprendre l'origine de la fatigue et les différences interindividuelles de développement de cette fatigue dans une même condition force-vitesse-puissance lors d'exercices de maintien.

**Conclusion générale
et perspectives**

Dans de nombreuses situations de la vie quotidienne et sportive, les efforts intenses et répétés d'extension des membres inférieurs sont très fréquents. La performance lors de ces efforts dépend des capacités de production de force des muscles extenseurs de ces extrémités et de leur capacité à maintenir cette production de force dans le temps (*i.e.* l'endurance de force). La production de force des membres inférieurs dans le cadre d'efforts intenses qu'ils soient uniques ou répétés, sont effectués dans différentes conditions mécaniques de force, de vitesse et de puissance. **Ce travail de thèse visait à étudier, dans une première partie, l'influence de vitesses d'extension très élevées sur la production force des membres inférieurs lors d'extensions acycliques uniques (*i.e.* extensions simultanées des deux membres), et dans une seconde partie, l'influence des conditions force-vitesse-puissance sur l'endurance de force lors d'extensions acycliques répétées.**

L'influence de la vitesse d'extension sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'un mouvement unique est décrite par la relation force-vitesse linéaire. L'évaluation de cette relation peut s'effectuer avec des mouvements acycliques, qui présentent l'avantage de quantifier entièrement les capacités de production de force sans inclure les habilités techniques d'orientation de la force, à l'inverse du pédalage et de la course à pied. Sur ces mouvements acycliques, la linéarité de la relation force-vitesse est de plus en plus remise en question dû à un manque de données expérimentales, notamment dans des conditions de vitesses très élevées. L'objectif du premier travail de thèse était de clarifier l'influence de la vitesse d'extension sur la production de force des membres inférieurs lors de mouvements acycliques uniques aux vitesses élevées et de comparer les qualités de modélisations linéaire et curvilinéaire pour définir la relation force-vitesse dans ces conditions. Les résultats de la première étude de thèse ont montré que la relation force-vitesse sur des extensions acycliques des membres inférieurs était linéaire sur un intervalle de valeurs individuelles allant de 5 à ≈ 90 % de la vitesse maximale théorique d'extension (v_0). Cet intervalle correspondant à la majorité des conditions de vitesse retrouvées dans les pratiques sportives et d'exercices quotidiens.

Lors d'extensions acycliques et répétées, l'influence du niveau de puissance sur l'endurance de force est décrite par la relation puissance-temps. La puissance produite est généralement exprimée seulement relativement à la capacité maximale de puissance (*i.e.* $\%P_{\max}$), alors que, selon la relation puissance-vitesse, les capacités maximales de puissance varient selon la condition de vitesse (*i.e.* $\%P_{\max}v$). La deuxième partie de ces travaux de thèse avait tout d'abord pour objectif de confronter ces deux indicateurs de l'intensité de l'exercice et clarifier leur pertinence. En comparaison, l'influence de la condition force-vitesse sur l'endurance a été beaucoup étudiée lors du mouvement cyclique de pédalage. Cependant, d'une part les résultats sont divergents dans la littérature et d'autre part, les effets respectifs de la fréquence de pédalage et de la condition force-vitesse n'ont pas été dissociés. Le second objectif de cette deuxième partie était d'utiliser un mouvement acyclique afin de pouvoir tester les effets isolés de la condition force-vitesse et de la puissance, *via* $\%P_{\max}$ et $\%P_{\max}v$, sur l'endurance de force, indépendamment de la fréquence de mouvement. Les résultats de cette deuxième étude ont montré qu'à l'échelle individuelle, l'endurance de force dépendait plus de l'intensité de l'exercice exprimée relativement à $P_{\max}v$. Ces mêmes résultats appuyaient également que les conditions de force élevée-vitesse faible

réduisaient les performances d'endurance de force, indépendamment de l'influence de la puissance relative. De plus, indépendamment du nombre maximal de répétitions, les conditions de force faible-vitesse élevée permettaient de fournir un travail cumulé plus important à la fin de l'exercice. Par ailleurs, la méthodologie originale utilisée (*i.e.* test de squat jumps répétés jusqu'à l'épuisement) pour répondre aux problématiques de cette étude, s'est révélée être une méthode pratique, fiable et simple pour évaluer l'endurance de force. Cette méthode permet de contrôler les productions de force, de vitesse et de puissance à partir du seul contrôle de la charge mobilisée et de la hauteur de saut, qui se réalise avec des moyens techniques peu coûteux et surtout hors des laboratoires.

A la suite des résultats de la seconde étude, la troisième partie de cette thèse s'est attachée à étudier les différences interindividuelles dans l'effet de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, ces différences étant déjà bien connues pour l'effet de la puissance relative. Cette étude a permis de mettre en avant, d'une part que les performances d'endurance de force évaluée dans une condition force-vitesse-puissance sont très peu ou pas corrélées aux performances qui seraient réalisées dans d'autres conditions force-vitesse. Autrement dit, l'évaluation des capacités d'endurance d'un individu ne peut être résumée qu'à un seul et unique test, ce qui reste une pratique très courante. Cette évaluation devrait plutôt être effectuée dans plusieurs conditions force-vitesse-puissance différentes afin de caractériser toutes les capacités d'endurance d'un individu, ou au moins être effectuée dans les conditions force-vitesse-puissance proches des situations de compétition en termes de force, vitesse, puissance et fréquence de mouvement. De plus cette troisième étude a montré que les différences interindividuelles des performances d'endurance de force pouvaient être expliquées en grande partie par les capacités d'endurance et par le profil force-vitesse-endurance, correspondant à l'orientation de ces capacités d'endurance vers des conditions force faible-vitesse élevée ou force élevée-vitesse faible.

Les résultats présentés dans ces travaux de thèse dessinent de nouvelles perspectives d'étude sur l'influence des conditions mécaniques d'exercice sur les capacités de production de force chez l'Homme. Les futurs projets de recherche envisagés sur cette thématique sont :

- Déterminer la qualité d'une modélisation linéaire de la relation force-vitesse au-delà de 90 % v_0 . Les productions de force et de vitesse dans ces conditions seraient quantifiées i) lors d'extensions des membres inférieurs « à vide », engageant uniquement leur propre masse dans le mouvement, ou ii) sur l'ergomètre après un développement technique (présentée dans la **partie 1**) permettant d'augmenter l'assistance des ressorts et la réalisation une pré-charge. Actuellement, la modalité d'extension à vide est en cours d'étude et des pré-expérimentations ont été conduites. Les vitesses d'extension obtenues sur quelques individus sont très proches des valeurs de v_0 individuelles, mais la quantification de la force, *via* une modélisation des membres inférieurs et la dynamique inverse, requière d'être plus approfondie.

- Un des résultats principaux de ces travaux de thèse est l'influence de la condition force-vitesse sur l'endurance de force, indépendamment de l'intensité de l'exercice et de la fréquence de mouvement. Tout d'abord, très peu d'études se sont intéressées à explorer les mécanismes neurophysiologiques qui expliqueraient le développement plus rapide de la fatigue dans certaines conditions force-vitesse. Actuellement, il est avancé que les conditions de force élevée conduiraient préférentiellement à une fatigue centrale, alors que les conditions de vitesse élevée induiraient spécifiquement une fatigue périphérique (Morel et al. 2015a, 2019). D'autre part, il semblerait qu'il existe une gestion de la fatigue propre à chaque individu dont le système neuromusculaire privilégierait le développement de la fatigue centrale plutôt que périphérique, ou inversement (Morel et al., 2019). Cependant, ces études se sont focalisées sur des exercices, durant lesquels les conditions de puissance relative et force-vitesse variaient à chaque contraction, ce qui ne permet pas d'identifier clairement l'influence de ces conditions force-vitesse et de l'intensité de l'exercice sur l'origine de la fatigue. Il serait intéressant d'étudier ces mécanismes de la fatigue lors d'exercices de maintien, où les conditions force-vitesse et de puissance sont constantes à chaque contraction.

- L'évaluation de l'endurance de force dans des conditions mécaniques proches de celles de la compétition est déterminante pour garantir la fiabilité du test des qualités physiques. En collaboration avec Matthew R. Cross (doctorant au LIBM), les athlètes nationaux et internationaux de ski alpin et le centre d'entraînement de la fédération française de ski d'Albertville, l'évaluation de l'endurance de force dans des conditions proches des efforts de compétition a été mis en place depuis un an. Les résultats seront confrontés à d'autres tests plus communs d'évaluation des capacités de production de force (test de force maximale isométrique et isocinétique des extenseurs du genou à une vitesse de mouvement), afin de vérifier leur similarité ou de mettre en avant l'originalité des tests individualisés d'endurance de force. Ces données sur l'endurance de force seront également comparées entre des athlètes venant de différentes disciplines de ski alpin, dans le but de tester si les athlètes présentent des qualités d'endurance de force qui sont propres à leur spécialité.

Références bibliographiques

- Alcazar J, Csapo R, Ara I, Alegre LM** (2019a) “*On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic.*” *Front Physiol* 10:
- Alcazar J, Navarro- Cruz R, Rodriguez- Lopez C, et al** (2019b) “*The double- hyperbolic force- velocity relationship in humans.*” *Acta Physiol* 226:e13165
- Alghannam AF, Jedrzejewski D, Tweddle M, et al** (2016) “*Reliability of Time to Exhaustion Treadmill Running as a Measure of Human Endurance Capacity.*” *Int J Sports Med* 37:219–223
- Amann M** (2011) “*Central and Peripheral Fatigue.*” *Med Sci Sport Exerc* 43:2039–2045
- Anderson FC, Pandy MG** (1993) “*Storage and utilization of elastic strain energy during jumping.*” *J Biomech* 26:1413–1427
- Arsac LM, Belli A, Lacour JR** (1996) “*Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer.*” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 74:100–106
- Asmussen E, Bonde-Petersen F** (1974) “*Storage of Elastic Energy in Skeletal Muscles in Man.*” *Acta Physiol Scand* 91:385–392
- Ayalon A, Inbar O, Bar-Or O** (1974) “*Relationships Among measurements of explosive strength and anaerobic power.*” In: *Biomechanics IV*. Macmillan Education UK, London, pp 572–577
- Bahler AS** (1968) “*The Dynamic Properties of Mammalian Skeletal Muscle.*” *J Gen Physiol* 51:369–384
- Balsalobre-Fernández C, Glaister M, Lockey RA** (2015) “*The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance.*” *J Sports Sci* 33:1574–1579
- Baltzopoulos V, Brodie DA** (1989) “*Isokinetic Dynamometry.*” *Sport Med* 8:101–116
- Bar-Or O** (1987) “*The Wingate Anaerobic Test.*” *Sport Med* 4:381–394
- Barker T, Poole DC, Noble ML, Barstow TJ** (2006) “*Human critical power-oxygen uptake relationship at different pedalling frequencies.*” *Exp Physiol* 91:621–632
- Basyches M, Wolosker N, Ritti-Dias RM, et al** (2009) “*Eccentric strength and endurance in patients with unilateral intermittent claudication.*” *Clinics* 64:319–322
- Beelen A, Sargeant AJ** (1991) “*Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans.*” *J Appl Physiol* 71:2332–2337
- Bergstrom HC, Housh TJ, Zuniga JM, et al** (2014) “*Differences Among Estimates of Critical Power and Anaerobic Work Capacity Derived From Five Mathematical Models and the Three-Minute All-Out Test.*” *J Strength Cond Res* 28:592–600
- Bergström M, Hultman E** (1988) “*Energy cost and fatigue during intermittent electrical stimulation of human skeletal muscle.*” *J Appl Physiol* 65:1500–5
- Bessot N, Nicolas A, Moussay S, et al** (2006) “*The effect of pedal rate and time of day on the time to exhaustion from high-intensity exercise.*” *Chronobiol Int* 23:1009–1024
- Bigland-Ritchie B, Woods JJ** (1984) “*Changes in muscle contractile properties and neural control during human muscular fatigue.*” *Muscle Nerve* 7:691–699
- Blake OM, Wakeling JM** (2014) “*Early deactivation of slower muscle fibres at high movement frequencies.*” *J Exp Biol* 217:3528–3534

Références bibliographiques

- Blix M** (1894) “*Die Länge und die Spannung des Muskels 1.*” *Skand Arch Physiol* 5:173–206
- Bobbert MF** (2012) “*Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic?*” *J Appl Physiol* 112:1975–1983
- Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ** (1990) “*Isokinetic plantar flexion: Experimental results and model calculations.*” *J Biomech* 23:105–119
- Bosco C, Belli A, Astrua M, et al** (1995) “*A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work.*” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70:379–386
- Bosco C, Komi P V.** (1979) “*Potential of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching.*” *Acta Physiol Scand* 106:467–472
- Bosco C, Luhtanen P, Komi P V.** (1983) “*A simple method for measurement of mechanical power in jumping.*” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 50:273–282
- Bottinelli R, Reggiani C** (2000) “*Human skeletal muscle fibres: molecular and functional diversity.*” *Prog Biophys Mol Biol* 73:195–262
- Bouisset S** (1973) “*EMG and Muscle Force in Normal Motor Activities.*” In: *New Concepts of the Motor Unit, Neuromuscular Disorders, Electromyographic Kinesiology.* S. Karger AG, pp 547–583
- Broekmans T, Gijbels D, Eijnde BO, et al** (2013) “*The relationship between upper leg muscle strength and walking capacity in persons with multiple sclerosis.*” *Mult Scler J* 19:112–119
- Broxterman RM, Ade CJ, Wilcox SL, et al** (2014) “*Influence of duty cycle on the power-duration relationship: Observations and potential mechanisms.*” *Respir Physiol Neurobiol* 192:102–111
- Brzycki M** (1993) “*Strength Testing—Predicting a One-Rep Max from Reps-to-Fatigue.*” *J Phys Educ Recreat Danc* 64:88–90
- Bull AJ, Housh TJ, Johnson GO, Rana SR** (2008) “*Physiological responses at five estimates of critical velocity.*” *Eur J Appl Physiol* 102:711–720
- Bundle MW, Hoyt RW, Weyand PG** (2003) “*High-speed running performance: a new approach to assessment and prediction.*” *J Appl Physiol* 95:1955–1962
- Burnley M, Jones AM** (2016) “*Power–duration relationship: Physiology, fatigue, and the limits of human performance.*” *Eur J Sport Sci* 18:1–12
- Câmara LC, Ritti-Dias RM, Meneses AL, et al** (2012) “*Isokinetic Strength and Endurance in Proximal and Distal Muscles in Patients With Peripheral Artery Disease.*” *Ann Vasc Surg* 26:1114–1119
- Carnevale TJ, Gaesser GA** (1991) “*Effects of pedaling speed on the power-duration relationship for high-intensity exercise.*” *Med Sci Sports Exerc* 23:242–6
- Chamari K, Padulo J** (2015) “*‘Aerobic’ and ‘Anaerobic’ terms used in exercise physiology: a critical terminology reflection.*” *Sport Med - Open* 1:9
- Chavda S, Bromley T, Jarvis P, et al** (2018) *Force-time characteristics of the countermovement jump: Analyzing the curve in excel*
- Chino K, Oda T, Kurihara T, et al** (2008) “*In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans.*” *J Electromyogr Kinesiol* 18:79–88

- Civan MM, Podolsky RJ** (1966) “*Contraction kinetics of striated muscle fibres following quick changes in load.*” *J Physiol* 184:511–534
- Claflin DR, Faulkner JA** (1985) “*Shortening velocity extrapolated to zero load and unloaded shortening velocity of whole rat skeletal muscle.*” *J Physiol* 359:357–363
- Clarke DH, Herman EL** (1955) “*Objective Determination of Resistance Load for Ten Repetitions Maximum for Quadriceps Development.*” *Res Quarterly Am Assoc Heal Phys Educ Recreat* 26:385–390
- Clarke DH, Irving RN** (1960) “*Objective Determination of Resistance Load for Ten Repetitions Maximum for Knee Flexion Exercise.*” *Res Quarterly Am Assoc Heal Phys Educ Recreat* 31:131–135
- Coggan AR, Costill DL** (1984) “*Biological and Technological Variability of Three Anaerobic Ergometer Tests.*” 5:142–145
- Colombini B, Benelli G, Nocella M, et al** (2009) “*Mechanical properties of intact single fibres from wild-type and MLC/mIgf-1 transgenic mouse muscle.*” *J Muscle Res Cell Motil* 30:199–207
- Conceição F, Fernandes J, Lewis M, et al** (2016) “*Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises.*” *J Sports Sci* 34:1099–1106
- Cormie P, McBride JM, McCaulley GO** (2007) “*The Influence of Body Mass on Calculation of Power During Lower-Body Resistance Exercises.*” *J Strength Cond Res* 21:1042
- Ćosić M, Đurić S, Živković M, Nedeljković A** (2018) “*Force-velocity relationship of leg extensors obtained from three different types of load.*” *Facta Univ Ser Phys Educ Sport* 15:467
- Cross MR, Samozino P, Brown SR, Morin J-B** (2018) “*A comparison between the force–velocity relationships of unloaded and sled-resisted sprinting: single vs. multiple trial methods.*” *Eur J Appl Physiol* 118:563–571
- Cuevas-Aburto J, Ulloa-Díaz D, Barboza-González P, et al** (2018) “*The addition of very light loads into the routine testing of the bench press increases the reliability of the force–velocity relationship.*” *PeerJ* 6:e5835
- Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, et al** (2014) “*Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps.*” *Eur J Appl Physiol* 114:1703–1714
- Cuk I, Mirkov D, Nedeljkovic A, et al** (2016) “*Force–velocity property of leg muscles in individuals of different level of physical fitness.*” *Sport Biomech* 15:207–219
- Čular D, Ivančev V, Zagatto AM, et al** (2018) “*Validity and Reliability of the 30-s Continuous Jump for Anaerobic Power and Capacity Assessment in Combat Sport.*” *Front Physiol* 9:
- Dalleau G, Baron B, Bonazzi B, et al** (2010) “*The influence of variable resistance moment arm on knee extensor performance.*” *J Sports Sci* 28:657–665
- Dalton BH, Power GA, Vandervoort AA, Rice CL** (2012) “*The age-related slowing of voluntary shortening velocity exacerbates power loss during repeated fast knee extensions.*” *Exp Gerontol* 47:85–92
- Dardouri W, Selmi MA, Sassi RH, et al** (2014) “*Relationship Between Repeated Sprint Performance and both Aerobic and Anaerobic Fitness.*” *J Hum Kinet* 40:139–148
- de Brito Fontana H, Roesler H, Herzog W** (2014) “*In vivo vastus lateralis force-velocity relationship at the*

Références bibliographiques

fascicle and muscle tendon unit level.” J Electromyogr Kinesiol 24:934–940

Dekerle J, Barstow TJ, Regan L, Carter H (2014) “*The critical power concept in all-out isokinetic exercise.*” J Sci Med Sport 17:640–644

Dekerle J, Vanhatalo A, Burnley M (2008) “*Determination of critical power from a single test.*” Sci Sports 23:231–238

Dern RJ, Levene JM, Blair HA (1947) “*Forces exerted at different velocities in human arm movements.*” Am J Physiol Content 151:415–437

Desgorces FD, Berthelot G, Dietrich G, Testa MSA (2010) “*Local Muscular Endurance and Prediction of 1 Repetition Maximum for Bench In 4 Athletic Populations.*” J Strength Cond Res 24:394–400

Djuric S, Cuk I, Sreckovic S, et al (2016) “*Selective Effects of Training Against Weight and Inertia on Muscle Mechanical Properties.*” Int J Sports Physiol Perform. <https://doi.org/10.1123/ijssp.2015-0527>

Dorel S, Couturier A, Lacour JR, et al (2010) “*Force-velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis.*” Med Sci Sports Exerc 42:1174–1183

Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F (2012) “*Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task.*” Med Sci Sports Exerc 44:2154–2164

Driss T, Driss T, Vandewalle H, et al (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

Dudley GA, Harris RT, Duvoisin MR, et al (1990) “*Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed.*” J Appl Physiol 69:2215–2221

Edman KA (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 KA (1966) “*The relation between sarcomere length and active tension in isolated semitendinosus fibres of the frog.*” J Physiol 183:407–17

Edman KA (1988) “*Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres.*” J Physiol 404:301–321

Edman KA, Caputo C, Lou F (1993) “*Depression of tetanic force induced by loaded shortening of frog muscle fibres.*” J Physiol 466:535–52

Edman KAP (1993) “*Mechanism Underlying Double-Hyperbolic Force-Velocity Relation in Vertebrate Skeletal Muscle.*” pp 667–678

Edman KAP, Månsson A, Caputo C (1997) “*The Biphasic Force-Velocity Relationship in Frog Muscle Fibres and its Evaluation in Terms of Cross-Bridge Function.*” J Physiol 503:141–156

Elert J, Gerdle B (1989) “*The relationship between contraction and relaxation during fatiguing isokinetic shoulder flexions. An electromyographic study.*” Eur J Appl Physiol Occup Physiol 59:303–309

Evans CL, Hill A V. (1914) “*The relation of length to tension development and heat production on contraction in muscle.*” J Physiol 49:10–16

Feeney D, Stanhope SJ, Kaminski TW, et al (2016) “*Loaded Vertical Jumping: Force–Velocity Relationship, Work, and Power.*” J Appl Biomech 32:120–127

Références bibliographiques

- Fenn WO, Marsh BS** (1935) “Muscular force at different speeds of shortening.” *J Physiol* 85:277–97
- Figoni SF, Morris AF** (1984) “Effects of Knowledge of Results on Reciprocal, Isokinetic Strength and Fatigue.” *J Orthop Sport Phys Ther* 6:190–197
- Finni T, Ikegawa S, Lepola V, Komi P V.** (2003) “Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises.” *Acta Physiol Scand* 177:483–491
- Froese EA, Houston ME** (1985) “Torque-velocity characteristics and muscle fiber type in human vastus lateralis.” *J Appl Physiol* 59:309–314
- Frost DM, Cronin JB, Newton RU** (2008) “A comparison of the kinematics, kinetics and muscle activity between pneumatic and free weight resistance.” *Eur J Appl Physiol* 104:937–956
- Fukutani A, Kurihara T, Isaka T** (2015) “Factors of Force Potentiation Induced by Stretch-Shortening Cycle in Plantarflexors.” *PLoS One* 10:e0120579
- Fukutani A, Misaki J, Isaka T** (2016) “Effect of Preactivation on Torque Enhancement by the Stretch-Shortening Cycle in Knee Extensors.” *PLoS One* 11:e0159058
- Gaesser GA, Carnevale TJ, Garfinkel A, et al** (1995) “Estimation of critical power with nonlinear and linear models.” *Med Sci Sport Exerc* 27:1430–1438
- Galbraith A, Hopker J** (2011) “A Novel Field Test to Determine Critical Speed.” *J Sports Med Doping Stud* 01:6–10
- Galbraith A, Hopker J, Lelliott S, et al** (2014) “A single-visit field test of critical speed.” *Int J Sports Physiol Perform* 9:931–935
- García-Manso JM, Martín-González JM, Vaamonde D, Da Silva-Grigoletto ME** (2012) “The limitations of scaling laws in the prediction of performance in endurance events.” *J Theor Biol* 300:324–329
- García-Ramos A, Jaric S** (2018) “Two-Point Method.” *Strength Cond J* 40:54–66
- García-Ramos A, Jaric S, Padial P, Feriche B** (2016) “Force–Velocity Relationship of Upper Body Muscles: Traditional Versus Ballistic Bench Press.” *J Appl Biomech* 32:178–185
- García-Ramos A, Pérez-Castilla A, Morales-Artacho AJ, et al** (2019) “Force-Velocity Relationship in the Countermovement Jump Exercise Assessed by Different Measurement Methods.” *J Hum Kinet* 67:37–47
- Gasser HS, Hill A V** (1924) “The Dynamics of Muscular Contraction.” *Proc R Soc B Biol Sci* 96:398–437
- Girard O, Millet GP, Micallef JP, Racinais S** (2012) “Alteration in neuromuscular function after a 5 km running time trial.” *Eur J Appl Physiol* 112:2323–2330
- Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G** (2014) “What is the Best Method for Assessing Lower Limb Force-Velocity Relationship?” *Int J Sports Med* 36:143–149
- González-Badillo JJ, Sánchez-Medina L** (2010) “Movement Velocity as a Measure of Loading Intensity in Resistance Training.” *Int J Sports Med* 31:347–352
- Gordon AM, Huxley AF, Julian FJ** (1966) “The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres.” *J Physiol* 184:170–192
- Green S, Dawson B** (1993) “Measurement of Anaerobic Capacities in Humans.” *Sport Med* 15:312–327

- Große-Lordemann H, Müller EA** (1936) “*Der Einfluß der Leistung und der Arbeitsgeschwindigkeit auf das Arbeitsmaximum und den Wirkungsgrad beim Radfahren.*” *Arbeitsphysiologie* 9:454–475
- Gülch R** (1994) “*Force-Velocity Relations in Human Skeletal Muscle.*” *Int J Sports Med* 15:S2–S10
- Hagberg M** (1981) “*Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise.*” *J Appl Physiol* 51:1–7
- Hahn D, Herzog W, Schwirtz A** (2014) “*Interdependence of torque, joint angle, angular velocity and muscle action during human multi-joint leg extension.*” *Eur J Appl Physiol* 114:1691–1702
- Hahn D, Seiberl W, Schmidt S, et al** (2010) “*Evidence of residual force enhancement for multi-joint leg extension.*” *J Biomech* 43:1503–1508
- Harman EA, Knuttgen HG, Frykman PN, Patton JF** (1987) “*Exercise endurance time as a function of percent maximal power production.*” *Med Sci Sports Exerc* 19:480–5
- Harris RT, Dudley G. A.** (1994) “*Factors limiting force during slow, shortening actions of the quadriceps femoris muscle group in vivo.*” *Acta Physiol Scand* 152:63–71
- Hauraix H, Dorel S, Rabita G, et al** (2017) “*Muscle fascicle shortening behaviour of vastus lateralis during a maximal force–velocity test.*” *Eur J Appl Physiol* 117:289–299
- Hauraix H, Nordez A, Dorel S** (2013) “*Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions.*” *J Appl Physiol* 115:1015–1024
- Hautier CA, Linossier MT, Belli A, et al** (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
- Herzog W, Leonard T, Joumaa V, et al** (2012) “*The three filament model of skeletal muscle stability and force production.*” *MCB Mol Cell Biomech* 9:175–191
- Hickman J** (1888) “*The work and rations of the soldier.*” *Dublin J Med Sci* 86:193–202
- Hill AV** (1938) “*The heat of shortening and the dynamic constants of muscle.*” *Proc R Soc London Ser B - Biol Sci* 126:136–195
- Hill AV** (1925) “*The Physiological Basis of Athletic Records.*” *Lancet* 206:481–486
- Hill DW, Smith JC, Lenschel JL, et al** (1995) “*Effect of pedal cadence on parameters of the hyperbolic power-time relationship.*” *Int J Sports Med* 16:82–87
- Hill A V.** (1951) “*The mechanics of voluntary muscle.*” *Lancet* 258:947–951
- Hill A V.** (1950) “*Mechanics of the Contractile Element of Muscle.*” *Nature* 166:415–419
- Hill A V.** (1970) “*First and Last Experiments in Muscle Mechanics.*” Cambridge Cambridge Univ Press
- Hill A V** (1922) “*The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed.*” *J Physiol* 56:19–41
- Hinckson EA, Hopkins WG** (2005) “*Reliability of time to exhaustion analyzed with critical-power and log-log modeling.*” *Med Sci Sports Exerc* 37:696–701

Références bibliographiques

- Hintzy F, Belli A, Grappe F, Rouillon JD** (1999) “*Optimal pedalling velocity characteristics during maximal and submaximal cycling in humans.*” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 79:426–432
- Hirsch SM, Frost DM** (2019) “*Considerations for Velocity-Based Training.*” *J Strength Cond Res* 1
- Hopkins WG, Schabert EJ, Hawley JA** (2001) “*Reliability of Power in Physical Performance Tests.*” *Sport Med* 31:211–234
- Hugh Morton R** (1996) “*A 3-parameter critical power model.*” *Ergonomics* 39:611–619
- Huxley AF** (1957) “*Muscle structure and theories of contraction.*” *Prog Biophys Biophys Chem* 7:255–318
- Huxley AF, Simmons RM** (1971) “*Proposed Mechanism of Force Generation in Striated Muscle.*” *Nature* 233:533–538
- Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M, et al** (2000) “*In vivo estimation of contraction velocity of human vastus lateralis muscle during ‘isokinetic’ action.*” *J Appl Physiol* 88:851–856
- Iglesias-Soler E, Mayo X, Rial-Vázquez J, et al** (2019) “*Reliability of force-velocity parameters obtained from linear and curvilinear regressions for the bench press and squat exercises.*” *J Sports Sci* 37:2596–2603
- Irving M** (2017) “*Regulation of Contraction by the Thick Filaments in Skeletal Muscle.*” *Biophys J* 113:2579–2594
- Izquierdo M, González-Badillo JJ, Häkkinen K, et al** (2006) “*Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions.*” *Int J Sports Med* 27:718–724
- Janicijevic D, García-Ramos A, Knezevic OM, Mirkov DM** (2019a) “*Feasibility of the two-point method for assessing the force-velocity relationship during lower-body and upper-body isokinetic tests.*” *J Sports Sci* 37:2396–2402
- Janicijevic D, García Ramos A, Knezevic O, et al** (2018) “*Force-velocity relationship of lower-body muscles during horizontal jumps-preliminary results.*” XXI Scientific Conference “FIS COMMUNICATIONS 2018” in physical education, sport and recreation, Niš, Serbia
- Janicijevic D, Knezevic OM, Mirkov DM, et al** (2019b) “*Assessment of the force-velocity relationship during vertical jumps: influence of the starting position, analysis procedures and number of loads.*” *Eur J Sport Sci* 1–10
- Janicijevic DN, Knezevic OM, Mirkov DM, et al** (2019c) “*Magnitude and reliability of mechanical outputs obtained during loaded squat jumps performed from different knee angles.*” *Sport Biomech* 1–13
- Jaric S** (2015) “*Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks.*” *Int J Sports Med* 36:699–704
- Jaskolska A, Goossens P, Veenstra B, et al** (1999) “*Treadmill measurement of the force-velocity relationship and power output in subjects with different maximal running velocities.*” *Sport Med Train Rehabil* 8:347–358
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, Morin JB** (2017a) “*Effectiveness of an individualized training based on force-velocity profiling during jumping.*” *Front Physiol* 7:1–13

- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Cuadrado-Peñafiel V, et al** (2014) “*Effect of countermovement on power–force–velocity profile.*” *Eur J Appl Physiol* 114:2281–2288
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Morin JB** (2019) “*Optimized training for jumping performance using the force-velocity imbalance: Individual adaptation kinetics.*” *PLoS One* 14:1–20
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Pareja-Blanco F, et al** (2017b) “*Validity of a Simple Method for Measuring Force-Velocity-Power Profile in Countermovement Jump.*” *Int J Sports Physiol Perform* 12:36–43
- Johansson C, Gerdle B, Lorentzon R, et al** (1987) “*Fatigue and endurance of lower extremity muscles in relation to running velocity at OBLA in male orienteers.*” *Acta Physiol Scand* 131:203–209
- Jones AM, Vanhatalo A** (2017) “*The ‘ Critical Power ’ Concept : Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise.*” *Sport Med* 47:65–78
- Jones AM, Wilkerson DP, DiMenna F, et al** (2008) “*Muscle metabolic responses to exercise above and below the ‘critical power’ assessed using 31 P-MRS.*” *Am J Physiol Integr Comp Physiol* 294:R585–R593
- Kannus P** (1994) “*Isokinetic Evaluation of Muscular Performance.*” *Int J Sports Med* 15:S11–S18
- Karsten B, Hopker J, Jobson SA, et al** (2016) “*Comparison of inter-trial recovery times for the determination of critical power and W’ in cycling.*” *J Sports Sci* 35:1420–1425
- Karsten B, Jobson SA, Hopker J, et al** (2015) “*Validity and reliability of critical power field testing.*” *Eur J Appl Physiol* 115:197–204
- Katz B** (1939) “*The relation between force and speed in muscular contraction.*” *J Physiol* 96:45–64
- Kennelly AE** (1906) “*An Approximate Law of Fatigue in the Speeds of Racing Animals.*” *Proc Am Acad Arts Sci* 42:275
- Komi P V.** (1973) “*Measurement of the Force-Velocity Relationship in Human Muscle under Concentric and Eccentric Contractions.*” pp 224–229
- Komi P V., Viitasalo JT** (1977) “*Changes in Motor Unit Activity and Metabolism in Human Skeletal Muscle during and after Repeated Eccentric and Concentric Contractions.*” *Acta Physiol Scand* 100:246–254
- Lakomy HK** (1986) “*Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers.*” *Ergonomics* 29:509–517
- Landis JR, Koch GG** (1977) “*The measurement of observer agreement for categorical data.*” *Biometrics* 33:159–74
- Langworthy CF** (1911) “*A strength and Endurance Test.*” *Science* (80-) 33:
- Larsson L, Karlsson J** (1978) “*Isometric and dynamic endurance as a function of age and skeletal muscle characteristics.*” *Acta Physiol Scand* 104:129–136
- Le Chevalier JM, Vandewalle H, Thépaut-Mathieu C, et al** (2000) “*Local critical power is an index of local endurance.*” *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 81:120–127
- Legaz-Arrese A, Munguía-Izquierdo D, Carranza-García LE, Torres-Dávila CG** (2011) “*Validity of the Wingate Anaerobic Test for the Evaluation of Elite Runners.*” *J Strength Cond Res* 25:819–824
- Leontijevic B, Pazin N, Kukolj M, et al** (2013) “*Selective Effects of Weight and Inertia on Maximum*

Lifting.” Int J Sports Med 34:232–238

Leveque JM, Brisswalter J, Bernard O, Goubault C (2002) “*Effect of Paddling Cadence on Time to Exhaustion and Kinetics at the Intensity Associated With in Elite White-Water Kayakers.*” Can J Appl Physiol 27:602–611

Lindström B, Gerdle B (1994) “*The interrelationships between EMG, peak torque and perceived fatigue during repeated maximum isokinetic knee flexion with and without active knee extension.*” Physiother Theory Pract 10:17–25

Luebbers PE, Fry AC (2015) “*The Kansas Squat Test.*” J Strength Cond Res 29:2716–2722

M. Carroll K, Sato K, K. Beckham G, et al (2017) “*Relationship between concentric velocities at varying intensity in the back squat using a wireless inertial sensor.*” J Trainology 6:9–12

Maas H, Finni T (2018) “*Mechanical Coupling Between Muscle-Tendon Units Reduces Peak Stresses.*” Exerc Sport Sci Rev 46:26–33

MacIntosh BR, Holash RJ (2000) “*Power output and force-velocity properties of muscle.*” Biomech Biol Mov 193–210

Manou V, Arseniou P, Gerodimos V, Kellis S (2002) “*Test-retest reliability of an isokinetic muscle endurance test.*” Isokinet Exerc Sci 10:177–181

Marcora SM, Staiano W (2010) “*The limit to exercise tolerance in humans: mind over muscle?*” Eur J Appl Physiol 109:763–770

Marsh RL (1994) “*Jumping ability of anuran amphibians.*” Adv Vet Sci Comp Med 38B:51–111

Mattioni Maturana F, Fontana FY, Pogliaghi S, et al (2018) “*Critical power: How different protocols and models affect its determination.*” J Sci Med Sport 21:742–747

Mayhew JL, Ball TE (1992) “*Prediction of bench press lifting ability from submaximal repetitions before and after training.*” Sport Med Train Rehabil 3:195–201

Mayhew JL, Ball TE, Arnold MD, Bowen JC (1992) “*Relative Muscular Endurance Performance as a Predictor of Bench Press Strength in College Men and Women.*” J Strength Cond Res 6:200–206

Mayhew JL, Prinster JL, Ware JS, et al (1995) “*Muscular endurance repetitions to predict bench press strength in men of different training levels.*” J Sports Med Phys Fitness 35:108–13

Mc Naughton L, Thomas D (1996) “*Effects of differing pedalling speeds on the power-duration relationship of high intensity cycle ergometry.*” Int J Sports Med 17:287–292

McCartney N, Heigenhauser GJ, Jones NL (1983a) “*Power output and fatigue of human muscle in maximal cycling exercise.*” J Appl Physiol 55:218–224

McCartney N, Heigenhauser GJF, Sargeant AJ, Jones NL (1983b) “*A constant-velocity cycle ergometer for the study of dynamic muscle function.*” J Appl Physiol 55:212–217

Mendez-Villanueva A, Hamer P, Bishop D (2008) “*Fatigue in repeated-sprint exercise is related to muscle power factors and reduced neuromuscular activity.*” Eur J Appl Physiol 103:411–419

Meylan CMP, Cronin JB, Oliver JL, et al (2015) “*The reliability of isoinertial force–velocity–power profiling and maximal strength assessment in youth.*” Sport Biomech 14:68–80

Références bibliographiques

- Miniki B** (1990) “*Hints for Interpreting the Tri-level profile of general fitness .*” 13:
- Monod H, Scherrer J** (1965) “*The work capacity of a synergic muscular group.*” *Ergonomics* 8:329–338
- Montgomery LC, Douglass LW, Deuster P a** (1989) “*Reliability of an isokinetic test of muscle strength and endurance.*” *J Orthop Sports Phys Ther* 10:315–22
- Mora-Custodio R, Rodríguez-Rosell D, Yáñez-García JM, et al** (2018) “*Effect of different inter-repetition rest intervals across four load intensities on velocity loss and blood lactate concentration during full squat exercise.*” *J Sports Sci* 00:1–9
- Morel B, Clémence M, Rota S, et al** (2015a) “*Contraction velocity influence the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions.*” *Scand J Med Sci Sport* 25:e432–e441
- Morel B, Lapole T, Liotard C, Hautier C** (2019) “*Critical Peripheral Fatigue Thresholds Among Different Force-Velocity Conditions: An Individual-Based Model Approach.*” *Front Physiol* 10:1–10
- Morel B, Rouffet DM, Bishop DJ, et al** (2015b) “*Fatigue Induced by Repeated Maximal Efforts is Specific to the Rugby Task Performed.*” *Int J Sports Sci Coach* 10:11–20
- Morin J-B, Dalleau G, Kyröläinen H, et al** (2005) “*A simple method for measuring stiffness during running.*” *J Appl Biomech* 21:167–180
- Morin J-B, Samozino P** (2018) *Biomechanics of Training and Testing*. Springer International Publishing, Cham
- Morin J-B, Samozino P, Edouard P, Tomazin K** (2011) “*Effect of fatigue on force production and force application technique during repeated sprints.*” *J Biomech* 44:2719–2723
- Morin J-B, Samozino P, Murata M, et al** (2019) “*A simple method for computing sprint acceleration kinetics from running velocity data: Replication study with improved design.*” *J Biomech* 94:82–87
- Morin JB, Bourdin M, Edouard P, et al** (2012) “*Mechanical determinants of 100-m sprint running performance.*” *Eur J Appl Physiol* 112:3921–3930
- Morin JB, Samozino P, Bonnefoy R, et al** (2010) “*Direct measurement of power during one single sprint on treadmill.*” *J Biomech* 43:1970–1975
- Moritani T, Nagata A, Devries HA, Muro M** (1981) “*Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold.*” *Ergonomics* 24:339–350
- Motzkin NE, Cahalan TD, Morrey BF, et al** (1991) “*Isometric and isokinetic endurance testing of the forearm complex.*” *Am J Sports Med* 19:107–111
- Müller EA** (1932) “*Das Arbeitsmaximum bei statischer Haltearbeit.*” *Arbeitsphysiologie* 5:605–612
- Nagano A, Komura T** (2003) “*Longer moment arm results in smaller joint moment development, power and work outputs in fast motions.*” *J Biomech* 36:1675–1681
- Navarro-Cruz R, Alcazar J, Rodriguez-Lopez C, et al** (2019) “*The Effect of the Stretch-Shortening Cycle in the Force–Velocity Relationship and Its Association With Physical Function in Older Adults With COPD.*” *Front Physiol* 10:1–11
- Neptune R., Herzog W** (1999) “*The association between negative muscle work and pedaling rate.*” *J Biomech* 32:1021–1026

Références bibliographiques

- Neptune RR, Kautz SA** (2001) “*Muscle activation and deactivation dynamics: the governing properties in fast cyclical human movement performance?*” *Exerc Sport Sci Rev* 29:76–80
- Neptune RR, Kautz SA, Hull ML** (1997) “*The effect of pedaling rate on coordination in cycling.*” *J Biomech* 30:1051–1058
- Nitschke JE** (1992) “*Reliability of isokinetic torque measurements: A review of the literature.*” *Aust J Physiother* 38:125–134
- Noakes TD** (2004) “*Logical limitations to the ‘catastrophe’ models of fatigue during exercise in humans.*” *Br J Sports Med* 38:648–649
- Ozcakar L** (2005) “*Quantification of the weakness and fatigue in thoracic outlet syndrome with isokinetic measurements.*” *Br J Sports Med* 39:178–181
- Patterson C, Platzer H-P, Raschner C** (2019) “*The 2 Minute Loaded Repeated Jump Test: Longitudinal Anaerobic Testing in Elite Alpine Ski Racers.*” *J Sports Sci Med* 18:128–136
- Pérez-Castilla A, Jaric S, Feriche B, et al** (2018) “*Evaluation of Muscle Mechanical Capacities Through the Two-Load Method.*” *J Strength Cond Res* 32:1245–1253
- Pérez-Castilla A, Rojas FJ, García-Ramos A** (2019) “*Assessment of unloaded and loaded squat jump performance with a force platform: Which jump starting threshold provides more reliable outcomes?*” *J Biomech* 92:19–28
- Périard JD, Cramer MN, Chapman PG, et al** (2011) “*Neuromuscular function following prolonged intense self-paced exercise in hot climatic conditions.*” *Eur J Appl Physiol* 111:1561–1569
- Péronnet F, Thibault G** (1987) “*[Physiological analysis of running performance: revision of the hyperbolic model].*” *J Physiol (Paris)* 82:52–60
- Perrine JJ, Edgerton VR** (1978) “*Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading.*” *Med. Sci. Sports* 10:159–166
- Petrella JK, Kim JS, Tuggle SC, et al** (2005) “*Age differences in knee extension power, contractile velocity, and fatigability.*” *J Appl Physiol* 98:211–220
- Piazzesi G, Reconditi M, Linari M, et al** (2007) “*Skeletal Muscle Performance Determined by Modulation of Number of Myosin Motors Rather Than Motor Force or Stroke Size.*” *Cell* 131:784–795
- Pinot J, Grappe F** (2011) “*The Record Power Profile to Assess Performance in Elite Cyclists.*” *Int J Sports Med* 32:839–844
- Podolsky RJ, Nolan AC, Zaveler SA** (1969) “*Cross-bridge properties derived from muscle isotonic velocity transients.*” *Proc Natl Acad Sci* 64:504–511
- Poole DC, Burnley M, Vanhatalo A, et al** (2016) “*Critical Power: An Important Fatigue Threshold in Exercise Physiology.*” *Med Sci Sports Exerc* 48:2320–2334
- Poole DC, Jones AM** (2012) “*Oxygen Uptake Kinetics.*” In: *Comprehensive Physiology*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA, pp 933–996
- Rabita G, Couturier A, Dorel S, et al** (2013) “*Changes in spring-mass behavior and muscle activity during an exhaustive run at VO₂max.*” *J Biomech* 46:2011–2017

- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, et al** (2015a) “*Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion.*” *Scand J Med Sci Sport* 25:583–594
- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, et al** (2015b) “*Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion: Sprint mechanics in elite athletes.*” *Scand J Med Sci Sports* 25:583–594
- Rahmani A, Belli A, Kostka T, et al** (1999) “*Evaluation of Knee Extensor Muscles under Non-Isokinetic Conditions in Elderly Subjects.*” *J Appl Biomech* 15:337–344
- Rahmani A, Rambaud O, Bourdin M, Mariot JP** (2009) “*A virtual model of the bench press exercise.*” *J Biomech* 42:1610–1615
- Rahmani A, Samozino P, Morin J-B, Morel B** (2018) “*A Simple Method for Assessing Upper-Limb Force–Velocity Profile in Bench Press.*” *Int J Sports Physiol Perform* 13:200–207
- Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour J-R** (2001) “*Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise.*” *Eur J Appl Physiol* 84:227–232
- Raj IS, Bird SR, Shield AJ** (2010) “*Aging and the force-velocity relationship of muscles.*” *Exp Gerontol* 45:81–90
- Rambaud O, Rahmani A, Moyen B, Bourdin M** (2007) “*Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force.*” *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 10:33–34
- Rijkelijkhuizen JM, de Ruiters CJ, Huijings PA, de Haan A** (2003) “*Force/velocity curves of fast oxidative and fast glycolytic parts of rat medial gastrocnemius muscle vary for concentric but not eccentric activity.*” *Pflügers Arch - Eur J Physiol* 446:497–503
- Ritchie JM, Wilkie DR** (1958) “*The dynamics of muscular contraction.*” *J Physiol* 143:104–13
- Rivière JR, Hintzy F, Morin J-B, et al** “*Lower-limb spring-mass alteration and foot strike pattern during a 1500-m run.*” en préparation
- Rivière JR, Rossi J, Jimenez-Reyes P, et al** (2017) “*Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity Relationship in Squat?*” *Int J Sports Med* 38:1035–1043
- Rockenfeller R, Günther M** (2017) “*How to model a muscle’s active force–length relation: A comparative study.*” *Comput Methods Appl Mech Eng* 313:321–336
- Sainani KL** (2012) “*Dealing With Non-normal Data.*” *PM R* 4:1001–1005
- Samozino P** (2009) “*Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical.*” Université Jean Monnet - Saint-Etienne
- Samozino P, Edouard P, Sangnier S, et al** (2014) “*Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance.*” *Int J Sports Med* 35:505–510
- Samozino P, Horvais N, Hintzy F** (2007) “*Why does power output decrease at high pedaling rates during sprint cycling?*” *Med Sci Sports Exerc* 39:680–687
- Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A** (2008) “*A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump.*” *J Biomech* 41:2940–2945
- Samozino P, Rabita G, Dorel S, et al** (2016) “*A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running: Simple method to compute sprint*

mechanics.” Scand J Med Sci Sports 26:648–658

Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, et al (2012) “*Optimal Force–Velocity Profile in Ballistic Movements—Altius.*” Med Sci Sport Exerc 44:313–322

Samozino P, Rivière JR, Rossi J, et al (2017) “*How Fast Is a Horizontal Squat Jump?*” Int J Sports Physiol Perform 13:910–916

Sargeant AJ (1994) “*Human power output and muscle fatigue.*” Int J Sports Med 15:116–121

Sargeant AJ (2007) “*Structural and functional determinants of human muscle power.*” Exp Physiol 92:323–331

Sargeant AJ, Hoinville E, Young A (1981) “*Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise.*” J Appl Physiol 51:1175–1182

Schiaffino S, Reggiani C (1996) “*Molecular diversity of myofibrillar proteins: gene regulation and functional significance.*” Physiol Rev 76:371–423

Schleichardt A, Badura M, Lehmann F, Ueberschär O (2019) “*Comparison of force-velocity profiles of the leg-extensors for elite athletes in the throwing events relating to gender, age and event.*” Sport Biomech 00:1–17

Seger, Thorstensson (2000) “*Electrically evoked eccentric and concentric torque-velocity relationships in human knee extensor muscles.*” Acta Physiol Scand 169:63–69

Seow CY (2013) “*Hill’s equation of muscle performance and its hidden insight on molecular mechanisms.*” J Gen Physiol 142:561–573

Shimoda M, Kawakami Y (2005) “*Critical Power Determination with Ergometry Rowing: Relation to Rowing Performance.*” Int J Sport Heal Sci 3:21–26

Sreckovic S, Cuk I, Djuric S, et al (2015) “*Evaluation of force–velocity and power–velocity relationship of arm muscles.*” Eur J Appl Physiol 115:1779–1787

Stanton R, Wintour S-A, Kean CO (2017) “*Validity and intra-rater reliability of MyJump app on iPhone 6s in jump performance.*” J Sci Med Sport 20:518–523

Suzuki K, Omiya K, Suzuki N, et al (2004) “*Relations between strength and endurance of leg skeletal muscle and cardiopulmonary exercise testing parameters in patients with chronic heart failure.*” J Cardiol 43:59–68

Telford RD, Minikin BR, Hahn AG, Hooper LA (1989) “*A simple method for the assessment of general fitness: The Tri-level Profile.*” Aust J Sci Med Sport 21:6–9

Thistle H, Hislop HJ, Moffroid M, Lowman E (1967) “*Isokinetic contraction: a new concept of resistive exercise.*” Arch Phys Med Rehabil 279–282

Thorstensson A, Grimby G, Karlsson J (1976) “*Force-velocity relations and fiber composition in human knee extensor muscles.*” J Appl Physiol 40:12–16

Tomas A, Ross EZ, Martin JC (2010) “*Fatigue during Maximal Sprint Cycling: Unique Role of Cumulative Contraction Cycles.*” Med Sci Sport Exerc 42:1364–1369

Triska C, Karsten B, Heidegger B, et al (2017a) “*Reliability of the parameters of the power-duration*

Références bibliographiques

relationship using maximal effort time-trials under laboratory conditions.” PLoS One 12:1–12

Triska C, Karsten B, Nimmerichter A, Tschan H (2017b) “*Iso-duration Determination of D' and CS under Laboratory and Field Conditions.*” Int J Sports Med 38:527–533

Triska C, Tschan H, Tazreiter G, Nimmerichter A (2015) “*Critical Power in Laboratory and Field Conditions Using Single-visit Maximal Effort Trials.*” Int J Sports Med 36:1063–1068

Tsai M-C (2012) “*Revisiting the relationship between power and time to fatigue.*” In: 59th Annual Meeting & 3rd World Congress on Exercise is Medicine (ed). American College of Sports Medicine

Tsai M-C (2015) “*Revisiting the power-duration relationship and developing alternative protocols to estimate critical power parameters.*” University of Toronto

Vandewalle H, Peres G, Heller J, et al (1987a) “*Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer.*” Eur J Appl Physiol Occup Physiol 56:650–656

Vandewalle H, Peres G, Heller J, Monod H (1988) “*Intérêts et limites des relations force-vitesse chez l'homme.*” Sci Mot 38–46

Vandewalle H, Pérès G, Monod H (1987b) “*Standard Anaerobic Exercise Tests.*” Sport Med 4:268–289

Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, et al (1997) “*Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review.*” J Sports Med Phys Fitness 37:89–102

Vanhatalo A, Black MI, DiMenna FJ, et al (2016) “*The mechanistic bases of the power–time relationship: muscle metabolic responses and relationships to muscle fibre type.*” J Physiol 594:4407–4423

Vanhatalo A, Fulford J, DiMenna FJ, Jones AM (2010) “*Influence of hyperoxia on muscle metabolic responses and the power-duration relationship during severe-intensity exercise in humans: a ³¹P magnetic resonance spectroscopy study.*” Exp Physiol 95:528–540

Vuorimaa T, Häkkinen K, Vähäsöyrinki P, Rusko H (1996) “*Comparison of Three Maximal Anaerobic Running Test Protocols in Marathon Runners, Middle-Distance Runners and Sprinters.*” Int J Sports Med 17:S109–S113

Wakayoshi K, Ikuta K, Yoshida T, et al (1992) “*Determination and validity of critical velocity as an index of swimming performance in the competitive swimmer (Determination et validite de la vitesse critique utilisee comme indice de performance d'endurance chez le nageur de competition).*” Eur J Appl Physiol Occup Physiol 64:153–157

Weber EF (1846) “*Muskelbewegung.*” Handwoterb der Physiologie

Weinstein RB, Full RJ, Ahn AN (2017) “*Division of Comparative Physiology and Biochemistry, Society for Integrative and Comparative Biology Moderate Dehydration Decreases Locomotor Performance of the Ghost Crab, Ocypode quadrata* Published by: The University of Chicago Press. Sponsored by t”

Weyand PG, Bundle MW (2005) “*Energetics of high-speed running: integrating classical theory and contemporary observations.*” Am J Physiol Integr Comp Physiol 288:R956–R965

Weyand PG, Lin JE, Bundle MW (2006) “*Sprint performance-duration relationships are set by the fractional duration of external force application.*” Am J Physiol Integr Comp Physiol 290:R758–R765

Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, et al (1984) “*Muscle architecture and force-velocity relationships in*

Références bibliographiques

humans.” J Appl Physiol 57:435–443

Wilkie DR (1949) “*The relation between force and velocity in human muscle.*” J Physiol 110:249–280

Winter DA (2009) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA

Yamauchi J, Ishii N (2007) “*Relations Between Force-Velocity Characteristics of the Knee-Hip Extension Movement and Vertical Jump Performance.*” J Strength Cond Res 21:703

Yamauchi J, Mishima C, Fujiwara M, et al (2007) “*Steady-state force–velocity relation in human multi-joint movement determined with force clamp analysis.*” J Biomech 40:1433–1442

Yi C, Current ME, Kim D, et al (1996) “*Total Work Changes at Different Angular Velocities during Isokinetic Exercise.*” J Phys Ther Sci 8:39–44

Zajac FE (1989) “*Muscle and tendon: Properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control.*” Crit Rev Biomed Eng 359–411

Zivkovic MZ, Djuric S, Cuk I, et al (2017) “*Muscle Force-Velocity Relationships Observed in Four Different Functional Tests.*” J Hum Kinet 56:39–49

Zoladz JA, Rademaker ACHJ, Sargeant AJ (2000) “*Human muscle power generating capability during cycling at different pedalling rates.*” Exp Physiol 85:117–124

Annexes

Travaux et diffusions scientifiques en lien avec la thèse

Revues internationales indexées Science Citation Index

ANNEXE I :	Rivière et al.	<i>International Journal of Sports Medicine</i>	(2017)
ANNEXE II :	Samozino et al.	<i>International Journal of Sports Physiology and Performance</i>	(2017)
ANNEXE III :	Rivière et al.	<i>Journal of Sports Science</i>	Soumis
ANNEXE IV :	Rivière et al.	<i>Frontiers</i>	En révision

Actes de congrès internationaux

ANNEXE V :	Rivière et al.	Résumé pour communication orale 17 ^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive (ACAPS)	(2017)
ANNEXE VI :	Rivière et al.	Résumé pour communication orale 23 th annual congress of European college of Sport Science (ECSS)	(2018)
ANNEXE VII :	Rivière et al.	Résumé pour communication orale 19 ^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive (ACAPS)	(2019)

ANNEXE I

Rivière J.R., Rossi J., Jimenez-Reyes P., Morin J-B., Samozino P. (2017)
*Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity
Relationship in Squat?*
International Journal of Sports Medicine, 38:1035–1043

Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity Relationship in Squat?

Authors

Jean Romain Rivière¹, Jérémy Rossi², Pedro Jimenez-Reyes³, Jean-Benoit Morin⁴, Pierre Samozino¹

Affiliations

- 1 University Savoie Mont Blanc, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, EA 7424, F-73000 Chambéry, France
- 2 Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, EA 7424, F-42023 Saint-Etienne, France
- 3 Physical Activity and Sports Science, Catholic University of San Antonio, Murcia, Spain
- 4 Université Côte d'Azur, LAMHESS, Nice, France

Key words

squat jump, maximal force capacities, ballistic movements, 1RM

accepted after revision 26.06.2017

Bibliography

DOI <https://doi.org/10.1055/s-0043-116670>

Published online: 2017

Int J Sports Med

© Georg Thieme Verlag KG Stuttgart · New York

ISSN 0172-4622

Correspondence

Mr. Jean Romain Rivière

Universite de Savoie Le Bourget-du-Lac

STAPS

Campus scientifique

73376, Le Bourget-du-Lac

France

Tel.: +33/479/75 81 77, Fax: +33/479/75 81 48

jean.riviere@univ-smb.fr

ABSTRACT

The aim was to determine the position of the one-repetition maximum (1RM) squat point on the force-velocity (F-V) relationship obtained during squat jump (SJ). Ten healthy athletes performed a 1RM squat during which ground reaction force and lower-limb extension velocity were measured, and six loaded SJs to determine individual F-V relationship. The goodness of fit of the linear F-V relationship with or without the 1RM point was tested. The vertical and horizontal coordinates were determined relative to the theoretical maximal force (F₀) and the highest loaded SJ (load of $44.5 \pm 4.6\%$ 1RM). The goodness of fit of the individual F-V relationship did not differ with or without the 1RM condition, even if the 1RM point was slightly below the curve ($-5 \pm 5\%$, $P=0.018$). The 1RM point can be considered as a point of the F-V relationship. The velocity ($0.22 \pm 0.05 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) of the 1RM point corresponded to $\sim 30\%$ of the velocity reached during the highest loaded SJ. The force developed in the 1RM condition was $\sim 16\%$ higher than during the highest loaded SJ and $\sim 11\%$ lower than F₀. This finding underlines the difference between F₀ and the 1RM condition.

Abbreviations

1RM	One-repetition maximum	F-V	Force-velocity
F	Mean force developed during the 1RM squat estimated with simple computations	F-V _{SJ}	Force-velocity relationship obtained in squat jumps
F _{SJ}	Mean force developed during a squat jump estimated with the simple method	F-V _{1RM}	Force-velocity relationship obtained in squat jumps comprising the one-repetition maximum squat condition
F _{1RM}	Mean force developed during the 1RM squat measured with the force plate	SJ	Squat jump
F ₀	The theoretical maximal force that lower limbs could produce over one extension at null velocity	P-V	Power-velocity
F _{0SJ}	The theoretical maximal force that lower limbs could produce over one extension at null velocity extrapolated from The force-velocity relationship obtained in squat jumps	V	Mean velocity reached during the 1RM squat estimated with the simple computations
		V ₀	The theoretical maximal velocity at which lower limbs could extend against no constraints
		V _{0SJ}	The theoretical maximal velocity at which lower limbs could extend against no constraints extrapolated from the force-velocity relationship obtained in squat jumps

V_{1RM}	mean lower-limb extension velocity reached during the 1RM squat measured with the motion analysis
V_{Sj}	mean velocity reached during a squat jump estimated with the simple field method

Introduction

Ballistic movements, such as jumps, sprint starts, changes of direction (e. g., side-steps), are keys to successful performance in a range of sporting activities, notably in team sports, track and field, and combat sports, because they are often at the center of game-winning actions. According to the fundamental laws of dynamics, success in such explosive effort partly depends on the force developed by lower-limb extensor muscles. The human capacity to produce force during concentric lower limb extensions is well described by the linear force-velocity (F-V) and the parabolic power-velocity (P-V) relationships [4, 21, 31, 35]. These relationships characterize the mechanical limits of the entire lower-limb neuromuscular system and are well summarized through three parameters: the theoretical maximal force that lower limbs could produce over one extension at null velocity (F_0), the theoretical maximal velocity at which they could extend against no constraints (V_0), and the maximal power output they can develop over one extension. Graphically, F_0 and V_0 correspond to the force axis and velocity axis intercepts of the linear F-V relationship curve, respectively, and the maximal power output corresponds to the apex of the parabolic P-V relationship. Moreover, the slope of the F-V relationship (computed as the negative ratio of F_0 to V_0) represents the individual F-V mechanical profile of the lower-limb neuromuscular system and describes its orientation towards force or velocity qualities.

Ballistic performances have been recently shown, through biomechanical modeling [33, 35] and experimental results [31, 32], to depend on both the maximal power output and the individual F-V profile. Evaluating the entire individual F-V relationship, and not only maximal power capacity, is consequently of great interest for sport practitioners. It requires the measurement of force and velocity during ballistic lower limb extensions, e. g., squat jumps (Sj) against different resistances or loads (e. g., five or six different loads). Usually, force plates, optical encoders or video analyses are used to accurately measure and assess different mechanical parameters [9, 16, 30]. Given that the equipment used in academic research is not often readily available to sport practitioners, is both expensive and requires specific data processing skills, a simple method has been proposed and validated for the evaluation of the F-V and P-V relationships during vertical jumps directly in the field [14, 30]. This simple method has even recently been implemented in a smartphone application validated to accurately measure jump height [3]. However, the practical application of laboratory and simple field methods has shown the same limit: the restricted range of the force and velocity data used to determine the linear F-V relationship. For instance, the average push-off velocity values over different loaded conditions in studies using laboratory methods have ranged approximately from 0.5 to 1.3 $m \cdot s^{-1}$, whereas the whole F-V relationship usually ranged from 0 to 2.6 $m \cdot s^{-1}$ [5, 9, 30]. For the previously mentioned simple field method [32], an aerial phase (jump) is necessary to compute force and velocity outputs, whatever the load condition, and the minimum load corresponds

to the body mass of the athlete performing the assessment. Consequently, the average push-off velocity values measured using such a method typically range from ~ 0.5 to 1.5 $m \cdot s^{-1}$ [14, 23, 31], and as such represent a limited range of force and velocity values. Overall, whatever the method used, only $\sim 30\%$ of the whole range of velocity values associated with the F-V relationship are usually covered by experimental points. As a consequence, some of the mechanical variables obtained (F_0 and V_0) are largely extrapolated, which makes them highly sensitive to small experimental variations inherent to the measurements. This in turn could alter the validity and the high reliability of these parameters [9, 21].

One conceivable solution to this issue would be the addition of points to the extremes of the F-V relationship. To increase the F-V spectrum of measured values, the mechanical constraints opposed to the movement have to be modulated (increased or decreased) to reach the targeted movement velocities [10, 25]. On the force side of the F-V relationship, the highest force-lowest velocity combination points could theoretically be obtained by maximizing resistive forces (i. e., maximum load able to be moved during a squat). In practice, the maximal load that an individual is able to lift corresponds to the “one-repetition maximum” (1RM; defined as the load that can be lifted once with correct lifting technique). The 1RM is commonly used as an indicator of dynamic maximal strength, which is a reference to express training loads and to quantify strength gain [3], and has consequently been widely investigated. However, to the authors’ best knowledge, no research has been performed assessing mechanical outputs during the 1RM squat concomitantly with determining the F-V relationship. So, little information is available about kinetic and kinematic data during the 1RM squat and its link with the F-V relationship. In previous studies, the average velocity reached during 1RM squat ranged from 0.25 to 0.33 $m \cdot s^{-1}$ for a full squat or a half-squat [7, 19, 20], whereas, to our knowledge, ground reaction force data have not been reported for such exercises. Thus, it would be of interest to measure the force and velocity outputs during a 1RM squat to obtain more information about the position of the 1RM-associated F-V values along the F-V curve. In particular, this would help verify its theoretical alignment with the other points, as recently supposed by Picerino et al. (2016), to predict 1RM from F-V and load-velocity relationships [28]. It is worth noting that the 1RM and F_0 variables present similar practical meaning: the maximal force an athlete can produce during maximal-intensity lower limb extension. These two variables have never been directly compared within the same individuals, notably due to the difference in mechanical entities (force versus load), but their correlation has often been tested, and high and significant but not perfect correlations have been reported (correlation coefficients ranging from 0.80 to 0.94 [9, 12, 38]). This suggests that these two variables, even if they can be both interpreted as lower-limb dynamic maximal force indexes, do not represent exactly the same output from mechanical and practical standpoints. Thus, positioning the 1RM point on the F-V relationship would clarify the link between these two dynamic maximal strength indexes often used in numerous practices and scientific studies [6, 27]. Moreover, although the F-V relationship has been shown as linear in multi-joint tasks from the first study on lower limb extension [5] to more recent confirmations [4, 11, 21, 35], this linearity is often challenged, notably on the basis that the F-V rela-

relationship on mono-articular movement or on isolated muscle is curvilinear [13, 39], but also due to the restricted range of experimental points used to derive the full F-V spectrum [9, 21]. Consequently, using extreme experimental points, such as the 1RM point, to plot the F-V relationship would help better clarify the linearity of the F-V relationship in such movements.

The aim of this study was to test whether the 1RM point is aligned with the linear F-V relationship obtained during loaded SJs, and if so, to determine its position along the F-V relationship, notably compared to the F_0 value. The hypotheses were that i) the 1RM squat point is aligned with the F-V relationship obtained in SJ, because the 1RM squat movement is similar to loaded or unloaded SJs, only differing in the higher external load; and that ii) the 1RM point is closer to F_0 than the highest loaded SJ condition habitually used, because the velocity reached during a 1RM squat is very low, even if not negligible [7, 19, 20]. If these two hypotheses were confirmed, the third aim of this study was to test the validity of simple computations to determine force and velocity during a 1RM squat test to complete the F-V relationship obtained using a simple computation method. The application of dynamic principles applied to the body center of mass during a 1RM squat was supposed to lead to valid estimations of force and velocity values.

Methods

Subjects

Ten healthy male subjects (age = 24 ± 5 years, mass = 79 ± 10 kg and height = 1.81 ± 0.07 m) gave their written informed consent to participate in this study, with all procedures in agreement with the Declaration of Helsinki. This study met the ethical standards of the International Journal of Sports Medicine [17]. All were involved in regular physical activities, comprising strength-based resistance training with additional weights. All subjects were free of musculoskeletal pain or injury during the period of the study.

Design

Subjects participated to two sessions separated by 24 h to 72 h: the first session aimed to determine individual half-squat one-repetition maximum load and to familiarize subjects with loaded SJs; the second session consisted of assessing individual F-V relationships during loaded SJs.

At arrival for the first session, body mass and leg length (corresponding to the distance between the iliac crest and toes in the fully extended leg) were measured. After ten minutes of warm-up composed of a pedaling exercise and light-load SJs, the preferential crouched starting position (associated with squat movement) was determined for each subject and the corresponding vertical distance between the ground and superior iliac crest was measured. Then, a passive reflective marker was placed on the skin on the anatomic landmark of the iliac crest. In the following procedures, the 1RM half-squat was assessed according to the reference method [24]. The determination protocol of the 1RM included specific warm-up weight-lifting exercises with different loads expressed as a percentage of estimated 1RM (8 to 10 repetitions at 30%, 4 to 6 at 50%, 2 to 4 at 70% and 1 to 2 at 90%; the estimation

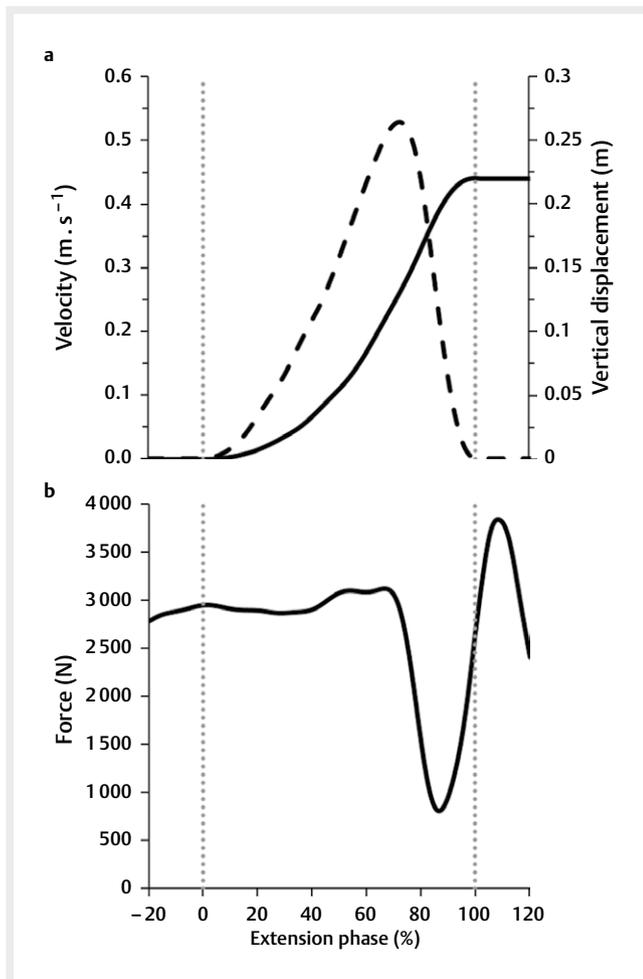
of 1RM was based on the subject's previous 1RM value obtained during the test routine or by multiplying body weight by 1.5 [26]). After 5 min of rest, subjects performed one trial with the 1RM load on a force plate: they were instructed to reach the previously defined crouched starting position (monitored using a vertical ruling gauge) and thereafter to maintain this position for 1 s to produce concentric force as quickly and aggressively as possible with maximum intent [26]. If they succeeded, they were asked to attempt a higher load, until their true 1RM load was reached.

The second session consisted of the identical warm-up procedures as the first session, followed by a selection of loaded SJs in six conditions (additional loads from 0 to 100% of body weight). Each loading condition was performed twice and the highest jump was used to determine individual F-V relationship [31, 32]. For each trial, subjects stood still holding a barbell across their shoulders for additional-load conditions or with arms crossed on the torso for the unloaded condition. They initiated the SJ with a downward movement to reach their individual starting crouched position (measured and monitored as per in the first session). After maintaining this position for 2 s, they were asked to apply force as rapidly as possible concentrically and to jump for maximum height. Subjects were instructed to keep constant downward pressure on the barbell throughout the jump and keep their chest upright. They were also prompted to touch down on the ground in the same leg position as they took off: extended leg with foot plantar flexion. Countermovement was verbally forbidden and carefully checked. If these requirements were not met, the trial was repeated.

Methodology

During the first session, each 1RM squat trial was performed on a force plate (Kistler type 9281B, Winterthur, Switzerland, 1200 Hz) synchronized with an optoelectronic system (MaxPro advanced 3D auto-tracking, Innovision Systems Inc., Columbiaville, MI, USA) including 3 high-speed cameras (A640, Basler, Ahrensburg, Germany, 120 Hz). The force signal obtained from the force plate was filtered (low-pass 4th-order Butterworth) with a 15 Hz cutoff frequency. The position of the iliac crest reflective marker was measured instantaneously with the optoelectronic system, smoothed using a 50-ms moving average window and then derived over time to obtain the iliac crest velocity signal, which was smoothed using a 75-ms moving average window. Force (F_{1RM}) and velocity (V_{1RM}) signals were then averaged over the upward phase defined to begin when the lowest point of the crouched position was reached and finished when the iliac crest reached the highest position (► **Fig. 1a**). Note that the push-off phase was defined here as the entire range of lower limb extension [31, 32] in contrast with previous studies in which only the accelerated phase was considered [36, 37]. This is supported by the fact that (i) the F-V relationship refers to the maximal capacities of the lower limbs over an entire lower limb extension; (ii) during the end of the extension, the force production, even if lower than the total weight, contributes to the upward bar displacement; and (iii) the relative proportion of the accelerated phase depends on the amount of additional load, which could include the effect of force-length relationship (or range of motion) in the F-V relationship.

During the second session, the mean force (F_{SJ}) and velocity (V_{SJ}) developed during the push-off phase of each SJ were obtained with



► **Fig. 1** Vertical displacement (a, black line), velocity (a, black dash line) and force (b, black line) over time during the lower limb extension phase of a 1RM half-squat for a typical subject. The lower limb extension phase is delimited by the 0% (i. e. the starting crouched position) and the 100% (i. e. the highest point reach by the iliac crest) over the abscissa.

a previously validated computation method [14, 31, 32] using the following equations:

$$V_{Sj} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (1)$$

$$F_{Sj} = mg \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right) \quad (2)$$

where m is the body mass, g the gravitational acceleration (9.81 m.s^{-2}), h the jump height and h_{po} , the push-off distance. In this study, h was determined from fundamental laws of dynamic and aerial time [2], the latter being obtained using an infrared timing system (Optojumpnext, Microgate, Bolzano, Italy). Individual h_{po} values were determined as the difference between the extended lower-limb length with maximal foot plantar flexion (iliac crest-toe distance) and the vertical distance between the iliac crest and

ground in the starting position (both measured in the first session). For each subject, F_{Sj} and V_{Sj} values obtained from different SJ conditions were used to determine the F-V relationship in SJ ($F-V_{Sj}$), from which the theoretical maximal force and velocity were extrapolated (F_{0Sj} and V_{0Sj}). Adding the point corresponding to the 1RM condition (based on F_{1RM} and V_{1RM} values) to the previous F- V_{Sj} relationship gave the F- V_{1RM} relationship.

Simple computations to determine force and velocity during 1RM squat

During a 1RM squat, the vertical movement velocity being null from the initial crouched position to the final stand-up position, the mean acceleration during the push is null. Based on the fundamental law of dynamics, the mean force developed during the lower limb extension (F) can be reasonably estimated knowing the total weight of the system:

$$F = (m + m_{1RM})g \quad (3)$$

with m_{1RM} the mass of the 1RM additional load.

The mean extension velocity of the lower limbs (V) can be computed as:

$$V = \frac{d}{t} \quad (4)$$

with d the displacement of the hip during the lower limb extension (measured here as the vertical displacement of the marker positioned on the iliac crest) and t the duration of the lower limb extension. These variables were obtained here using laboratory devices to test the validity of the simple computations rather than the validity of the devices themselves, in the knowledge that they can be easily obtained outside of the laboratory (see discussion section for further details).

Statistical analysis

All data are presented as mean \pm standard deviation (SD). The alignment of 1RM point with the F- V_{Sj} relationship was first tested with the comparison of the goodness of fit between F- V_{Sj} and F- V_{1RM} relationships through the comparison for each individual of residual variance of both regressions using a Fisher's F-test. Also, the alignment of the 1RM point with the F- V_{Sj} relationship was quantified by computing the residual between the 1RM point and the F- V_{Sj} curve (difference between F_{1RM} and the force value on F- V_{Sj} curve at V_{1RM}), and compared to zero using a paired sample t-test. To situate the 1RM point on the force-axis of the F- V_{Sj} relationship, the difference between F_{0Sj} and F_{1RM} and the difference between F_{1RM} and the mean force developed during the highest loaded SJ condition were calculated and tested with t-test for paired sample. To situate the 1RM point on the velocity-axis of the F-V relationship, V_{1RM} values were expressed relative to V_{Sj} obtained during the SJ with the highest load (i. e., the lowest velocity values obtained on the F- V_{Sj} relationship). Then, the correlation between F_{0Sj} and 1RM values was tested using the Pearson correlation coefficient. Mean and standard deviation of the differences (expressed in raw and standardized values), paired sample t-test and the Pearson coefficient correlation were performed to compare the force and velocity measured

► **Table 1** Mean \pm SD of force and velocity values for one-repetition maximum squats and squat jumps.

	Squat Jump		1RM squat	Maximal theoretical values from F-V _{SJ} relationship (i. e., F _{0SJ} and V _{0SJ})
	Lowest loaded condition (without additional load)	Highest loaded condition (44.5 \pm 4.6% 1RM)		
Force (N)	1460 \pm 159	1841 \pm 177	2131 \pm 215	2411 \pm 214
Velocity (m.s ⁻¹)	1.3 \pm 0.1	0.80 \pm 0.07	0.22 \pm 0.05	3.47 \pm 0.97

Only lowest and highest loaded values of the six loaded squat jumps conditions are presented. 1RM: one-repetition maximum; F-V_{SJ}: Force-velocity relationship obtained in squat jump; F_{0SJ}: Maximal theoretical force obtained from the force-velocity relationship obtained in squat jump; V_{0SJ}: Maximal theoretical velocity obtained from the force-velocity relationship obtained in squat jump

during the 1RM squat using the proposed simple computation method to the force and velocity values obtained using the reference method. Each t-test was performed after checking distribution normality with the Shapiro-Wilk test. For all statistical analyses, a P value of 0.05 was accepted as the level of significance. The magnitude of the various differences computed for the above-mentioned analyses was assessed by standardization to the between-subject standard deviation. Hopkins' effect size (ES) scale was used to describe these magnitudes with <0.2, 0.2 to <0.6, 0.6 to <1.2 and 1.2 to <2.0 representing trivial, small, moderate and large effect, respectively [18].

Results

All F-V_{SJ} and F-V_{1RM} relationships were very highly and significantly fitted by linear regressions ($r^2 = 0.95$ to 1; all $P < 0.01$). The six additional loads for SJ conditions represented 0%, 13.5 \pm 1.8%, 35.1 \pm 5.8%, 53.1 \pm 11.2%, 67.1 \pm 10%, 81.6 \pm 12.3% of body weight and 0%, 7.4 \pm 0.9%, 19.1 \pm 1.9%, 28.7 \pm 4.1%, 36.6 \pm 4%, 44.5 \pm 4.6% of the 1RM load. Mean \pm SD values of F_{SJ} and V_{SJ} corresponding to the highest (load of 44.5 \pm 4.6% 1RM) and lowest (without additional load) loaded conditions, F_{1RM} and V_{1RM} as well as F_{0SJ} and V_{0SJ} are presented in ► **Table 1**. The residual variances of the individual F-V_{SJ} relationship (106 to 1278 N², i. e., standard error of estimate from 10 to 36 N) and the F-V_{1RM} relationship (239 to 3070 N², i. e., standard error of estimate from 15 to 55 N) were not significantly different for nine subjects out of ten. The residual between the 1RM point and the F-V_{SJ} curve was -100 ± 110 N ($-5 \pm 5\%$, ES = 0.43) and significantly different from zero ($P = 0.018$). F_{1RM} values were 2131 \pm 215 N, which was significantly lower than F_{0SJ} ($P < 0.001$), the difference being -263 ± 131 N ($-10.9 \pm 5.2\%$, ES = 0.82), and F_{1RM} was significantly higher than the force developed during the highest SJ loaded condition ($P < 0.001$), the difference being 290 \pm 81 N ($+15.8 \pm 4.4\%$, ES = 1.35). In addition, F_{0SJ} was significantly correlated with 1RM ($r = 0.78$; $P < 0.01$). V_{1RM} values were 0.22 \pm 0.05 m.s⁻¹, which corresponded to 29.6 \pm 7.2% of V_{SJ} obtained during the SJ with the highest load. The bias between force and velocity values obtained with the simple computation method and the reference method during the 1RM squat were -50.4 ± 43.3 N and -0.002 ± 0.002 m.s⁻¹, respectively (all $P = 0.005$). Expressed as a percentage of the mean of the values obtained for the reference method, these biases were $-2.3 \pm 1.9\%$ and $-0.81 \pm 0.64\%$, respectively. The effect size and Pearson correlation coefficient values for the differences between these parameters are presented in ► **Table 2**.

► **Table 2**.

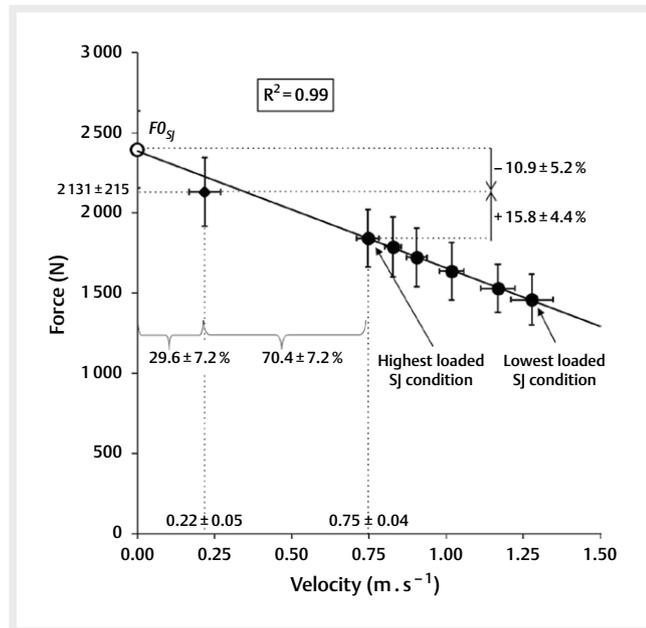
Discussion

The main findings of this study were, as hypothesized, that the 1RM point can be considered as aligned with the F-V relationship (i. e., no significant difference of goodness of fit with or without the 1RM point), even if it was positioned slightly under the curve ($-5 \pm 5\%$). The 1RM point was situated closer to F₀ than to the highest loaded SJ condition point: the velocity during the 1RM squat was at 30 \pm 7% of the minimal velocity obtained during the highest loaded SJ. The force developed during 1RM was approximately 11 \pm 5% lower than F₀, but 16 \pm 4% higher than during the SJ performed with the highest load (load of 44.5 \pm 4.6% 1RM, ► **Fig. 2**). The simple computation method proposed to estimate force and velocity during a 1RM squat yielded values that were very similar to those obtained using the reference method with small and trivial, though significant, systematic and random errors.

The present results supported the fact that the 1RM point can be considered as aligned with points obtained from loaded and unloaded SJs, which confirmed our first hypothesis based on the fact that the 1RM squat is overall similar to SJ, the only difference being a higher load to move. Although t-test and the residual showed that the 1RM point was significantly under the F-V curve by $\sim 5\%$ in the present study, the effect size indicated that this mean difference was small (ES = 0.43). This result brings additional support to the linearity of the F-V relationship during squat movement, at least on its high force-low velocity side. Indeed, despite the fact that the linearity of the inverse F-V relationship on lower limb extension is currently admitted [5, 21, 31, 35], this linearity is often challenged on the basis that the F-V relationship on mono-articular movement or on isolated muscle is curvilinear [13, 39] and also due to the restricted range of experimental points used to derive the full F-V spectrum [9, 21]. Concerning the high velocity-low force side of the F-V relationship, a previous study attempted to reach high velocities during squat movements using 'negative load' (0.7BW lifted), nevertheless obtaining values far from V₀ [9]. In contrast, V₀ is easily approached in sprint running or cycling in comparison to squat because these are cyclic movements with some lower limb extensions occurring at the end of the 5–6 s sprints with low resistive force and when the mass has been already accelerated [1, 8, 29, 34]. Further studies are required to explore the low force-high velocity side of the F-V relationship to bring the same kind of support to its linearity during lower limb extension in squat movement. The fact that the 1RM point was slightly below the curve of the F-V relationship in this study can be interpreted as a non-maximal effort against the present 1RM load and in turn an underestimation of the 1RM load, which can be confirmed by the mean dif-

► **Table 2** Mean \pm SD of force and velocity values obtained from the simple computation method and the reference method during one-repetition maximum squats.

	Reference method	Simple computation method	Bias	T-test P-value	Effect size	Interpretation	Pearson correlation coefficient (P-value)
Force (N)	2131 \pm 215	2181 \pm 236	-50.4 \pm 43.3	0.005	0.23 \pm 0.14	Small	0.99 (0.01)
Velocity (m.s⁻¹)	0.220 \pm 0.051	0.222 \pm 0.052	-0.002 \pm 0.002	0.005	0.04 \pm 0.02	Trivial 1	(0.01)

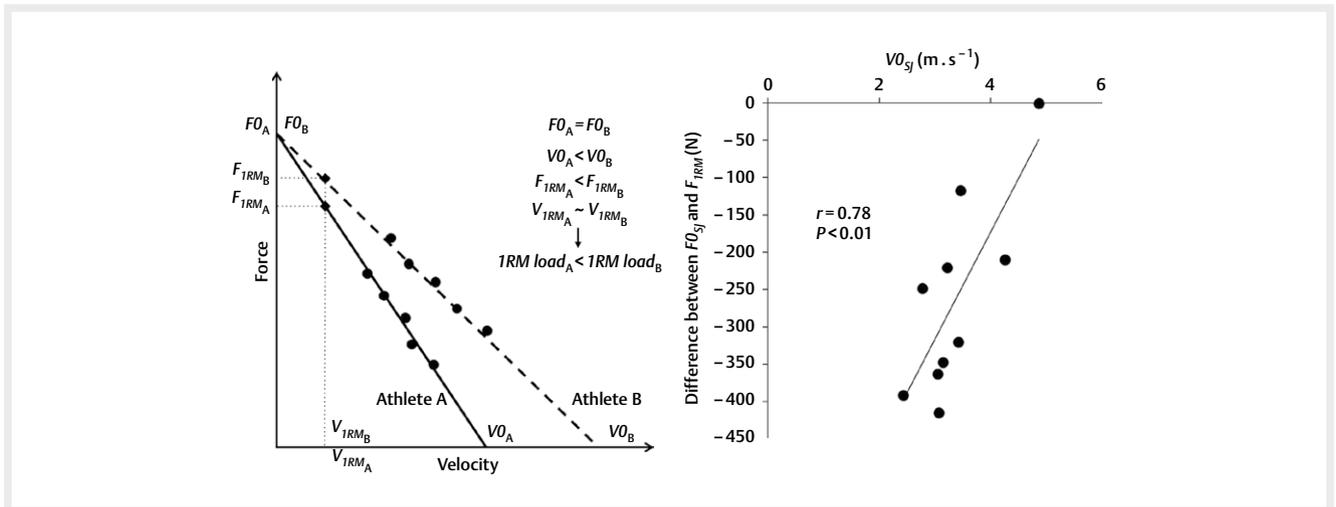


► **Fig. 2** Force-velocity relationship obtained from loaded squat jumps (black points) and 1RM condition (black diamond). All symbols and values correspond to averaged data (\pm SD) across all subjects. The averaged horizontal position of the 1RM point relative to the point of the highest loaded condition in squat jump (SJ) was underlined by the curly brackets and mean \pm SD percentage values. The black pointers and mean \pm SD percentage values depicts the averaged vertical position of the 1RM point relative to $F_{0_{SJ}}$ and the point of the highest loaded condition in squat jump.

ference in squat depth between squat jumps and the 1RM squats (0.13 ± 0.4 m). As expected from their F-V relationships, subjects' lower-limb neuromuscular systems could theoretically have developed a higher level of force against this load, and in turn accelerate it more, but they did not. Typically, weakness of other muscular chains, especially dorsal chains, may be the origin of this apprehension or incapacity to maximally accelerate the load. The 1RM underestimation could be explained by the task-induced apprehension with very high load that may have discouraged subjects from attempting a higher load. Also, this underestimation can be related to the limits associated with the incremental procedure of the direct method itself. In practice, when the additional load approaches the 1RM true value, high resolution in load increments (e. g., adding 1 or 2 kg) are required, which would inevitably increase the number of trials necessary to reach the true 1RM value. This would induce neuromuscular fatigue, and in turn diminish acute maximal strength capacity, and so prevent recording a true and accurate 1RM. All these potential causes could be reduced with subjects highly accustomed to high-load strength training or 1RM

determination, which may not have been the case here, or if only the lower-limb muscle chains are involved in the movement (e. g., with the load carried at the hip). Finally, the small shift of the actual 1RM point under the F-V relationship could also partially be explained by some methodological limitations. The simple field method used to estimate lower-limb extension velocity during SJs is based on both center-of-mass dynamics and actual lower-limb extension range, whereas the instantaneous lower-limb extension velocity during the 1RM squat was derived here from the position-time signal of the iliac crest. Although a recent study has shown that the measurement of iliac crest velocity (with a linear transducer) instead of center-of-mass velocity (with a force plate) to estimate lower-limb extension velocity leads to small difference in measurements [14], this could have slightly influenced the 1RM point position compared to the F-V_{SJ} relationship. Also, the range of motion during the extension phase of the 1RM squat was lower (0.13 ± 0.4 m) than the range of motion during squat jumps due to less plantar flexion effort at the end of the extension phase.

The second aim of this study was to situate the 1RM point along the F-V relationship, notably regarding F_0 and the point corresponding to the highest loaded SJ condition. In the population tested, the 1RM point was situated at $\sim 30\%$ from F_0 and $\sim 70\%$ from the point corresponding to the SJ performed with the highest load on the velocity axis. On the force axis, the 1RM point was $\sim 11\%$ below F_0 and $\sim 16\%$ above the highest force obtained during loaded SJs, and the effect size of the mean difference between F_{1RM} and F_{SJ} obtained during the SJ with the highest load was almost twofold higher than the effect size of the mean difference between F_{1RM} and $F_{0_{SJ}}$. The 1RM point position relative to F_0 is in line with the only previous study exploring these two variables, which reported that the 1RM was situated at $\sim 16\%$ lower than F_0 [22]. The slight discrepancy between these two average differences between F_0 and F_{1RM} (11% in this study and 16% in the previous study) and the high variability (i. e., high standard deviation) in the difference between F_0 and F_{1RM} underline the difficulty in accurately predicting 1RM from F_0 based only on this difference. Although lower in magnitude, the force produced at 1RM was highly correlated with F_0 ($r = 0.78$; $P < 0.01$), which is in accordance with previous studies reporting high correlations between these two parameters in the squat and bench press [9, 12, 22, 38]. The fact that the correlations obtained were not quasi-perfect confirms that 1RM and F_0 are not exactly identical. Indeed, F_0 corresponds to the theoretical maximal dynamic force that lower limbs could produce over an extension at null velocity. Even if this condition is purely theoretical, it is estimated from dynamic contractions and represents the limit towards which the lower-limb force production capacities tend. Contrastingly, the 1RM represents the dynamic maximal force that lower limbs can actually produce in practice over an extension, but with a non-negligible velocity [7, 19, 20]. The position of the 1RM



► **Fig. 3** The left panel depicts a schematic comparison of force-velocity relationship of two hypothetical athletes with the same force capacities (F_0) but different velocity qualities (V_0). Points correspond to squat jump conditions and diamonds represent the 1RM squat condition. The black line refers to the athlete A with a steeper F-V and the dash black line refers to the athlete B with the higher V_0 . The right panel presents the correlation between individual velocities qualities (VO_{Sj}) and the difference between force capacities (F_{0Sj}) and the mean force developed during the 1RM half-squat (F_{1RM}).

point along the F-V relationship (and its difference with F_0) suggests that 1RM performance is affected partly (even slightly) by velocity qualities, and so does not represent only pure force capacities. This could be illustrated (► **Fig. 3**, left panel) by considering two hypothetical individuals with similar theoretical maximal force capacities (F_0) but different velocity qualities (V_0), and thus different F-V profile, who would perform a 1RM squat at approximately the same velocity [15]. The individual with the more force-oriented (steeper) F-V profile, and thus the lower velocity qualities, would present a higher difference between the force developed during the 1RM squat and F_0 . Consequently, this athlete would present a lower 1RM load despite a similar F_0 . This was supported in the present study by the significant positive correlation between individual VO_{Sj} and the difference between F_{0Sj} and F_{1RM} ($r = 0.78$; $P < 0.01$; ► **Fig. 3**, right panel): the lower V_0 , the higher the difference between F_0 and the force developed during a 1RM. Finally, even if the 1RM still represents a good practical index of dynamic maximal strength, it cannot be associated with the purely maximal force capacities (F_0). Otherwise, because F_0 corresponds to the theoretical maximal force at null velocity, its relationship with the isometric maximal force was previously tested, but the two indexes have demonstrated no correlation [30]. This was explained by the fact that the force developed during the isometric contraction is measured at a fixed angle, whereas F_0 is extrapolated from values measured on dynamic movements over a full range of extension. Overall, 1RM, F_0 and isometric maximal force are three indexes commonly used to characterize maximal strength capacities, but they all represent quite different force production modalities.

When the underestimation of the 1RM is reduced (e.g., subjects accustomed to 1RM determination or to very high load strength training), it would be useful to add the 1RM point to F-V relationship analysis [19], notably because the 1RM determination is usu-

ally already included in testing routines in strength and conditioning. Indeed, the proximity of the 1RM point with F_0 would reduce the extrapolation of the latter, and in turn improve the accuracy and the reliability of its determination. When 1RM is determined in practice, typically only load is considered due to a lack of availability of force and velocity data. That is why a simple computation method was proposed here to estimate force and velocity during a 1RM squat in the field. The pertinence of the values obtained with the proposed simple computations was first confirmed with high correlation results with the reference method ($r = 0.99 - P = 0.005$ and $r = 1 - P = 0.005$ for force and velocity parameters, respectively). Although all the values for the simple computations were significantly different from the reference method, the mean bias (-50.4 N and $-0.002\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), the small and trivial mean effect sizes ($0.23-0.04$), respectively, confirmed an acceptable accuracy of force and velocity parameters estimated. Furthermore, lower-limb extension velocity was obtained here with laboratory devices to validate the computation itself and not the devices. However, push-off time and distance (i.e., the difference between the hip height in stand-up and starting positions) could be easily obtained during a 1RM squat with a standard video-capable device ($\sim 30\text{ Hz}$). Based on mean values observed in present study, the time resolution associated with a 30 Hz video frame rate would result in an error in velocity estimation of $\sim 0.007\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ (i.e., $\sim 3\%$). Consequently, mean force and velocity during a 1RM squat or squat can be easily estimated in the field by applying the simple computations method proposed. This could allow strength and conditioning coaches to add the 1RM point to the F-V relationship analysis without any laboratory devices, and in turn improve the reliability of the associated variables (notably F_0).

Conclusion

In the present study, the “one-repetition maximum” (1RM) point was shown to be aligned with the force-velocity (F-V) relationship obtained in the squat jump (SJ), even if slightly situated here below the curve. In comparison to the other points of the F-V relationship, the 1RM point force value was ~16% higher than for the highest loaded SJ point but ~11% lower than F0. The velocity of the 1RM point represented ~30% of the velocity reached during the highest-load SJ condition. This supported the fact that F0 and 1RM, which both represent dynamic maximal strength capacities, are not exactly similar, though highly correlated. Moreover, the distinction between the 1RM point and the highest loaded SJ point and its proximity with F0 suggest that adding the 1RM point to the F-V relationship analysis would be useful to improve the reliability of the determination of the force-velocity mechanical variables. The simple computation method proposed allows sport practitioners to accurately estimate force and velocity during a 1RM squat when the athletes are accustomed to heavy-load squat exercises. Overall, these findings bring additional support to the linearity of the F-V relationship in squat movement, at least when considering the force side.

Acknowledgements

We would like to show our gratitude to Matt Cross (Sports Performance Research Institute New Zealand, Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand) for his comments and suggestions on an earlier version of the manuscript, although any errors are our own and should not tarnish the reputations of this esteemed person.

No funding was received for this work from any of the following organizations or any other institution: National Institutes of Health (NIH), Wellcome Trust, Howard Hughes Medical Institute (HHMI).

Conflict of Interest

We declare that we have no conflict of interest.

References

- [1] Arsac LM, Belli A, Lacour JR. Muscle function during brief maximal exercise: Accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1996; 74: 100–106
- [2] Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand* 1974; 91: 385–392
- [3] Balsalobre-Fernández C, Glaister M, Lockey RA. The validity and reliability of an iPhone app for measuring vertical jump performance. *J Sports Sci* 2015; 33: 1574–1579
- [4] Bobbert MF. Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol* 2012; 112: 1975–1983
- [5] Bosco C, Belli A, Astrua M, Tihanyi J, Pozzo R, Kellis S, Tarpela O, Foti C, Manno R, Tranquilli C. A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol* 1995; 70: 379–386
- [6] Braith RW, Graves JE, Leggett SH, Pollock ML. Effect of training on the relationship between maximal and submaximal strength. *Med Sci Sports Exerc* 1993; 25: 132–138
- [7] Conceição F, Fernandes J, Lewis M, González-Badillo JJ, Jimenez-Reyes P. Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises. *J Sports Sci* 2016; 34: 1099–1106
- [8] Cross MR, Brughelli M, Samozino P, Morin J-B. Methods of power-force-velocity profiling during sprint running: A narrative review. *Sports Med* 2016, doi:10.1007/s40279-016-0653-3
- [9] Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, Ugarkovic D, Kukolj M, Jaric S. Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114: 1703–1714
- [10] Djuric S, Cuk I, Sreckovic S, Mirkov D, Nedeljkovic A, Jaric S. Selective effects of training against weight and inertia on muscle mechanical properties. *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 11: 927–932
- [11] Feeney D, Stanhope SJ, Kaminski TW, Machi A, Jaric S. Loaded vertical jumping: Force-velocity relationship, work, and power. *J Appl Biomech* 2016; 32: 120–127
- [12] García-Ramos A, Jaric S, Padial P, Feriche B. Force-velocity relationship of upper body muscles: traditional versus ballistic bench press. *J Appl Biomech* 2016; 32: 178–185
- [13] Gasser HS, Hill AV. The dynamics of muscular contraction. *Proc R Soc B Biol Sci* 1924; 96: 398–437
- [14] Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med* 2014; 36: 143–149
- [15] González-Badillo JJ, Sánchez-Medina L. Movement velocity as a measure of loading intensity in resistance training. *Int J Sports Med* 2010; 31: 347–352
- [16] Harman EA, Rosenstein MT, Frykman PN, Rosenstein RM, Kraemer WJ. Estimation of human power output from vertical jump. *J Strength Cond Res* 1991; 5: 116–120
- [17] Harriss D, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2016 update. *Int J Sports Med* 2015; 36: 1121–1124
- [18] Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–13
- [19] Izquierdo M, González-Badillo J, Häkkinen K, Ibáñez J, Kraemer W, Altadill A, Eslava J, Gorostiaga E. Effect of loading on unintentional lifting velocity declines during single sets of repetitions to failure during upper and lower extremity muscle actions. *Int J Sports Med* 2006; 27: 718–724
- [20] Izquierdo M, Häkkinen K, Gonzalez-Badillo J, Ibáñez J, Gorostiaga E. Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *Eur J Appl Physiol* 2002; 87: 264–271
- [21] Jaric S. Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *Int J Sports Med* 2015; 36: 699–704
- [22] Jidovtseff B, Harris NK, Crielaard J-M, Cronin JB. Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 267–270
- [23] Jiménez-Reyes P, Samozino P, Cuadrado-Peñaflor V, Conceição F, González-Badillo JJ, Morin J-B. Effect of countermovement on power-force-velocity profile. *Eur J Appl Physiol* 2014; 114: 2281–2288
- [24] Julio UF, Panissa VLG, Franchini E. Prediction of one-repetition maximum from the maximum number of repetitions with submaximal loads in recreationally strength-trained men. *Sci Sports* 2012; 27: e69–e76
- [25] Leontijevic B, Pazin N, Kukolj M, Ugarkovic D, Jaric S. Selective effects of weight and inertia on maximum lifting. *Int J Sports Med* 2013; 34: 232–238

- [26] Markovic S, Mirkov DM, Knezevic OM, Jaric S. Jump training with different loads: Effects on jumping performance and power output. *Eur J Appl Physiol* 2013; 113: 2511–2521
- [27] Morin J-B, Samozino P. Interpreting power-force-velocity profiles for individualized and specific training. *Int J Sports Physiol Perform* 2016; 11: 267–272
- [28] Picerno P, Iannetta D, Comotto S, Donati M, Pecoraro F, Zok M, Tollis G, Figura M, Valada C, Di Muzio D, Patrizio F, Piacentini MF. 1RM prediction: A novel methodology based on the force-velocity and load-velocity relationships. *Eur J Appl Physiol* 2016; 116: 2035–2043
- [29] Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Sàez-de-Villarreal E, Couturier A, Samozino P, Morin J-B. Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion: Sprint mechanics in elite athletes. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: 583–594
- [30] Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour J-R. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84: 227–232
- [31] Samozino P, Edouard P, Sangnier S, Brughelli M, Gimenez P, Morin J-B. Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med* 2014; 35: 505–510
- [32] Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech* 2008; 41: 2940–2945
- [33] Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A. Jumping ability: A theoretical integrative approach. *J Theor Biol* 2010; 264: 11–18
- [34] Samozino P, Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Peyrot N, Saez de Villarreal E, Morin J-B. A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running: Simple method to compute sprint mechanics. *Scand J Med Sci Sports* 2016; 26: 648–658
- [35] Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin J-B. Optimal force-velocity profile in ballistic movements—altius: Citius or fortius? *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 313–322
- [36] Sánchez-Medina L, Pallarés J, Pérez C, Morán-Navarro R, González-Badillo J. Estimation of relative load from bar velocity in the full back squat exercise. *Sports Med Int Open* 2017; 1: E80–E88
- [37] Sanchez-Medina L, Perez CE, Gonzalez-Badillo JJ. Importance of the propulsive phase in strength assessment. *Int J Sports Med* 2010; 31: 123–129
- [38] Sreckovic S, Cuk I, Djuric S, Nedeljkovic A, Mirkov D, Jaric S. Evaluation of force-velocity and power-velocity relationship of arm muscles. *Eur J Appl Physiol* 2015; 115: 1779–1787
- [39] Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, Perrine JJ, Edgerton VR. Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol* 1984; 57: 435–443

ANNEXE II

Samozino P., Rivière J.R., Rossi J., Morin J-B., Jimenez-Reyes P. (2017)
How fast is a horizontal squat jump?
Int J Sports Physiol Perform 13:910–916

International Journal of Sports Physiology and Performance, 2017

Note: This article will be published in a forthcoming issue of the International Journal of Sports Physiology and Performance. The article appears here in its accepted, peer-reviewed form, as it was provided by the submitting author. It has not been copyedited, proofread, or formatted by the publisher.

Human Kinetics 
ORIGINAL INVESTIGATION

HOW FAST IS A HORIZONTAL SQUAT JUMP?

Pierre SAMOZINO^{1*}, Jean Romain RIVIERE¹, Jérémy ROSSI², Jean-Benoît MORIN³, Pedro JIMENEZ-REYES⁴

¹University Savoie Mont Blanc, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, Chambéry, France

²Univ Lyon, UJM-Saint-Etienne, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, Saint-Etienne, France

³Université Côte d'Azur, LAMHES, Nice, France

⁴Faculty of Physical Sciences and Sport, Catholic University of San Antonio, Murcia, Spain

***Corresponding author:**

Pierre Samozino

University Savoie Mont Blanc, LIBM

Email: pierre.samozino@univ-smb.fr

ABSTRACT

Velocity strength training requires exercise modalities allowing athletes to reach very high movement velocity, which is limited during vertical movements involving body weight.

Purpose: Our aim was to quantify the mechanical outputs developed during horizontal squat jumps, and notably the movement velocity, in comparison to vertical squat jumps with and without loads.

Methods: Thirteen healthy male athletes performed squat jumps without additional loads (SJ₀), with a load of ~60% of body mass (SJ₆₀) and during horizontal squat jumps performed lying down on a roller device with (AHSJ) and without (HSJ) a rubber band assistance. Instantaneous lower limb extension velocity, force and power output were measured and averaged over the push-off phase.

Results: The force was significantly higher during SJ₆₀ than during SJ₀, which was higher than during HSJ and AHSJ. Extension velocity was significantly different across all conditions with 0.86 ± 0.07 , 1.29 ± 0.10 , 1.59 ± 0.19 and 1.83 ± 0.19 m.s⁻¹ for SJ₆₀, SJ₀, HSJ and AHSJ conditions, respectively. Differences in force and velocity values between SJ₀ and the other conditions were large to extremely large. Differences were observed in power values only between SJ₆₀ and SJ₀, SJ₆₀ and AHSJ and SJ₀ and HSJ.

Conclusion: Horizontal squat jump modalities allow athletes to reach very to extremely largely higher limb extension velocities (HSJ: +24.0±16%, AHSJ: +42.8±17.4%) than during SJ₀. HSJ and AHSJ modalities are cheap and practical modalities to train limb extension velocity capabilities, i.e. the ability of the neuromuscular system to produce force at high contraction velocities.

Key words: velocity strength training, ballistic performance, force-velocity profile, maximal power, lower limb extensors

1. Introduction

The ability to perform ballistic muscle contractions, as during jumps, changes of direction, first step of a sprint, is determinant in numerous sport activities (team sport, track and field, martial arts). It depends on both the maximal power output (relative to body mass) lower limbs can develop and the force-velocity (Fv) mechanical profile, i.e., the ratio between force and velocity maximal capacities¹⁻⁴. Force capacities represent the ability to develop very high level of force at low velocities whereas velocity capacities represent the ability to produce force at very high movement/contraction velocities. An optimal Fv profile maximising ballistic performance independently from power capacities exists for each athlete^{1,2,4}. Strength training focusing on improving ballistic performances have been shown to be more effective when aiming at decreasing Fv imbalance, i.e. the difference between the athlete's actual Fv profile and his/her own optimal one, in parallel to increasing maximal power⁵. Maximal power output and both actual and optimal Fv profiles can be easily and individually assessed from several loaded jumps and biomechanical equations^{1,2}. Testing and considering individual Fv imbalance allows sport practitioners to detect force or velocity deficits for each athlete, and in turn to orient training programs on one of these two muscular qualities, or both, in order to decrease Fv deficits while improving power capacities^{3,5}.

Maximal power improvements can be achieved by training force (maximal strength) and/or velocity (maximal velocity) capacities^{5,6}. The individual Fv profile, characterized by the slope of the linear Fv relationship, is sensitive to training background^{7,8} and training programs^{5,9}. Briefly, heavy-load strength training (high loads at low movement velocity) induces an overload stimulus which leads to increased maximal force without any change in velocity capacities^{5,9-11}. At the opposite, power or ballistic training (low loads at high velocity) induces an "overspeed" stimulus resulting in improvements in maximal contraction velocity without any gain in maximal strength^{5,9,12}. Thanks to gravity, it is quite easy to increase the load for maximal strength training. However, decreasing the load to increase movement velocity during ballistic training is more complicated, notably when body weight is involved such as during squat or squat jump.

Different training modalities have been proposed to increase movement velocity: maximal effort removing deceleration phase at the end of the movement (with bar throw or jump^{13,14}) using low loads (< 30% of the repetition maximum^{9,10}), negative loads^{12,15,16} or only inertia¹⁷. However, during squat jumps, the body mass represents a load close to the optimal one to maximise power¹⁸, i.e. a moderate load associated to force and velocity outputs in the middle of the entire Fv spectrum. Training specifically lower limb velocity capacities using very high movement velocities requires resistance lower than body weight, which can be obtained using assisted vertical jumps (with rubber pulling to the top^{12,16,19,20} or low pneumatic resistances²¹). However, these two kinds of exercises require very specific equipment, rarely available for strength and conditioning coaches. A practical method to free from body weight during a squat movement is to realize the squat horizontally, supine on a rolling device (e.g. long board) and pushing with the feet onto a wall⁵ (Figure 1). Even if the inertia remains equal to body mass, the resistive forces are only the rolling friction forces but not body weight.

The aim of this study was to quantify the mechanical outputs developed during ballistic horizontal squat jumps, and notably movement velocity, in comparison to squat jumps with and without loads. Under the logical assumption of a faster movement velocity, the objective was to accurately quantify the magnitude of the velocity increase.

2. Methods

Subjects

Thirteen healthy male athletes (age = 24±5 years, mass = 79±9 kg and height = 1.81±0.06 m) volunteered to participate. All were involved in regular physical activities, comprising strength-based resistance training with additional weights and were free of musculoskeletal pain or injury during the period of the study. Written informed consent was received from all athletes

and all procedures were in accordance with the principles of the Declaration of Helsinki and meet the international standards in sport and exercise science research.

Design

One to three days after a session of familiarization with vertical loaded squat jump (SJ) and horizontal push-offs, athletes participated to one experimental session for measuring, in a randomized order, mechanical outputs during SJ with and without additional loads, and during horizontal squat jumps performed with and without assistance.

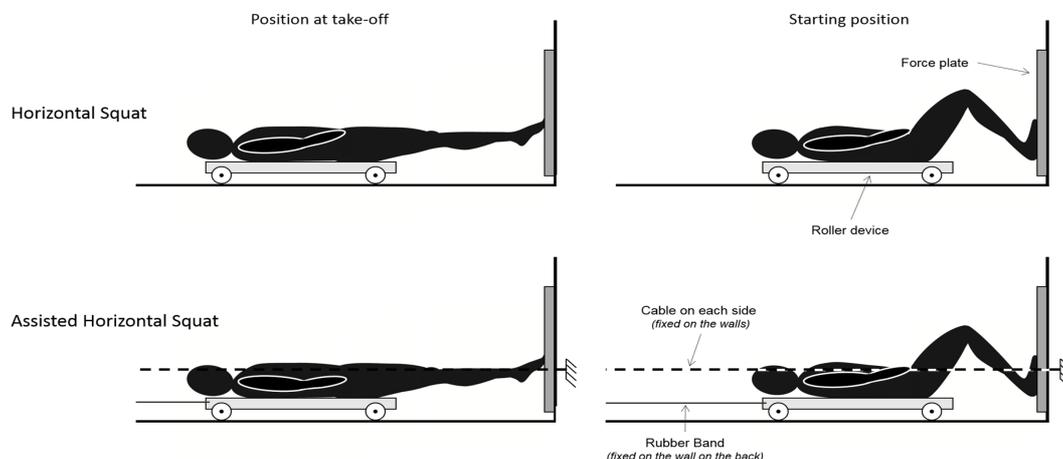


Figure 1. Representation the experimental set-up during starting and take-off positions for horizontal squat jump and assisted horizontal squat jump conditions.

Methodology

The measurement session began by a standardized 10-min warm-up (pedaling, jumping with and without additional loads). For each athlete, a passive reflective marker was placed on the right superior iliac crest. The vertical distance between this marker and the ground was measured in the preferential crouched starting position for a SJ movement^{2,22}. Then, each athlete performed three trials (separated by ~30s of rest) in four ballistic movement modalities: SJ without additional load (SJ₀), squat jump with a load of 60% of body mass (SJ₆₀), a horizontal squat jump (HSJ) and an assisted horizontal squat jump (AHSJ). Each of these four conditions started in the individual preferential crouched position and were separated by 5-min rest. For each condition, only the best (the highest take-off velocity) of the three trials was considered for analysis.

For SJ trials, athletes stood still with arms crossed on the torso for SJ₀ and holding a barbell across their shoulders for SJ₆₀. After a downward movement to reach their individual starting crouched position which they maintained for 2 s, they were asked to apply force as rapidly as possible concentrically to jump for maximum height. Athletes were asked to keep their chest upright and keep constant downward pressure on the barbell throughout the jump for SJ₆₀. They were also prompted to touch land in the same leg position as when they took off: extended leg with foot plantar flexion. Countermovement was verbally forbidden and carefully checked. If these requirements were not met, the trial was repeated.

For HSJ and AHSJ conditions, athletes were laid down on a roller device (modified mechanic's creeper, mass = 9.9 kg) with feet in contact with a force plate positioned vertically (Figure 1). For AHSJ, the roller device was pulled backward with a rubber band attached to the wall ~3 meters behind (pulling force from 95 to 110 N over the movement). After being positioned in the same crouched starting position than during SJ, athletes were asked to apply force as rapidly as possible on the force plate to reach the highest velocity at the end of the push-off. For AHSJ, athletes could hold cables placed on each side of the roller device, in parallel to the movement direction and fixed onto the walls, in order to maintain the starting position for 2 s before maximal effort. Countermovement was verbally forbidden and carefully checked, the trial being repeated if any.

Measurements and data analysis

During each SJ₀ and SJ₆₀ trial, the mean vertical force (FSJ₀ and FSJ₆₀) and power output (PSJ₀ and PSJ₆₀) developed by lower limbs during push-off and the corresponding lower limb extension velocity (vSJ₀ and vSJ₆₀) were determined using the equations and methodology of Samozino et al. (22-24):

$$F = mg\left(\frac{h}{h_{po}} + 1\right) \quad (1)$$

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

$$P = mg\left(\frac{h}{h_{po}} + 1\right)\sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (3)$$

with *m* the total mass (sum of body mass + additional load, in kg), *g* the gravitational acceleration (9.81 m.s⁻²), *h* the jump height (in m) and *h_{po}* the push-off distance corresponding to the lower limb extension range (in m). Here, *h* was obtained from flight time applying the laws of dynamics²⁵, flight time being measured using an infrared timing system (Optojump, Microgate, Bolzano, Italy). Individual *h_{po}* was determined a priori as the difference between the extended lower limb length with maximal foot plantar flexion (superior iliac crest-toe distance) and the vertical distance between the superior iliac crest and ground in the starting position.

Each horizontal squat jump (HSJ and AHSJ) was performed on a force plate (Kistler type 9281B, Winterthur, Switzerland) fixed vertically to the laboratory wall and synchronized with an optoelectronic system (MaxPro Advanced 3D autotracking, Innovision Systems Inc., Columbiaville, US) including 3 high-speed cameras (A640, Basler, Ahrensburg, Germany, 120Hz). The wall reaction force signal was measured continuously (1200 Hz) and the horizontal force component normal to the force plate was low-pass filtered (15 Hz cutoff, fourth order Butterworth applied forward and backward for zero phase shifting). The horizontal position of the iliac crest marker was measured continuously at a sampling rate of 120Hz and then derived over time to obtain the instantaneous lower limb extension velocity during the push-off phase. Position and velocity signals were smoothed using a 50-ms and 75-ms moving average window, respectively. Linear interpolation was used to obtain 1200 position and velocity data per second. Instantaneous power output was computed as the product of force and velocity at each instant. Force, velocity and power signals were averaged over each push-off phase defined from the first rise of velocity signal (threshold of 0.05 m.s⁻¹) to the instant when the force fell to zero.

Statistical analysis

All data are presented as mean ± standard deviation (SD). After checking distribution normality (Shapiro-Wilk test) and homogeneity of variances (F-test), the effect of push-off condition on averaged force, velocity and power data was tested using a one way repeated measure ANOVA. When significant effect, a Newman Keuls post-hoc test was performed to locate the differences between conditions. A P value of 0.05 was accepted as the level of significance. The magnitude of the differences between SJ₀ and the other conditions (SJ₆₀, HSJ and AHSJ) were assessed by standardization to the between subject standard deviation. Threshold values of 0.2, 0.6, 1.2, 2.0, and 4.0 were used to represent small, moderate, large, very large, and extremely large effects, respectively²⁶.

3. Results

Typical force-, velocity- and power-time curves in HSJ and AHSJ are presented in Figure 2. Push-off force, velocity and power output during SJ₀, SJ₆₀, HSJ and AHSJ are presented in Figure 3. Significant effects of conditions were shown on force (F(3,12)=218.8, P<0.001), velocity (F(3,12)=129.5, P<0.001) and power output (F(3,12)= 8.00, P<0.001). Post-hoc comparisons revealed significant differences (P<0.001) between all conditions for force and velocity values, except a trend (P=0.063, ES = -0.48) between force values obtained during HSJ and AHSJ conditions (Figure 3). Differences in force and velocity values between SJ₀ and the other conditions were large to extremely large (Figure 3). Significant differences were observed in

power values only between SJ₆₀ and SJ₀ (P<0.001; ES = -1.1), SJ₆₀ and AHSJ (P<0.001) and SJ₀ and HSJ (P=0.01; ES = -0.74).

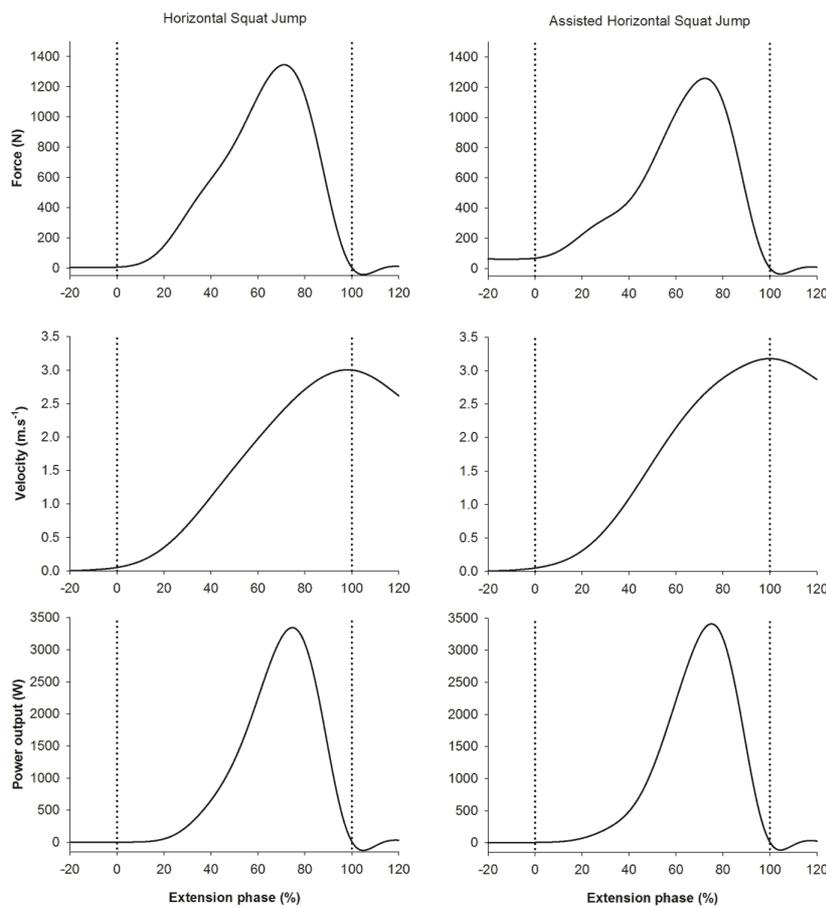


Figure 2. Force-, velocity- and power output-time signals for a typical athlete in horizontal squat jump and assisted horizontal squat jump. The time is expressed in percentage of the total lower limb extension phase duration. The two vertical dotted lines represent the beginning and the end of the push-off phase.

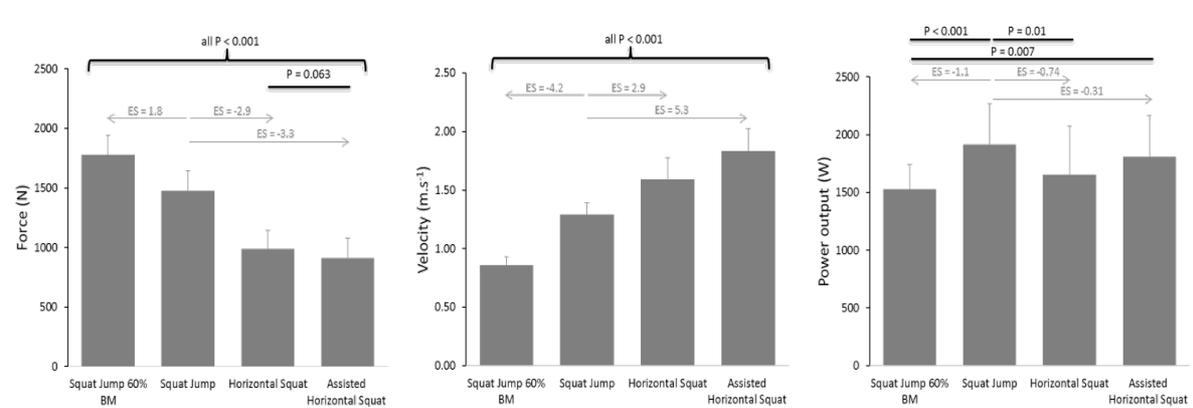


Figure 3. Mean ± Standard deviation of the averaged force, velocity and power over push-off phases during loaded squat jumps with 60% of body mass (BM), squat jumps without additional load, horizontal squat jumps and assisted horizontal squat jumps.

4. Discussion

To our knowledge, this study was the first to measure mechanical outputs during horizontal squat jumps which aim at eliminating the athlete’s body weight from the resistances against the movement. This exercise modality, requiring very light and cheap equipment (compared to specific ergometers), could be very interesting to train muscle velocity capacities, i.e. the ability of the neuromuscular system to produce force at high muscle contraction velocities. The main finding was that horizontal squat jump modalities allow athletes to reach very largely higher

lower limb extension velocities ($+24\% \pm 16\%$, ES = 2.9) compared to squat jump without additional load. This increase in lower limb extension velocity was extremely large ($+42.8 \pm 17.4\%$), ES = 5.3) when assisted with a rubber band pulling the roller device backward. The magnitude of gain in movement velocity from a SJ performed at body weight to an assisted horizontal squat jump was higher than the decrease in velocity between the same SJ and a SJ performed with additional loading of 60% of body mass.

Present results highlight the important increase in the range of lower limb extension velocities made possible by horizontal squat jump modalities while velocity values are limited in usual squat movement by the high resistance represented by body weight. The increases in movement velocity observed during HSJ and AHSJ are similar to the ones observed during assisted vertical jumps with negative loading of $\sim 15\text{-}20\%$ and $\sim 30\%$ of body weight, respectively^{16,19,20}. This allows athletes to train their lower limb neuromuscular system at velocities higher than the optimal one, and in turn to focus on improving force production at high contraction velocity, i.e. towards the right end of the Fv relationship. This is in line with the maximum dynamic output hypothesis proposed by Jaric and colleagues, which shows that the optimal velocity to develop maximal power is reached during vertical jumps performed against a load close to body mass (i.e. without additional load^{18,19,27}). This means that the right part of the Fv relationship (i.e. movement velocities higher than the optimal one) cannot be trained during lower limb extension exercises involving body mass (and even more additional loads) without any assistance or unloaded system. This contradicts recent studies based on weightlifting derivatives (e.g. squat, jump, hang pull, clean/snatch, jump shrug) which recommend additional loads of $\sim 30\%$ of the repetition maximum (body mass not included) to train the velocity extrema of the Fv spectrum²⁸. Velocity strength training using loads lower than body mass, as with HSJ and AHSJ modalities, has been shown to be efficient to change lower limb Fv profile towards velocity capacities, and so to shift the Fv profile towards the optimal one for athletes initially presenting velocity capacities deficit⁵. Reducing Fv imbalance, even without change in maximal power output, has been shown to improve ballistic performances⁵. Beyond their interest for strength and conditioning purpose, horizontal squat jump modalities can also be useful to increase the range of experimental points in Fv relationship testing, and in turn improve the accuracy and reliability of the determination of Fv variables, notably maximal theoretical force and velocity values²⁹. At the opposite extremum of the Fv spectrum (high force-low velocity), the point corresponding to the one repetition maximum condition could also be considered to increase the range of the experimental points, and limit the magnitude of the extrapolations, as recently shown by Rivière et al.³⁰.

It is worth noting that force and power values only tended to be different between HSJ and AHSJ, while movement velocities are different and would let expect higher force and power during the former modality. This can be explained by the difference of force developed by lower limbs before the push-off during horizontal squat jump. During vertical SJ or squats, this starting force decreases proportionally with the decrease in load, but this is not the case during HSJ since the global load (rolling resistance and inertia) is not null while the starting force is (no weight to support before actually "pushing"). This was less the case during AHSJ since subjects were asked to pull cables with their hands in order to keep their feet in contact with the force plate despite the rubber backward pulling force. A small amount of force was thus applied on the force plate at the beginning of the push-off (Figure 2). The rise in force from zero at the beginning of the movement during HSJ induces a lower averaged force and power developed during the movement compared to what could be observed if the starting force was not null. This results in a decrease in the difference of force and power values between HSJ and AHSJ. This difference in initial force level at the beginning of the concentric phase of a jump was previously proposed as the main explanation of the difference in mechanical outputs and performance between SJ and countermovement jump³¹. Moreover, the substantial inter-athletes variabilities in the velocity changes between SJ₀ and both HSJ and AHSJ showed that all athletes did not take advantage of the absence of gravity and/or of the assistance to the same extent, which may be associated to differences in body weight (especially in fat mass), Fv profile or level of habituation with horizontal squat movement.

5. Practical Applications

Horizontal squat jump exercises (assisted or not) are of great interest to reach very high lower limb extension velocities, that are largely higher than those obtained via exercise modalities previously suggested for velocity or power strength training (loads from 30 to 60% of the repetition maximum^{9,28,32}). They can be used for training programs aiming at specifically improving the ability of the neuromuscular system to develop force at very high contraction velocity, i.e. lower limb velocity capacities. Horizontal squat jumps do not require specific expensive devices/ergometers (only a common rolling device with low friction wheels such as a long board) and are easy to use directly during field or gym practice. To maximise the force, velocity and power developed by lower limbs during horizontal squat jump, and in turn to increase the potential training induced adaptations, athletes should use cables or external assistance allowing them to apply a load on lower limb before the beginning of the push-off. Horizontal rebound jump can also be performed pushing the athletes towards the wall before the push-off or attaching the rolling device with an elastic to the wall (the elastic length has to be higher than lower limb length). This would induce higher starting force, and so higher lower limb extension force, velocity and power.

6. Conclusions

The horizontal squat jump exercise performed on a simple rolling device made it possible to reach very largely higher lower limb extension velocities than during a typical squat jump without additional load. This velocity was further increased using assistance with a rubber band pulling the roller device backward. These velocity modalities can be very interesting when aiming at improving velocity side of athlete's Fv profile.

References

1. Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB. Optimal Force-Velocity Profile in Ballistic Movements. *Altius: citius or fortius? Med. Sci. Sports Exerc.* 2012;44(2):313-322.
2. Samozino P, Edouard P, Sangnier S, Brughelli M, Gimenez P, Morin JB. Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int. J. Sports Med.* 2014;35(6):505-510.
3. Morin JB, Samozino P. Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2016;11(2):267-272.
4. Jimenez-Reyes P, Samozino P, Cuadrado-Penafiel V, Conceicao F, Gonzalez-Badillo JJ, Morin JB. Effect of countermovement on power-force-velocity profile. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2014.
5. Jimenez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, Morin JB. Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. *Front. Physiol.* 2016;7:677.
6. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: part 2 - training considerations for improving maximal power production. *Sports Med.* 2011;41(2):125-146.
7. Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Optimal Balance Between Force and Velocity Differs Among World-Class Athletes. *J. Appl. Biomech.* 2016;32(1):59-68.
8. Vuk S, Markovic G, Jaric S. External loading and maximum dynamic output in vertical jumping: the role of training history. *Hum. Mov. Sci.* 2012;31(1):139-151.
9. Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2010;42(8):1582-1598.
10. McBride JM, Triplett-McBride T, Davie A, Newton RU. The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *J. Strength. Cond. Res.* 2002;16(1):75-82.
11. Garcia-Ramos A, Torrejon A, Perez-Castilla A, Morales-Artacho AJ, Jaric S. Selective Changes on the Mechanical Capacities of Lower Body Muscles After a Cycle Ergometer Sprint Training Against Heavy and Light Resistances. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2017:1-22.

12. Sheppard JM, Dingley AA, Janssen I, Spratford W, Chapman DW, Newton RU. The effect of assisted jumping on vertical jump height in high-performance volleyball players. *J. Sci. Med. Sport.* 2011;14(1):85-89.
13. Frost DM, Cronin J, Newton RU. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med.* 2010;40(4):303-326.
14. Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K, Humphries B, Murphy AJ. Kinematics, kinetics, and muscle activation during explosive upper body movements. *J. Appl. Biomech.* 1996;12:31-43.
15. Argus CK, Gill ND, Keogh JW, Blazevich AJ, Hopkins WG. Kinetic and training comparisons between assisted, resisted, and free countermovement jumps. *J. Strength. Cond. Res.* 2011;25(8):2219-2227.
16. Markovic G, Vuk S, Jaric S. Effects of Jump Training with Negative versus Positive Loading on Jumping Mechanics. *Int. J. Sports Med.* 2011;32:1-8.
17. Djuric S, Cuk I, Sreckovic S, Mirkov D, Nedeljkovic A, Jaric S. Selective Effects of Training Against Weight and Inertia on Muscle Mechanical Properties. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2016.
18. Jaric S, Markovic G. Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009;41(4):780-787.
19. Suzovic D, Markovic G, Pasic M, Jaric S. Optimum load in various vertical jumps support the maximum dynamic output hypothesis. *Int. J. Sports Med.* 2013;34(11):1007-1014.
20. Cuk I, Mirkov D, Nedeljkovic A, Kukulj M, Ugarkovic D, Jaric S. Force-velocity property of leg muscles in individuals of different level of physical fitness. *Sports Biomech.* 2016;15(2):207-219.
21. Frost DM, Cronin JB, Newton RU. A comparison of the kinematics, kinetics and muscle activity between pneumatic and free weight resistance. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2008;104(6):937-956.
22. Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J. Biomech.* 2008;41(14):2940-2945.
23. Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *Int. J. Sports Med.* 2015;36(2):143-149.
24. Jimenez-Reyes P, Samozino P, Pareja-Blanco F, et al. Validity of a Simple Method for Measuring Force-Velocity-Power Profile in Countermovement Jump. *Int. J. Sports Physiol. Perform.* 2017;12(1):36-43.
25. Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol. Scand.* 1974;91(3):385-392.
26. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009;41(1):3-13.
27. Nuzzo JL, McBride JM, Dayne AM, Israetel MA, Dumke CL, Triplett NT. Testing of the maximal dynamic output hypothesis in trained and untrained subjects. *J. Strength. Cond. Res.* 2011;24(5):1269-1276.
28. Suchomel TJ, Comfort P, Lake JP. Enhancing the Force-Velocity Profile of Athletes Using Weightlifting Derivatives. *Strength Cond. J.* 2017;39(1):10-20.
29. Perez-Castilla A, Jaric S, Feriche B, Padial P, Garcia-Ramos A. Evaluation of Muscle Mechanical Capacities through the Two-load Method: Optimization of the Load Selection. *J. Strength. Cond. Res.* 2017.
30. Riviere JR, Rossi J, Jimenez-Reyes P, Morin JB, Samozino P. Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity Relationship in Squat? *Int. J. Sports Med.* 2017.
31. Bobbert MF, Gerritsen KG, Litjens MC, Van Soest AJ. Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Med. Sci. Sports Exerc.* 1996;28(11):1402-1412.
32. Cronin J, McNair PJ, Marshall RN. Velocity specificity, combination training and sport specific tasks. *J. Sci. Med. Sport.* 2001;4(2):168-178.

ANNEXE III

Rivière J.R., Morin J-B., Bowen M., Messonnier L.A., Samozino P.

Linearity of the force-velocity relationship on the velocity end in acyclic lower limb extension

Journal of sports sciences (**soumis**)

Linearity of the force-velocity relationship on the velocity end in acyclic lower limb extension

Jean Romain Rivière¹, Jean-Benoît Morin², Maximilien Bowen¹, Laurent A. Messonnier¹ and Pierre Samozino¹

Affiliations

¹ Univ Savoie Mont Blanc, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, EA 7424, F-73000 Chambéry, France

² Université Côte d'Azur, LAMHESS, Nice, France

Corresponding author:

Mr. Jean Romain Rivière

Université Savoie Mont Blanc

STAPS, Campus scientifique

Le Bourget-du-Lac, 73376, France

Tel: + 33/479/75 81 77 Fax: + 33/479/75 81 48

Jean.r.riviere@gmail.com

ABSTRACT

The aim was to test the linearity of the force-velocity relationship in lower limb acyclic extension, notably on the velocity end. Nine athletes performed horizontal lower limb extensions on an ergometer allowing to set very high to very low resistive conditions, notably spring-assisted conditions to reach very high extension velocity. Lower limb force and velocity were continuously measured and averaged over the push-off in 6 resistive conditions to determine individual force-velocity relationship. The fitting quality of the linear modelling of the force-velocity relationship was tested. The range covered by force and velocity data was expressed relatively to the theoretical maximal force (F_0) and velocity (v_0). Average data of the sample in the 6 conditions ranged from $8.3\pm 1.9\%$ to $76.6\pm 7.0\%$ of v_0 and from $26.6\pm 6.6\%$ to $96.0\pm 3.6\%$ of F_0 . Individual values ranged from 5 to 86% of v_0 and from 16 to 99% of F_0 . Individual force-velocity relationships were highly modelled by a linear function ($R^2=0.95-0.99$; median value=0.97; $p<0.001$). Force-velocity relationship in acyclic lower limb extension was still linear on the velocity end, up to 86% of v_0 . Assisted horizontal acyclic lower limb extension allowed achievement of movement velocities very close to v_0 , which represents an interesting modality for training or testing.

KEYWORDS

Ballistic movements, maximal velocity capabilities, power-velocity relationship, horizontal leg press, force production capacity

WORDCOUNT (excluding abstract, tables, references, figure captions): 4361 words

INTRODUCTION

In many sporting activities, ballistic movements are often keys to successful gaming-winning actions. Performance in such explosive efforts depends on the ability to produce acutely high level of force over one movement within the shortest period of time. The maximal force generation capabilities during single ballistic multi-joint movements are well delineated by the force-velocity (F - v) relationship (Bobbert 2012; Samozino et al. 2012; Jaric 2015), which is delimited by two parameters: i) the theoretical maximal force lower limbs can produce at null velocity (F_0 , representing capability to produce force at low velocities), and ii) the theoretical maximal velocity until which force can be produced (v_0 , representing capability to produce force at high velocities). The slope of the F - v relationship represents the mechanical F - v profile (ratio of F_0 and v_0). The polynomial power-velocity (P - v) relationship describes the product of force and velocity, with its apex representing the maximal power value (P_{max}) attained at an optimal velocity.

Performance in ballistic movement has been shown, through biomechanical modelling (Samozino et al. 2010, 2012, 2020) and experimental results (Samozino et al. 2008, 2014), to depend on both P_{max} and F - v profile, with the existence of an individually optimal profile between force and velocity capabilities that maximizes performance. Quantifying athlete F - v profile imbalance highlights individual's needs in specific exercise modalities and the duration to reach the optimal one (Jiménez-Reyes et al. 2017, 2019). Consequently, the F - v relationship assessment allows the understanding of field performance, but also help for an effective training monitoring, individualization, and periodization (Jiménez-Reyes et al. 2017, 2019).

The F - v relationship of the lower limb in extension movements can be assessed by two main methodologies. The first method consists of the measurement of force and velocity at each repetition over an all-out effort using cyclic movements, such as running (Lakomy 1987; Samozino et al. 2016) or cycling (Lakomy 1986; Arzac et al. 1996). The second method requires force and velocity measurements over one ballistic extension in two to six resistive-loading conditions using acyclic movements, such as jumping (Bosco and Komi 1979; Samozino et al. 2008; Jaric 2016) or lower limb extension on an inclined or horizontal leg press (Samozino et al. 2012; Meylan et al. 2015; Janicijevic et al. 2018). If the F - v relationships have been described over a wide range of experimental velocity values of ~20 to ~90 % of v_0 in movements involving cyclic lower limb extensions (Dorel et al. 2010; Rabita et al. 2015b; Samozino et al. 2016), the range of experimental velocity used to determine the F - v relationship using acyclic movements has been shown to be more restricted, notably with a lack of data at high velocities. Indeed, in the high force-low velocity conditions (i.e. force end), the most

extreme point positioned on a F - v curve was the one repetition-maximum, performed at extension velocity between ~ 0.22 - 0.33 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ (Izquierdo et al. 2006; Conceição et al. 2016) corresponding to ~ 6 % of v_0 (Rivière et al. 2017). In comparison, in the low force-high velocity conditions (i.e. velocity end), the highest average lower limb extension velocities were *hitherto* recorded without additional load during horizontal jumps and assisted squat jumps both performed at ~ 1.5 - 2 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$, which correspond to only ~ 50 - 60 % of v_0 (Cuk et al. 2014; Janicijevic et al. 2018; Samozino et al. 2018). Thus, whatever the method, half of the F - v spectrum is not covered by experimental data in acyclic movements. As a consequence of the restricted range of experimental data obtained to draw the full spectrum of the F - v relationship, the linearity of the F - v curve in acyclic lower limb extension is often challenged (Finni et al. 2003; Yamauchi et al. 2007; Cuk et al. 2014; Feeney et al. 2016; Zivkovic et al. 2017; Ćosić et al. 2018; Alcazar et al. 2019a, b; Iglesias-Soler et al. 2019), but also on the basis that the F - v relationship on mono-articular movement or on isolated muscle has been shown to be hyperbolic (Gasser and Hill 1924; Wickiewicz et al. 1984) and that curved modelling, including polynomial, exponential and hyperbolic models, has most of the time a better statistical fitting (Yamauchi et al. 2007; Cuk et al. 2014; Zivkovic et al. 2017; Ćosić et al. 2018; Iglesias-Soler et al. 2019).

The low velocities experimentally obtained in acyclic movements could be due to the mechanical constraints imposed by the high inertia of the body, plus the body weight in vertical movements. Thus, performing horizontal lower limb extensions without moving the body mass (i.e. only accelerating the lower limb mass) could allow achieving higher extension velocity. To the best of our knowledge, only Yamauchi et al. measured force and velocity during this kind of movement on a horizontal leg press ergometer. The extension velocity reported ranged from ~ 10 % to ~ 90 % of v_0 , with the F - v relationship showing a very high fitting quality of a linear modelling (Yamauchi et al. 2007). However, the force computations did not include the force generated by the lower limbs to accelerate its own mass. Although this computational method could have a negligible effect on the estimation of the force output in high force-low velocity conditions, it would however have substantial influences in the low force-high velocity ones (i.e. starting from ~ 1.2 $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$), in which force production is mainly dedicated to accelerate the limbs mass (Bobbert 2012; Schleichardt et al. 2019). This force underestimation at high velocities can result to underestimation of v_0 up to ~ 40 % (Rambaud et al. 2008). This could explain why v_0 values reported in the study of Yamauchi et al. are approximately two times lower than typical v_0 values obtained in vertical and horizontal squat jumps (Bosco et al. 1995; Rahmani et al. 2001; Hahn et al. 2014; Cuk et al. 2016; Janicijevic et al. 2018). This underestimation of v_0 has led to an overestimation of the velocity range covered by the experimental

points relatively to the total range of the F - v curve. In addition, the results of Yamauchi et al. are still questioned by other authors in the literature (Hahn et al. 2014). Thus, the linearity of the F - v relationship in acyclic lower limb movement lacks experimental supports on the velocity end. In addition, because all the experimental data are situated before 50-60 % of v_0 , the P - v relationships has been only described on its ascending part, and so the estimation of P_{\max} is often based on an extrapolation, compromising the accuracy of its determination.

This study aimed to test the linearity of the force-velocity relationship during lower limb acyclic extensions, notably on the velocity end of the relationship. To achieve this aim, thanks to the use of an innovative ergometer, force, velocity and power output were quantified during spring-assisted lower limb horizontal extension without moving the body (except lower limbs).

We theorized that lower limb extension performed without moving the body and with assistance would lead to substantial higher movement velocity, because the lower limb mass is about three-fold inferior than the body mass (Winter 2009) and that the spring assistance would help to overcome the remaining irreducible inertia of the lower limb. We hypothesized that the linear modelling of the F - v relationship would present a very high quality, including the extreme experimental points on the velocity end, as confirmed in cyclic lower limb movements (Dorel et al. 2010; Samozino et al. 2016; Cross et al. 2018) and in acyclic upper limb extension (Cuevas-Aburto et al. 2018) through a wide range of experimental data measured from ~ 20 to ~ 90 % of v_0 .

METHODS

Participants

Nine healthy participants (age = 21.3 ± 0.5 years, mass = 70.6 ± 9.1 kg and height = 1.78 ± 0.07 m) gave their written informed consent to participate in this study, which was approved by the local ethics committee and complied with the standards of the declaration of Helsinki. All were involved in regular physical activities (strength and endurance training) and were free of musculoskeletal pain or injury during the study.

Design of the study

This study comprised 3 sessions separated by 24 to 48 h of rest. The first session familiarized participants to perform ballistic lower limb extensions on a horizontal press ergometer from very high and to very low movement velocities. The two last sessions were dedicated to individual F - v and P - v relationships assessment, which consisted of performing ballistic lower limb extensions in 6 resistive conditions on the horizontal press ergometer. Two sessions were planned and accustomed and insured that

athletes were able to maximize force production at very high velocities since movements at very high velocities are uncommonly practiced, obtaining maximal outputs in one session of experimentation without familiarization is not guaranteed (Nitschke 1992; Cuevas-Aburto et al. 2018).

Ergometer

Participants performed ballistic lower limb extension on home-made instrumented horizontal leg press ergometer equipped with a flywheel surrounded by a friction belt. This ergometer was designed to allow hip, knee and ankle extension in a body configuration close to jumping tests, without the movement of the body (Figure 1). The ergometer is composed of metal frame supporting a fixed seat and a rail, on which a chariot was free to slide along the direction of motion (i.e. direction of lower limb extension). Participants sat with their feet on the chariot, their lower limbs flexed in a self-selected starting position. To stabilize participants' position on the seat, adjustable pads were lowered on their shoulders and a seat belt fastened over their trunk. Before each lower limb extension, the chariot was held with electromagnets controlled by the participant himself. Participants were asked to apply force on the chariot, which leads to its acceleration and the concomitant acceleration of the flywheel linked by a chain. During each lower limb extension, instantaneous linear and angular displacements of the chariot and the flywheel were measured with linear (Kübler Group, Villingen-Schwenningen, Allemagne, 250 Hz) and angular (Baumer, Fillingen, France, 250 Hz) encoders, respectively. The friction force applied by the belt on the flywheel (F_{fb}) was measured with a strain gauge (Futek, Irvine, USA, 250 Hz).

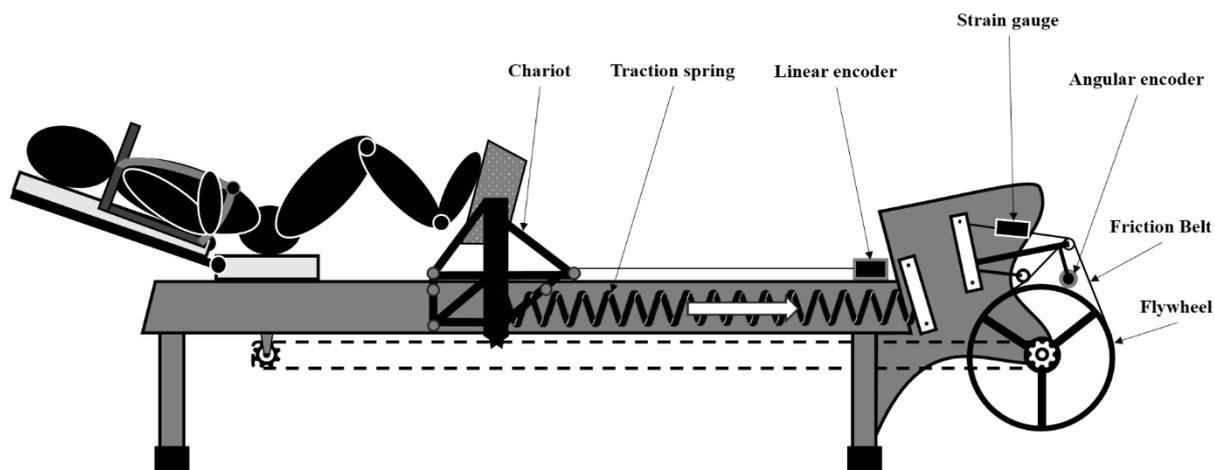


Figure 1. Schematic illustration of the instrumented horizontal leg press ergometer

Protocol

Each session started with a standardized warm-up consisting of ~15 min of dynamic lower limb movements including sub-maximal and maximal unloaded squats, squat jumps and specific ballistic lower limb extension on the ergometer at high force-low velocity and vice-versa. The warm-up was ended by 5 min of non-fatiguing self-selected exercises.

The first session of familiarization started with the determination of individual's preferred starting position, which was set as the participant felt able to produce the maximum force to initiate the lower limb extension, and was kept constant for the rest of the study. Then, participants performed 20 to 30 ballistic lower limb extensions on the ergometer, interspaced with ~5 s rest, in the same different resistive and inertial conditions as in the second and third session (see below). Two maximal voluntary isometric contractions were then performed on the ergometer with the friction force set at maximum, separated by at least 5 minutes of rest. During each test, verbal encouragements were provided and participants were asked to produce maximal force as quickly as possible and to hold lateral handles for upper-body stabilization.

The second and third sessions aimed at determining individual F - v and P - v relationships over the largest range of velocity possible. This required participants to perform ballistic lower limb extensions under 6 resistive conditions described here by decreasing amount of resistance i) against resistive frictional force eliciting a movement velocity of $\sim 0.3 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, which corresponds to the typical velocity observed when executing a one-repetition maximum (C_{1RM}), ii) against resistive frictional force corresponding to $\sim 50\%$ of maximal isometric force ($C_{50\%F_{max}}$), only accelerating the chariot and

the flywheel, the friction belt being removed, iii) with and iv) without two springs in assistance ($C_{\emptyset\text{Fric-2S}}$ and $C_{\emptyset\text{Fric-0S}}$, respectively) and only accelerating the chariot, the chain between chariot and flywheel being removed, v) with and vi) without two springs in assistance ($C_{\text{Char-2S}}$ and $C_{\text{Char-0S}}$, respectively; Table 1). Two to three trials were performed for each condition. Subjects were asked to trigger off the electromagnets with a hand-held button, while applying as maximum force as possible and extend their lower limbs as fast as possible, aiming at throwing the chariot.

Data analysis

During isometric tests, force output was measured with the strain gauge on the friction belt and the maximal isometric force was calculated as the mean force maintained during one second on the maximal force plateau. During lower limb extensions, as hip was fixed and feet were constantly in contact with the chariot, the instantaneous extension velocity ($\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) and acceleration (a_{chariot} , in $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) of the lower limbs were determined as first- and second-order derivative of the low-pass filtered (20 Hz, Butterworth, 4th order) position signal obtained from the linear encoder. During each trial of all conditions, the instantaneous force (in Newton) produced by lower limbs during the extension was computed using *Equation 1* (see detailed computations in Table 1).

$$F = F_{\text{flywheel}} + F_{\text{chariot}} + F_{\text{friction}} + F_{\text{limbs}} + F_{\text{roll}} - F_{\text{spring}} \quad (\text{Equation } 1)$$

where F_{flywheel} is the force to accelerate the flywheel (*Equation 2*), F_{chariot} the force to accelerate the chariot (*Equation 3*), F_{friction} the force to overcome the frictional force applied by the belt on the flywheel (*Equation 4*), F_{limbs} the force to accelerate the centre of mass of the lower limbs, which was estimated from 2-D biomechanical modelling of the moving masses (see below), F_{roll} the internal resistive force of the flywheel (6.06 N) and F_{spring} the force of the tension springs (*Equation 5*).

$$F_{\text{flywheel}} = \frac{I \cdot \alpha}{d_p} \quad (\text{Equation } 2)$$

$$F_{\text{chariot}} = m_{\text{chariot}} \cdot a_{\text{chariot}} \quad (\text{Equation } 3)$$

$$F_{\text{friction}} = F_{fb} \cdot \frac{d_{\text{flywheel}}}{d_p} \quad (\text{Equation } 4)$$

$$F_{\text{limbs}} = m_{\text{limbs}} \cdot a_{\text{limbs}} \quad (\text{Equation } 5)$$

$$F_{\text{spring}} = n \cdot (k \cdot x + b) \quad (\text{Equation } 6)$$

where, I is the moment of inertia of the flywheel ($0.131 \text{ kg}\cdot\text{m}^2$), α ($\text{rad}\cdot\text{s}^{-2}$) the instantaneous angular acceleration of the flywheel determined as second-order derivative of the low-pass filtered (20 Hz, Butterworth, 4th order) position signal obtained from the angular encoder, d_p (m) the cog radius, m_{chariot} the mass of the chariot (15.15 kg) including the mass of the chain (1.05 kg), d_{flywheel} the

radius of the flywheel, m_{limbs} the masses of the lower limbs, a_{limbs} ($m.s^{-2}$) the instantaneous acceleration of the lower limb's centre of mass estimated from the 2-D biomechanical modelling, n the number of springs in assistance during the lower limb extension, k the spring's stiffness ($320 N.m^{-1}$), b the initial spring's tension at free length (40 N) and x the instantaneous length of the spring determined from the instantaneous position of the chariot.

Table 1. Descriptive summary of the mechanical constraint and the force variables included in the computation used to estimate the force developed during the lower limb extension (*Equation 1*) of the 6 resistive conditions.

Condition	Description	Force components included in the computation of the lower limb force output					
		$F_{flywheel}$	$F_{chariot}$	$F_{friction}$	F_{limbs}	F_{roll}	F_{spring}
C_{1RM}	Acceleration of the chariot, the flywheel with friction, and the lower limbs	+	+	+	+	+	-
C_{50%Fmax}	Acceleration of the chariot, the flywheel with friction, and the lower limbs	+	+	+	+	+	-
C_{ØFric-0S}	Acceleration of the chariot, the flywheel without friction, and the lower limbs	+	+	-	+	+	-
C_{ØFric-2S}	Spring assisted acceleration of the chariot, the flywheel without friction, and the lower limbs	+	+	-	+	+	+
C_{Char-0S}	Acceleration of the chariot and the lower limbs	-	+	-	+	+	-
C_{Char-2S}	Spring assisted acceleration of the chariot and the lower limbs	-	+	-	+	+	+

The signs « + » et « - » correspond to the inclusion or the exclusion of the force component into the computation of the force output by the lower limbs, respectively.

As proposed by Rahmani et al. for bench press exercise, the use of simplified 2-D modelling with 3 segments is accurate enough to estimate centre of mass displacement of the upper limbs (Rahmani et al. 2018). Thus, the 2-D modelling of the lower limbs used in the present study comprised 3 segments (thighs, shins and feet), whose length and mass were estimated as a fraction of body height and mass, respectively, based on the Winter's table (Winter 2009). The model allows for the determination of the instantaneous horizontal centre of mass's displacement of the 3 body parts during the lower limb extension, from which instantaneous the centre of mass's displacement of the lower limbs was estimated. Force, velocity and power were averaged during lower limb extensions considering the beginning, when $a_{chariot}$ becomes positive and the end, when $a_{chariot} < -\frac{F_{friction}}{(m_{chariot}+m_{limbs}+m_{flywheel})}$ (for conditions with the frictional forces on the flywheel) or $a_{chariot}$

becomes negative (for other conditions); with $m_{flywheel}$ (126 kg) being the linear equivalent mass of the flywheel's moment of inertia, which was computed as :

$$m_{flywheel} = \frac{I}{d_p^2} \quad (\text{Equation 7})$$

Note that the rolling friction of the chariot on the rail was negligible since counterbalanced by the very low linear encoder traction force (~ 0.01 N). For each participant, F - v and P - v relationships were determined from mean force, velocity and power values obtained from the best trial of the 6 different resistive conditions across all trials performed in the second session and the third session. They were used to extrapolate F_0 and v_0 (intercepts of force- and velocity-axe, respectively) and to compute P_{max} (Samozino et al. 2012) :

$$P_{max} = \frac{F_0 v_0}{4} \quad (\text{Equation 8})$$

Statistical analysis

All data are presented as mean \pm standard deviation (SD). To situate the force and velocity values characterizing lower limb extensions in the 6 resistive conditions, these outputs were relatively expressed to F_0 and v_0 , respectively, and their respective 95 % confidence interval. After checking for normal distribution (Shapiro and Wilk test), the Pearson correlation coefficient and the determination coefficient (R^2) were used to test significance and goodness of fit of the linear F - v regression, respectively. The 95 % confidence interval of the mean of the R^2 values was computed. A p value of 0.05 was accepted as the level of significance.

RESULTS

All individual and mean F - v relationships were highly and significantly modelled by linear function (Figure 2; individual R^2 from 0.951 to 0.986; median value = 0.966; mean value = 0.970; confidence interval: 0.961 – 0.978; all $p < 0.001$) associated to F_0 of 1820 ± 350 N (25.8 ± 3.2 N.kg⁻¹), v_0 of 3.52 ± 0.55 m.s⁻¹ and P_{max} of 1575 ± 228 W (22.34 ± 1.64 W.kg⁻¹). Force, velocity and power obtained during each condition are presented in Table 2, in raw values and expressed relatively to F_0 and v_0 .

Table 2. Mean \pm SD of mean absolute and relative force, velocity and power during lower limb extension for each resistive condition, as well as the range of individual values and the 95% confidence interval of the mean

Force	Velocity	Power (W)
-------	----------	-----------

	N	$\%F_0$ [individual values] (confidence interval)	$m.s^{-1}$	$\%v_0$ [individual values] (confidence interval)	
C_{1RM}	1703 ± 325	96.0 ± 3.6 [94; 99] (92.9 – 99.0)	0.29 ± 0.08	8.3 ± 1.9 [5; 11] (6.8 – 9.9)	492 ± 130
$C_{50\%F_{max}}$	1490 ± 325	82.0 ± 3.7 [76; 88] (79.2 – 84.8)	0.67 ± 0.12	19.0 ± 2.2 [16; 23] (17.3 – 20.7)	971 ± 131
$C_{\emptyset Fric-0S}$	1147 ± 155	64.1 ± 6.7 [55; 75] (59.0 – 69.2)	1.18 ± 0.10	34.3 ± 5.6 [26; 41] (29.9 – 38.6)	1366 ± 261
$C_{\emptyset Fric-2S}$	1001 ± 134	56.2 ± 7.7 [45; 66] (50.3 – 62.1)	1.30 ± 0.07	37.5 ± 4.7 [30; 45] (33.8 – 41.1)	1299 ± 174
$C_{Char-0S}$	616 ± 69	35.0 ± 6.7 [24; 42] (29.8 – 40.2)	2.26 ± 0.21	65.0 ± 7.5 [56; 76] (59.2 – 70.8)	1397 ± 225
$C_{Char-2S}$	468 ± 88	26.6 ± 6.6 [16; 40] (21.5 – 31.6)	2.67 ± 0.25	76.6 ± 7.0 [64; 86] (71.3 – 82.1)	1248 ± 259

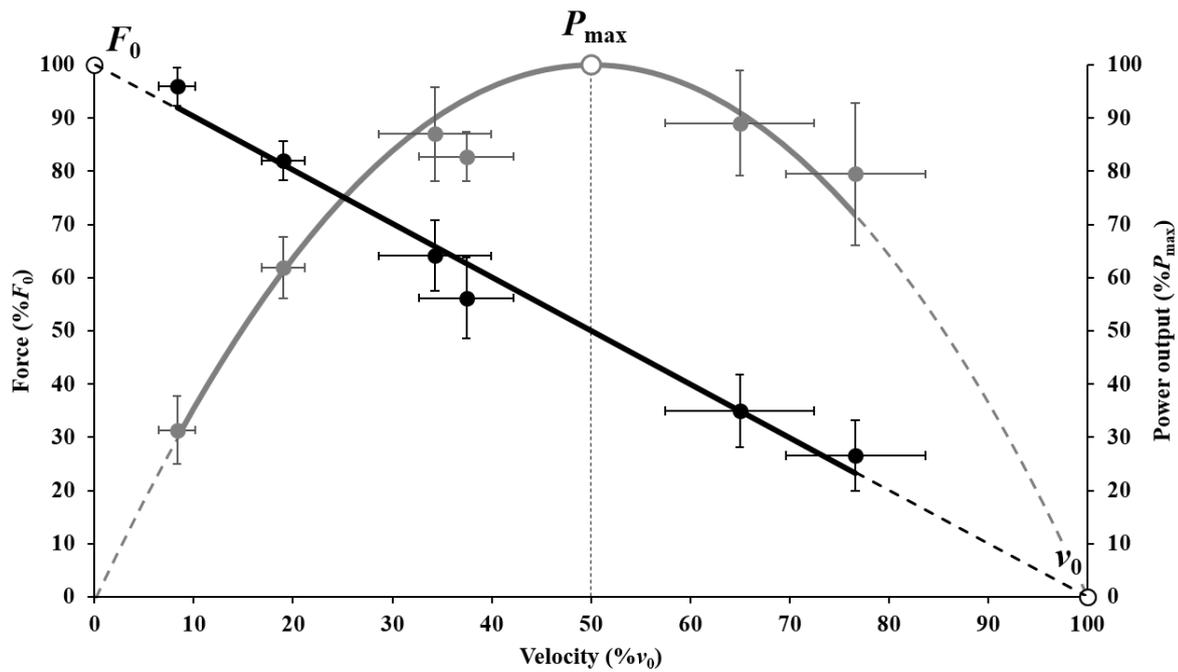


Figure 2. Force- and power-velocity relationships determined from a linear (black curve) and a second order polynomial (grey curve) modelling applied on the force and velocity data obtained from the 6 resistive conditions on the horizontal press ergometer, respectively (black and grey points, respectively). The black circled white points represent the intercepts of force- and velocity-axes, respectively, which were extrapolated from the linear fitting (black dashed line). The grey circled white point represents P_{\max} , obtained at optimal force and velocity conditions (i.e. 50 % of F_0 and v_0). All symbols correspond to averaged data (\pm SD) across all participants.

DISCUSSION

The main finding of the present study was that an assisted lower limb extension without moving the body allow achievement of mean velocity of $\sim 2.7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. This condition was the most extreme one positioned on the low force-high velocity end of the F - v and P - v curves, and corresponded to $\sim 77 \% v_0$ (up to $\sim 86 \%$ for some participants). The quality of the linear modelling of the individual F - v relationship, including this extreme experimental point, was shown to be almost perfect.

The horizontal lower limb ballistic extension, aiming at freeing the movement from the body weight, as well as reducing inertia of the accelerated masses, was executed on a novel specific horizontal leg press ergometer. These unconstrained exercise modalities (without assistance) allowed achievement of experimental points positioned $\sim 15 \%$ higher than the optimal velocity (i.e. 50 % of v_0) on the F - v spectrum (Figure 2). The achievement of much higher velocities, positioned 27 % higher than the optimal velocity, was made possible thanks to a spring assistance. To our knowledge, few studies used such technical assistance to increase movement velocity in vertical and horizontal squat jumps, but as they were performed in exercise condition including the movement of the body, the highest velocity conditions were positioned only at ~ 50 - $60 \% v_0$, the variability depending on the individual F - v profile (Cuk et al. 2014; Janicijevic et al. 2018; Samozino et al. 2018). In comparison, during cyclic movements, v_0 is easier to approach (i.e. up to $\sim 90 \%$) without assistance, because high velocity lower limb extensions occur at the end of the 6-s sprint with low resistive force and when the moving masses have been already accelerated. In contrast, in acyclic lower limb extension, each lower limb extension starts at null velocity, and so the limb inertia has to be overcome in each condition.

Along with force and velocity data collected in the other resistive conditions, these extreme experimental points were fitted with a linear modelling of very high quality for all participants, which supports that the F - v relationship in acyclic lower limb extension is still linear in high velocity conditions. The highest force and lowest velocity measured in the present study were $\sim 96 \%$ of F_0 and

~8 % of v_0 , respectively. These values are in the same order of magnitude as values reported by Rivière et al. and further support the linearity of the F - v curve on the force end (Rivière et al. 2017). As the F - v relationship was shown here to be linear in acyclic lower limb extension, at least within the experimental range explored (i.e. extreme individual values of ~5 % to ~86 % of v_0), the use of an alternative modelling within this range is not supported by the present study. The application of hyperbolic or curvilinear model, instead of the linear one, had been motivated in literature by the fact that i) the range of experimental data is too much restricted to support a linear model on a wide range, ii) the F - v relationship on mono-articular movement or on isolated muscle is hyperbolic (Gasser and Hill 1924; Wickiewicz et al. 1984), and iii) that curved modelling has most of the time a better statistical fitting (Yamauchi et al. 2007; Cuk et al. 2014; Zivkovic et al. 2017; Ćosić et al. 2018; Iglesias-Soler et al. 2019). Firstly, in addition to results of the present study, the experimental linearity of F - v relationships in multi-joint movements was confirmed in sprint cycling and running, with a wide range of values ranging from ~20 to ~90 % of v_0 (Dorel et al. 2010; Rabita et al. 2015a; Samozino et al. 2016), which bring strong evidence against the two first arguments. Secondly, the linearity of the force-velocity relationship in multi-joint movements has been argued to be different than mono-articular movement or on isolated muscle since force output production in multi-joint movement involves different underlying mechanisms, including neural control of different muscles and segmental dynamics (Yamauchi and Ishii 2007; Bobbert 2012; Jaric 2015). Thirdly, higher statistical goodness of fit does not systematically mean that models show a greater practical sense. For example, although the second-order polynomial showed a higher fitting quality than the linear modelling, its application led to less reliable F_0 , v_0 and P_{\max} , but also to misleading values, lacking of physiological meaning as discussed recently (Iglesias-Soler et al. 2019). A restatement of Occam's razor in this context may highlights that among all type of modelling, the one with the fewest assumptions and parameters should be used. On the one hand, a model with more parameters will result in lower residuals and, in turn, allow a better fit to the data. On the other hand, the difficulty to find neurophysiological interpretations of parameters increases drastically with the number of parameters. Consequently, experimental and conceptual evidences support the use of the linear modelling of the F - v relationship in multi-joint movements, including acyclic lower limb extension. Beyond the range that has been experimentally explored (i.e. below ~10 and above 90 % of v_0), the linearity is still discussed due to specific neuromuscular mechanisms that occur in very extreme F - v conditions (Alcazar et al. 2019a). Further studies providing experimental data are required to clarify the shape of the curve in these specific regions. That being said, even if the F - v relationship in multi-joint movements would prove to be not linear in these very extremes conditions, it does not challenge the application of the linear modelling on 10-to-90% middle part. Unlike to these very extreme ends, the 10-90 % middle range

represents practical field situations, with the linear extrapolation of F_0 and v_0 representing theoretical limits toward which the neuromuscular system tends, even if unreachable in practice. Thus, the use of a linear fitting within this 80 % range does not mislead all the scientific applications in performance, testing and training related to the linear modelling approach of the F - v relationship in multi-joint movements (Morin and Samozino 2018; Jiménez-Reyes et al. 2019).

Furthermore, the relative position of experimental points on the F - v curve can be influenced by the methodology used to compute force developed during the ballistic effort. Indeed, not including the force developed by the limbs to accelerate its own mass would lead to reduce the total force developed over the effort, and in turn, to reduce v_0 without any change in the velocity values. This would in turn increase the total range (relative to v_0) of values explored (Rambaud et al. 2007). Thus, force computation methodology could have a substantial influence on the parameters derived from the F - v relationship, notably on v_0 , because the low force-high velocity conditions are more sensitive to very small change in force output (e.g. 50 N represents 10 % of the mean force output in the highest velocity condition of the present study). There are currently several methodologies to compute force, such as only considering the additional mass, the propulsive phase or not considering the acceleration of some parts of the body. Methods that lead to reduce the force quantification will very likely easily approach v_0 .

In this study, the mean velocity in assisted acyclic lower limb extension was $\sim 1 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ higher than a horizontal squat (Janicijevic et al. 2018; Samozino et al. 2018), which have been the lowest constraining conditions allowing to reach high movement velocity during acyclic lower limb extension. Thus, the very fast lower limb extensions performed on such type of ergometer could be an even more stimulating exercise modality to train velocity capabilities, i.e. the ability of the neuromuscular system to produce force at high muscle contraction velocities. This exercise modality with very low mechanical constraints would be also of great interest for health institutions to manage training of older population with specific deficit in velocity capabilities (Navarro-Cruz et al. 2019). The application of such type of ergometer could be of great interest for the determination of the F - v relationship without using additional loads, which could help reduce the risk of injury notably for frail populations. One of the limitations of such very high velocity modalities is that, due to its uncommon practice, it required familiarization sessions to ensure that participants were able to maximize force production at such high velocities. Even if there is still room for improvement to include these exercise conditions in practical assessment routine, due to their very high proximity with v_0 , they could increase the accuracy and the reliability of its determination, as well as the experimental determination of P_{\max} (Garcia-Ramos and Jaric 2018; Pérez-Castilla et al. 2018; Cuevas-Aburto et al. 2018).

CONCLUSION

Assisted horizontal acyclic lower limb extension without moving the body, performed thanks to an original leg press ergometer, allows achievement of movement velocities up to 86 % of v_0 . Along with the lowest velocity condition (~5 % of v_0), ~80 % of the spectrum of the F - v relationship was covered. These experimental data support the linearity of the F - v relationship in acyclic lower limb extension within the range from 5 to 86 % of v_0 . Further technical and methodological improvements of the ergometer could potentially help widen even more the range covered here and test the linearity of the F - v relationship beyond the 10-90 % range.

ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to show our gratitude to Baptiste Denopce and Nicolas Masson (master's students in engineering and ergonomics of physical activities at Université Savoie Mont Blanc) for their help during the experimental phase of this project, although any errors are our own and should not tarnish the reputations of this esteemed person. No funding was received for this work from any other institution.

No funding was received for this work.

DISCLOSURE OF INTEREST

The authors report no conflict of interest.

REFERENCES

- Alcazar J, Csapo R, Ara I, Alegre LM (2019a) On the Shape of the Force-Velocity Relationship in Skeletal Muscles: The Linear, the Hyperbolic, and the Double-Hyperbolic. *Front Physiol* 10: doi: 10.3389/fphys.2019.00769
- Alcazar J, Navarro-Cruz R, Rodriguez-Lopez C, et al (2019b) The double-hyperbolic force-velocity relationship in humans. *Acta Physiol* 226:e13165. doi: 10.1111/apha.13165
- Arsac LM, Belli A, Lacour JR (1996) Muscle function during brief maximal exercise: accurate measurements on a friction-loaded cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 74:100–106
- Bobbert MF (2012) Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol* 112:1975–1983. doi: 10.1152/jappphysiol.00787.2011
- Bosco C, Belli A, Astrua M, et al (1995) A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 70:379–386. doi: 10.1007/BF00618487
- Bosco C, Komi P V. (1979) Potentiation of the mechanical behavior of the human skeletal muscle through prestretching. *Acta Physiol Scand* 106:467–472. doi: 10.1111/j.1748-1716.1979.tb06427.x
- Conceição F, Fernandes J, Lewis M, et al (2016) Movement velocity as a measure of exercise intensity in three lower limb exercises. *J Sports Sci* 34:1099–1106. doi: 10.1080/02640414.2015.1090010
- Ćosić M, Đurić S, Živković M, Nedeljković A (2018) Force-velocity relationship of leg extensors obtained from three different types of load. *Facta Univ Ser Phys Educ Sport* 15:467. doi: 10.22190/FUPES1703467C
- Cross MR, Samozino P, Brown SR, Morin J-B (2018) A comparison between the force–velocity relationships of unloaded and sled-resisted sprinting: single vs. multiple trial methods. *Eur J Appl Physiol* 118:563–571. doi: 10.1007/s00421-017-3796-5
- Cuevas-Aburto J, Ulloa-Díaz D, Barboza-González P, et al (2018) The addition of very light loads into the routine testing of the bench press increases the reliability of the force–velocity relationship. *PeerJ* 6:e5835. doi: 10.7717/peerj.5835
- Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, et al (2014) Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *Eur J Appl Physiol* 114:1703–1714. doi: 10.1007/s00421-014-2901-2
- Cuk I, Mirkov D, Nedeljkovic A, et al (2016) Force–velocity property of leg muscles in individuals of different level of physical fitness. *Sport Biomech* 15:207–219. doi: 10.1080/14763141.2016.1159724
- Dorel S, Couturier A, Lacour JR, et al (2010) Force-velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Med Sci Sports Exerc* 42:1174–1183. doi: 10.1249/MSS.0b013e3181c91f35
- Feeney D, Stanhope SJ, Kaminski TW, et al (2016) Loaded Vertical Jumping: Force–Velocity Relationship, Work, and Power. *J Appl Biomech* 32:120–127. doi: 10.1123/jab.2015-0136
- Finni T, Ikegawa S, Lepola V, Komi P V. (2003) Comparison of force-velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand* 177:483–491. doi: 10.1046/j.1365-201X.2003.01069.x
- Garcia-Ramos A, Jaric S (2018) Two-Point Method. *Strength Cond J* 40:54–66. doi: 10.1519/SSC.0000000000000359
- Gasser HS, Hill A V (1924) The Dynamics of Muscular Contraction. *Proc R Soc B Biol Sci* 96:398–437. doi: 10.1098/rspb.1924.0035
- Hahn D, Herzog W, Schwirtz A (2014) Interdependence of torque, joint angle, angular velocity and muscle action during human multi-joint leg extension. *Eur J Appl Physiol* 114:1691–1702. doi: 10.1007/s00421-014-2899-5

- Iglesias-Soler E, Mayo X, Rial-Vázquez J, et al (2019) Reliability of force-velocity parameters obtained from linear and curvilinear regressions for the bench press and squat exercises. *J Sports Sci* 37:2596–2603. doi: 10.1080/02640414.2019.1648993
- Izquierdo M, González-Badillo J, Häkkinen K, et al (2006) Effect of Loading on Unintentional Lifting Velocity Declines During Single Sets of Repetitions to Failure During Upper and Lower Extremity Muscle Actions. *Int J Sports Med* 27:718–724. doi: 10.1055/s-2005-872825
- Janicijevic D, García Ramos A, Knezevic O, et al (2018) Force-velocity relationship of lower-body muscles during horizontal jumps-preliminary results. XXI Scientific Conference “FIS COMMUNICATIONS 2018” in physical education, sport and recreation, Niš, Serbia
- Jaric S (2015) Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks. *Int J Sports Med* 36:699–704. doi: 10.1055/s-0035-1547283
- Jaric S (2016) Two-Load Method for Distinguishing Between Muscle Force, Velocity, and Power-Producing Capacities. *Sport Med* 46:1585–1589. doi: 10.1007/s40279-016-0531-z
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, Morin JB (2017) Effectiveness of an individualized training based on force-velocity profiling during jumping. *Front Physiol* 7:1–13. doi: 10.3389/fphys.2016.00677
- Jiménez-Reyes P, Samozino P, Morin JB (2019) Optimized training for jumping performance using the force-velocity imbalance: Individual adaptation kinetics. *PLoS One* 14:1–20. doi: 10.1371/journal.pone.0216681
- Lakomy HK (1987) The use of a non-motorized treadmill for analysing sprint performance. *Ergonomics* 30:627–637
- Lakomy HK (1986) Measurement of work and power output using friction-loaded cycle ergometers. *Ergonomics* 29:509–517
- Meylan CMP, Cronin JB, Oliver JL, et al (2015) The reliability of isoinertial force–velocity–power profiling and maximal strength assessment in youth. *Sport Biomech* 14:68–80. doi: 10.1080/14763141.2014.982696
- Morin J-B, Samozino P (2018) *Biomechanics of Training and Testing*. Springer International Publishing, Cham
- Navarro-Cruz R, Alcazar J, Rodriguez-Lopez C, et al (2019) The Effect of the Stretch-Shortening Cycle in the Force–Velocity Relationship and Its Association With Physical Function in Older Adults With COPD. *Front Physiol* 10:1–11. doi: 10.3389/fphys.2019.00316
- Nitschke JE (1992) Reliability of isokinetic torque measurements: A review of the literature. *Aust J Physiother* 38:125–134. doi: 10.1016/S0004-9514(14)60557-2
- Pérez-Castilla A, Jaric S, Ferlic B, et al (2018) Evaluation of Muscle Mechanical Capacities Through the Two-Load Method. *J Strength Cond Res* 32:1245–1253. doi: 10.1519/JSC.0000000000001969
- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, et al (2015a) Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion. *Scand J Med Sci Sport* 25:583–594. doi: 10.1111/sms.12389
- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, et al (2015b) Sprint mechanics in world-class athletes: a new insight into the limits of human locomotion: Sprint mechanics in elite athletes. *Scand J Med Sci Sports* 25:583–594. doi: 10.1111/sms.12389
- Rahmani A, Samozino P, Morin J-B, Morel B (2018) A Simple Method for Assessing Upper-Limb Force–Velocity Profile in Bench Press. *Int J Sports Physiol Perform* 13:200–207. doi: 10.1123/ijsp.2016-0814
- Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour J-R (2001) Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol* 84:227–232
- Rambaud O, Rahmani A, Moyen B, Bourdin M (2007) Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench-press force. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 10:33–34. doi: 10.1080/10255840701479099

- Rambaud O, Rahmani A, Moyen B, Bourdin M (2008) Importance of Upper-Limb Inertia in Calculating Concentric Bench Press Force. *J Strength Cond Res* 22:383–389. doi: 10.1519/JSC.0b013e31816193e7
- Rivière JR, Rossi J, Jimenez-Reyes P, et al (2017) Where does the One-Repetition Maximum Exist on the Force-Velocity Relationship in Squat? *Int J Sports Med* 38:1035–1043. doi: 10.1055/s-0043-116670
- Samozino P, Edouard P, Sangnier S, et al (2014) Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med* 35:505–510. doi: 10.1055/s-0033-1354382
- Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A (2010) Jumping ability: A theoretical integrative approach. *J Theor Biol* 264:11–18. doi: 10.1016/j.jtbi.2010.01.021
- Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A (2008) A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech* 41:2940–2945. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.07.028
- Samozino P, Rabita G, Dorel S, et al (2016) A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running: Simple method to compute sprint mechanics. *Scand J Med Sci Sports* 26:648–658. doi: 10.1111/sms.12490
- Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, et al (2012) Optimal Force–Velocity Profile in Ballistic Movements—Altius. *Med Sci Sport Exerc* 44:313–322. doi: 10.1249/MSS.0b013e31822d757a
- Samozino P, Rivière JR, Rossi J, et al (2018) How Fast Is a Horizontal Squat Jump? *Int J Sports Physiol Perform* 13:910–916. doi: 10.1123/ijssp.2017-0499
- Schleichardt A, Badura M, Lehmann F, Ueberschär O (2019) Comparison of force-velocity profiles of the leg-extensors for elite athletes in the throwing events relating to gender, age and event. *Sport Biomech* 00:1–17. doi: 10.1080/14763141.2019.1598479
- Wickiewicz TL, Roy RR, Powell PL, et al (1984) Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *J Appl Physiol* 57:435–443
- Winter DA (2009) *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, NJ, USA
- Yamauchi J, Ishii N (2007) Relations Between Force-Velocity Characteristics of the Knee-Hip Extension Movement and Vertical Jump Performance. *J Strength Cond Res* 21:703. doi: 10.1519/R-20516.1
- Yamauchi J, Mishima C, Fujiwara M, et al (2007) Steady-state force–velocity relation in human multi-joint movement determined with force clamp analysis. *J Biomech* 40:1433–1442. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.010
- Zivkovic MZ, Djuric S, Cuk I, et al (2017) Muscle Force-Velocity Relationships Observed in Four Different Functional Tests. *J Hum Kinet* 56:39–49. doi: 10.1515/hukin-2017-0021

ANNEXE IV

Rivière J.R., Peyrot P., Cross M.R., Messonnier L.A., Samozino P.
Effetc of force, velocity and power on strength-endurance
Frontiers (**en révision**)

Effect of force, velocity and power output on strength-endurance

Jean Romain Rivière¹, Nicolas Peyrot², Matt R. Cross^{1,3}, Laurent A. Messonnier¹, Pierre Samozino¹

Affiliations

¹ Univ Savoie Mont Blanc, Laboratoire Interuniversitaire de Biologie de la Motricité, EA 7424, F-73000 Chambéry, France

² Laboratoire Motricité, Interactions, Performance, MIP - EA4334, Le Mans Université, Avenue Olivier Messiaen, 72085, Le Mans Cedex 9, France

³ Sports Performance Research Institute New Zealand (SPRINZ), Auckland University of Technology, Auckland, New Zealand

Corresponding author :

Mr. Jean Romain Rivière

Universite de Savoie Le Bourget-du-Lac

STAPS

Campus scientifique

73376, Le Bourget-du-Lac

France

Tel.: + 33/479/75 81 77, Fax: + 33/479/75 81 48

Jean.r.riviere@gmail.com

Abstract

Purpose: The aim was to test the effect of force, velocity and power on strength-endurance. **Methods:** Fourteen athletes performed five loaded squat jumps to determine F - v - P relationships in squat jump, from which the assessment of strength-endurance was individualized in 10 steady-state F - v - P conditions in repeated jump test to exhaustion. Strength-endurance was quantified by the maximal number of repetitions (SJ_{Rep}) completed in each repeated jumping condition. Intra and inter-day reliability was tested in one of the 10 conditions. The effects of F - v - P conditions on SJ_{Rep} were tested with i) a stepwise multiple linear regression with the power output expressed relatively to maximal power capacities at optimal velocity ($\%P_{max}$) and relatively to the velocity-specific maximal power ($\%P_{maxv}$), and the ratio between force and velocity (R_{Fv}) as independent variables, and ii) two-way ANOVAs to test the effect of $\%P_{max}$, $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} , and their interactions. **Results:** SJ_{Rep} was dependent on $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} ($R^2 = 0.975$; $RSME = 0.242$; $p < 0.001$) with the effect of R_{Fv} increasing with decreasing $\%P_{maxv}$ (p value of interaction = 0.03). SJ_{Rep} exhibited acceptable intra- and inter-day reliability ($ICC = 0.94$ and 0.86 , respectively). **Conclusions:** Strength-endurance was almost fully dependent on the position of the exercise conditions relative to the individualized F - v - P relationship (i.e. with $\%P_{maxv}$ and R_{Fv}). Strength-endurance training or assessment should be standardized per individual F - v - P relationships via $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} , which must be set to mimic the desired performance. **Keywords:** force-velocity-power relationships, test to exhaustion, repeated squat jump, movement velocity, mechanical reserve, force-velocity ratio

Introduction

Repetitive near-maximal- or maximal intensity-short duration efforts, such as sprinting, rowing, jumping or stair climbing, are frequent in daily life and sporting activity. The key to successful performance during these repeated ballistic movements depends on the production and maintenance of acutely high force or power output over a series of repetitions.

The maximal concentric force developed during ballistic movements depends on movement velocity and this dependence is well described by the linear force-velocity (F - v) relationship (1–4). The F - v relationship is characterized by three parameters: i) the theoretical maximal force lower limbs can produce at null velocity (F_0 , representing capability to produce force at low velocities), ii) the theoretical maximal velocity until which force can be produced (v_0 , representing capability to produce force at high velocities), and 3) the slope of the F - v relationship describing the mechanical F - v profile (ratio of F_0 and v_0). The polynomial power-velocity (P - v) relationship describes the product of force and velocity outputs, with its peak representing the optimal velocity at which maximal power value (P_{max}) is attained.

The maintenance of force production over repeated movements relies on the ability to repeat dynamic muscle contractions, which will be named strength-endurance for the rest of manuscript. Strength-endurance depends on exercise intensity and this interaction is most commonly described by the relationship between the maximal number of repetitions and the magnitude of the load lifted (5–7). However, the determination of the maximal number of repetitions is based on efforts during which velocity and power output decrease throughout each loading condition tested (8). As mechanical outputs are not maintained constantly across repetitions, it could be challenging to dissociate the respective influence of force, velocity and power output on strength-endurance.

In steady-state mechanical conditions, the effect of exercise intensity on strength-endurance is characterized by a logarithmic relationship between the absolute power output (or expressed relatively to P_{max} [% P_{max}]) and the time until which this output cannot be sustained (i.e. time to exhaustion). The power-time relationship delineates the maximal power that the neuromuscular system can produce and maintained over steady-state efforts of different durations (9–11). However, explorations of the power-time relationship have been focused on moderate to low intensity exercises ranging from ~ 20 to ~ 80 % P_{max} (12, 13), with no investigation conducted on ballistic efforts.

Since power is the result of force and velocity, the same % P_{max} can be generated at high levels of force and low movement velocities or low levels of force at high movement velocities. These different F - v conditions can be interpreted as distinct ratios between the force developed and the

movement velocity (R_{Fv}). Even though the effect of R_{Fv} on strength-endurance is not specifically documented, several studies have done so indirectly by investigating the effect of movement velocity on strength-endurance at the same $\%P_{max}$ (e.g. 14–16). Studies are typically conducted on cyclic movements, where movement velocity is indirectly controlled by adjusting movement frequency. However, there is little consensus since some studies report lower time to exhaustion at higher movement frequencies/velocities in cycling (e.g. 14, 15) and others report higher time to exhaustion at lower movement frequencies/velocities in paddling and cycling (16, 17). This discrepancy could be due to i) different movements studied, ii) the variability of time to exhaustion assessment, iii) which can be even more problematic when the movement frequency/velocity conditions are very similar within the experimentation. Moreover, as movement frequency is related to muscle relaxation time and determines the number of contractions per unit of time, lower time to exhaustion in higher movement frequencies/velocities conditions could be due to the effect of lower rest time between contractions and greater contractions performed, independently from the potential effect of movement velocity (18). To the best of our knowledge, only Tomas et al. studied the effects of movement frequency and velocity separately during 30-s all-out cycling exercises by changing crank arm length across conditions. They suggested that fatigability was more influenced by the movement frequency, through the modification of rest time and number of contractions, than the movement velocity (19). However, as the number of repetitions performed was not matched between conditions ($\sim 20\%$ difference), the effect of movement velocity is still unclear. In the same way, the effect of movement velocity on strength-endurance during ballistic efforts has been well-studied using acyclic isokinetic movements, but force and power output decreased throughout tests and time to rest were not matched across the different conditions of velocity (e.g. 23, 24). Overall, the effect of movement velocity, and thus R_{Fv} , on strength-endurance is not clear, owing to interactions with time to rest between contractions and the number of contractions when using cyclic movements. Also, most studies focused on low to moderate exercise intensities with no data on ballistic efforts. Furthermore, due to the polynomial shape of the P - v relationship, a change R_{Fv} at a matched $\%P_{max}$ is associated with changes in the mechanical reserve, which corresponds to the difference between the power output produced at a specific velocity and the maximal power capability at this specific velocity ($\%P_{maxv}$; 23–25). The velocity corresponding to the greatest reserve was discussed to potentially allow cycling efforts to be sustained for longer (22). Consequently, the concomitant effect of the mechanical reserve could also complicate determining the effect of R_{Fv} on strength-endurance at the same $\%P_{max}$.

The aim of the present study was to test the effect of exercise mechanical conditions, in terms of force, velocity and power, characterized by $\%P_{max}$, $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} , on strength-endurance. We

hypothesized that decreasing $\%P_{maxv}$ (i.e. increasing mechanical reserve) and $\%P_{max}$ would increase strength-endurance via decreasing velocity-specific and absolute exercise intensity, respectively. We theorized that R_{Fv} influences strength-endurance, be it at a same $\%P_{max}$, or $\%P_{maxv}$, but provided no hypothesis on this effect due to the lack of clear previous results.

Methods

Participants

Fourteen healthy participants (12 males and 2 females, age = 20 ± 2 years, mass = 73 ± 7 kg and height = 1.79 ± 0.1 m) gave their written informed consent to participate in this study, with all procedures in agreement with the declaration of Helsinki and the ethical standards of a local committee. All were involved in regular physical activities (14 ± 7 hours of training per week) and were accustomed to strength-based resistance training. All participants were free of musculoskeletal pain or injury during the study.

Design

This study comprised 6 sessions, separated by more than 48 h of rest (Fig. 1, top panel). Jumping was used in the present study since it is representative of typical iso-inertial movements observed in sport and testing batteries, and it is simple to dissociate velocity and frequency of the movement while controlling force, velocity and power output. The first session familiarized participants in performing maximal squat jumps (SJ) with and without load and performing repeated squat jumps (RSJ) tests until exhaustion (i.e. until failure condition) in different steady-state force-velocity-power conditions. On the second session, individual $F-v$ and $P-v$ relationships in SJ were evaluated with and without additional loads and a RSJ test was performed in one specific condition for inter-day reliability analysis. From the third to the sixth session, each participant performed 12 RSJ tests in 10 different specific $F-v-P$ conditions. One of these 10 conditions was repeated one more time to test intra-day reliability. Each RSJ test was characterized by different power outputs (P_1 to P_5) and different velocities (v_1 to v_6), expressed relatively to the individual $P-v$ relationship (Fig. 2). Over these last 4 sessions, RSJ tests were randomly organized into 3 per session, and separated by 30 minutes of passive rest (25, 26).

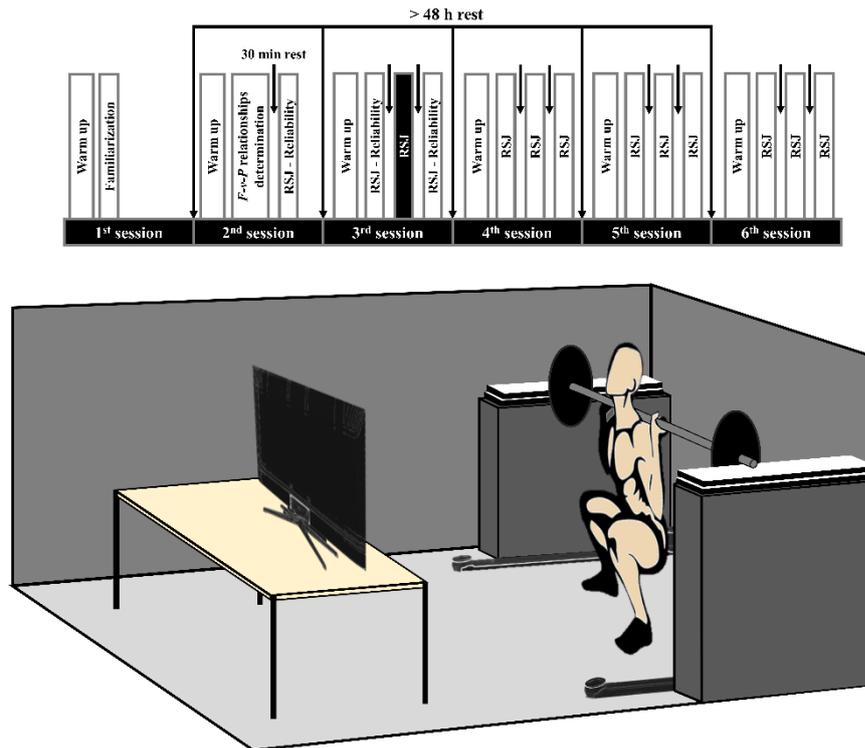


Figure 1. Schematic overview of the experimental design realized by each participant (top panel) and setup for all squat jumps performed to determine F - v - P relationships and during RSJ tests to exhaustion (bottom panel).

Protocol

Every session started with body mass measurements and a standardized warm-up consisting of 5 minutes of self-paced treadmill running followed by ~ 15 minutes of dynamic lower-limb movements (including sub-maximal and maximal squats and squat jumps in unloaded and loaded conditions). 5 minutes of non-fatiguing personally selected exercises were allowed to conclude the warm-up.

First session: familiarization

To familiarize participants to RSJ procedures, they were instructed to reach an imposed jump height (provided via feed-back from a screen directly in front of the athlete, Fig. 1, bottom panel) and maintain the effort over successive SJ repetitions until exhaustion, while following an imposed jumping frequency (metronome). The familiarization included i) three sets of unloaded RSJ reaching ~ 50 % of maximal jump height, separated each by 5 minutes of rest and ii) two unloaded RSJ tests aiming for maximal jump height, interspersed by 30 minutes of passive rest. SJ starting position was set where the athlete felt able to jump the highest whatever the load. Using a barbell or a wooden dowel

held across the shoulders, the starting position was matched with lateral adjustable supports (1 cm adjustment resolution) preventing participants to go beyond the starting position during the downward movement of SJ (Fig. 1, bottom panel). This starting position was recorded and standardized throughout the study (i.e. RSJ and single SJ).

Second session: F-v-P relationships determination

The determination of individual F - v and P - v relationships included 5 SJs with loading conditions ranging from 0 to 100 % of body weight. Each condition was performed twice and the trial with the greatest jump height was used to determine individual F - v and P - v relationships (3, 27). For each trial, participants stood still holding a barbell on their shoulders for additional-load conditions or the wooden dowel for the unloaded condition (i.e. 0% of body weight). They lowered the bar to reach their individual starting position and after maintaining this position for 2 to 3 s, they were asked to apply force as rapidly as possible concentrically without countermovement and to jump for maximum height. They were also prompted to touch down in the same leg position as they took off: extended leg with foot plantar flexion. If these requirements were not met, the trial was discarded, and then repeated. Following the F - v - P relationships determination and 30 minutes of passive rest, a RSJ test in a specific F - v - P condition (P_{3v4}) was performed (Figs 1 and 3).

Third to sixth sessions: repeated squat jumps to exhaustion

Across sessions 3 to 6, each participant performed 12 randomized RSJ tests in specific F - v - P conditions: 10 different RSJ conditions with one of them (P_{3v4}) repeated one more time to assess intra-day reliability and 1 RSJ condition not included in the data analysis of the present study (black vertical RSJ bar, Fig. 1, top panel).

RSJ conditions were determined relatively to individual P - v relationship, which meant conditions were graphically positioned on or under the P - v curve. In addition, F - v - P conditions follow the constraint imposed by dynamics principles during a vertical jump with and without additional load (represented by the white area under the P - v curve and the dashed grey line, respectively, Fig. 2). The remaining crosshatched area under the P - v relationship corresponds to F - v - P conditions requiring a reduction in body weight with assistance, which were not considered here. This positioning of the F - v - P conditions implies each condition has similar coordinates relative to individual maximal capacities (P - v curve), but various absolute force, velocity and power values according to the differences in fitness or training history of the participants. F - v - P conditions were selected to represent: i) 3 conditions at the same % P_{max} , but at different velocities. These conditions were repeated at two different levels of power (85 and ~73 % P_{max}), corresponding to P_{3v3} , P_{3v4} and P_{3v6} for 85 % P_{max} and

P_{2v_2} , P_{2v_3} and P_{2v_5} for $\sim 73\% P_{max}$, ii) 3 conditions at the same $\%P_{maxv}$, but at different velocities. These conditions were repeated at two different levels of power (100 and 85 $\%P_{maxv}$), corresponding to P_{2v_2} , P_{3v_3} and P_{4v_6} for 100 $\%P_{maxv}$ and P_{1v_1} , P_{2v_3} and P_{3v_6} for 85 $\%P_{maxv}$, iii) 3 conditions performed at the same movement velocity (and different R_{Fv}), but at three different levels of power output. These conditions were repeated at two different levels of velocity (v_3 and v_6), corresponding to P_{5v_6} , P_{4v_6} and P_{3v_6} for the highest level of velocity and P_{3v_3} , P_{2v_3} and P_{1v_3} for the lowest level of velocity. Note that all F - v - P conditions were determined only using power and velocity values for the convenience to graphically situate them relatively to the common reference of power capability (i.e. P - v relationship), but changes in velocity across all different power conditions correspond to changes in R_{Fv} .

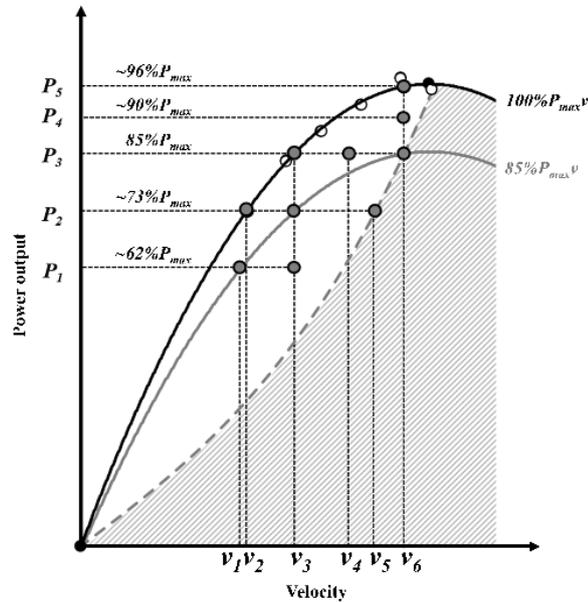


Figure 2. Typical individual power-velocity relationship representing 100 % (black curve) and 85% (grey curve) of maximal velocity-specific power capacities, associated with single maximal squat jumps (white points) and the 10 RSJ test conditions (grey points). Each repeated squat jump conditions is defined by specific power and velocity coordinates. The dashed grey curve represents the different power-velocity conditions for jumps without load, from sub-maximal to maximal intensity effort. The crosshatched area under the grey and the black curve represents all power-velocity conditions that could not be reached without assistance (i.e. total load lower than body mass).

For each RSJ test, participants were instructed to reach a targeted jump height under a specific loading condition, both dictated by the targeted F - v - P condition (see data analysis for details on jump height and load computations). The jump height was self-controlled using a visual feed-back of the jump height that was displayed, repetition by repetition, to the screen in front of the athlete. The jumping frequency was adjusted at each RSJ test, considering 2.5 seconds rest time between 2 successive SJs. To avoid countermovement, the jumping frequency was monitored using two audible beeps to signal i) the initiation of the downward movement to reach the starting position and ii) the initiation of the jump. Participants were verbally encouraged to maintain the target jump height as long as possible. Once the jump height dropped below the target, strong encouragement to continue with maximal intent (i.e. aiming for maximal height) was provided until a clear drop of more than 5 % of their initial performance was observed. All procedures were monitored by the experimenters via their own screen, hidden from the participants during their trials.

Data analysis

From the jump height collected in RSJ or single SJ, the average force (F , Equation 1), velocity (v , Equation 2) and power (P , Equation 3) developed during a SJ push-off phase can be expressed as:

$$F = (m_{body} + m_{bar})g\left(\frac{h}{h_{po}} + 1\right) \quad (\text{Equation } 1)$$

$$v = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (\text{Equation } 2)$$

$$P = (m_{body} + m_{bar})g\left(\frac{h}{h_{po}} + 1\right)\sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (\text{Equation } 3)$$

where m_{body} is the body mass, m_{bar} the mass of the additional load on the bar (including the mass of the bar), g the gravitational acceleration ($9.81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), h the jump height and h_{po} the push-off distance. The jump height was determined from fundamental laws of dynamics and aerial time (28), the latter being obtained using an infrared timing system (OptoJumpNext, Microgate, Bolzano, Italy). Individual h_{po} value was determined as the difference between the length of the lower limbs extended with maximal foot plantar flexion (iliac crest-toe distance) and the vertical distance between iliac crest and ground in the starting position.

For each subject, the F - v relationship was determined from F and v values obtained from the 5 different loading SJ conditions, and was used to extrapolate F_0 and v_0 . Then, P_{max} , corresponding to the maximum of the integration of the force over the velocity, was computed as (4):

$$P_{max} = \frac{F_0 v_0}{4} \quad (\text{Equation } 4)$$

During RSJ tests, velocity and power output for a given specific jumping condition were obtained by modulating the additional load and the targeted jump height based on fundamental laws of dynamics (27). From Equation 1 and Equation 2, the targeted h (Equation 5) and the additional mass (Equation 6) can be calculated as a function of targeted power and velocity values:

$$h = \frac{2v^2}{g} \quad (\text{Equation } 5)$$

$$m_{bar} = \frac{\frac{P}{v}}{g\left(\frac{h}{h_{po}}\right)+1} - m_{body} \quad (\text{Equation } 6)$$

When the additional mass required was lower than the mass of the bar, participants wore a weighted vest with the appropriated added load (0.5 kg adjustment resolution) and used the wooden dowel (~400 g).

For each of the 10 RSJ conditions, R_{Fv} was computed as the ratio between the force developed (expressed relatively to F_0) and the velocity (expressed relatively to v_0). Exhaustion was defined as the

inability to perform 3 consecutive jumps above 95 % of the targeted jump height. Strength-endurance was quantified by the maximal number of repetitions (SJ_{Rep}), which corresponded to all repetitions preceding the exhaustion, excluding the 3 jumps below the limit of 95 % of the targeted performance.

Statistical analysis

All data are presented as mean \pm standard deviation (SD). Intra-set RSJ height variability around the targeted jump height value was assessed using a coefficient of variation (SD of the difference between targeted and the achieved jump height, divided by the mean of achieved values). Absolute intra and inter-day reliability of SJ_{Rep} in P_{3V4} condition were assessed with the standard error of measurement (SEM) computed as the mean of differences between two trials divided by $\sqrt{2}$ (29) expressed in raw unit and standardized to inter-individual SD. In addition, relative intra and inter-day reliability of SJ_{Rep} in P_{3V4} condition were assessed with intra-class correlation coefficient (ICC), which was interpreted as almost perfect (0.81 to 1.00), substantial (0.61 to 0.80), moderate (0.41 to 0.60), fair (0.21 to 0.40), slight (0.01 to 0.20), or poor (< 0.01 ; (30). The difference between the two trials was further assessed via paired sample t-test after checking for normality using the Shapiro and Wilk's test.

The respective effect of $\%P_{max}$, $\%P_{maxV}$ and R_{FV} on SJ_{rep} was examined using a stepwise multiple linear regression performed from the sample's averaged data of the 10 F - v - P conditions of RSJ tests ($n = 10$), with $\%P_{max}$, $\%P_{maxV}$ and R_{FV} as independent variables and the logarithm of SJ_{rep} , as the dependent variable. SJ_{rep} was log transformed due to stepwise multiple regression testing only linear relationships, and since the relationship between the logarithm of SJ_{rep} and exercise intensity ($\%P_{max}$ or $\%P_{maxV}$) is likely linear (31, 32). To test the main effects of R_{FV} and power on SJ_{Rep} , and their interaction, 2 different two-way ANOVAs with repeated measures were performed: i) effects of R_{FV} (low, medium and high levels) and $\%P_{max}$ ($\sim 73 \%P_{max}$ and $\sim 85 \%P_{max}$) and ii) effects of R_{FV} (low, medium and high levels) and $\%P_{maxV}$ ($85 \%P_{maxV}$ and $100 \%P_{maxV}$). Each ANOVA was performed after checking for distribution normality with Shapiro-Wilk's test and equality of variance of the differences between all possible pairs of within-subject conditions with Mauchly's test (test of sphericity). If not met, the non-linear transformation of logarithm was applied to restore normality without altering samples which initially met this statistical condition (33). If the assumption of sphericity was violated, the Greenhouse-Geisser's correction was applied to reveal significant effect of main factors in ANOVAs. If the effect of main factors was significant, Holm's post hoc test was used to highlight significant differences between conditions, as well as simple main effects to test the effect of the first main factor at each level of the second factor, and vice-versa. For all statistical analyses, a P value of 0.05 was accepted as the level of significance.

Results

All individual F - v relationships were highly and significantly fitted by linear regression ($r^2 = 0.98$ to 1 ; $p < 0.001$) associated to F_0 of 2202 ± 317 N (30.1 ± 3.5 N.kg⁻¹), v_0 of 2.79 ± 0.43 m.s⁻¹, P_{max} of 1542 ± 329 W (21.0 ± 4.0 W.kg⁻¹) and H_{po} of 0.45 ± 0.06 m. The SEM, ICC and t-test's p-values between the trials performed in the P_{3v4} condition to test intra-day and inter-day reliability are presented in Table 1. RSJ additional load, targeted jump height, intra-set coefficient of variation of jump height and jumping frequency associated to the 10 F - v - P conditions are presented in Table 2.

Table 3. Mean \pm SD of the maximal number of repetitions in P_{3v4} condition obtained from the two trials for intra-day and inter-day reliability analysis.

	Intra-day reliability		Inter-day reliability	
	Trial 1	Trial 2	Trial 1	Trial 2
Maximal number of repetitions	17.8 \pm 7.6	16.9 \pm 9.4	17.8 \pm 8.8	17.8 \pm 7.6
SEM	2.36		3.34	
Standardized SEM (interpretation)	0.28 (small variation)		0.42 (small variation)	
ICC (confidence limits)	0.94 (0.86 – 0.98)		0.86 (0.62 – 0.95)	
T-test's p value	$p=0.363$		$p=0.952$	

Table 4. Mean \pm SD of additional load, intra-set RSJ jump height coefficient of variation and jumping frequency for the 10 RSJ tests.

		Additional load (kg)	Targeted jump height (cm)	Coefficient of variation (%)	Jumping frequency (Hz)
P_5	v_6	11.2 \pm 1.7	25.8 \pm 5.4	1.98 \pm 1.28	0.36 \pm 0.04
P_4	v_6	5.9 \pm 1.2	25.8 \pm 5.4	2.34 \pm 0.75	0.35 \pm 0.02
	v_6	0.2 \pm 0.5	25.8 \pm 5.4	3.24 \pm 0.78	0.35 \pm 0.01
P_3	v_4	19.9 \pm 4.3	19.5 \pm 4.4	3.35 \pm 1.33	0.34 \pm 0.01
	v_3	46.9 \pm 12.6	14.2 \pm 3.7	3.39 \pm 1.65	0.31 \pm 0.05
	v_5	0.1 \pm 0.5	21.9 \pm 4.8	4.58 \pm 3.15	0.34 \pm 0.01
P_2	v_3	31.3 \pm 9.7	14.2 \pm 3.7	5.22 \pm 1.86	0.33 \pm 0.02
	v_2	68.8 \pm 17.1	9.2 \pm 2.6	6.04 \pm 4.38	0.28 \pm 0.05
P_1	v_3	15.6 \pm 6.7	14.2 \pm 3.7	5.89 \pm 0.88	0.33 \pm 0.02
	v_1	52.7 \pm 14.3	8.7 \pm 2.6	8.43 \pm 3.98	0.32 \pm 0.01

P_i : power output expressed relatively to the power-velocity relationship; v_i : velocity expressed relatively to the power-velocity relationship.

The maximal number of repetitions, the targeted and achieved velocity, the absolute and relative power, and the force-velocity ratio associated to the 10 RSJ tests are presented in Table 3. The stepwise multiple regression analysis showed that $\%P_{maxv}$ (88.2 % of the variance explained, standardized coefficient of -0.810) and R_{Fv} (9.3 % of the variance explained, standardized coefficient of -0.330) accounted for a significant amount of repeated jumping performance variability ($P < 0.001$). The regression model obtained was $\ln(SJ_{rep}) = 17.010 - 0.144(\%P_{maxv}) - 0.655(R_{Fv})$, which showed a high adjustment quality ($R^2 = 0.975$, $P < 0.001$) and a minimal error (RSME = 0.242). The first two-way ANOVA with repeated measures (effect of $\%P_{max}$ and R_{Fv}) showed a significant main effect of R_{Fv} ($p < 0.001$) and $R_{Fv} - \%P_{max}$ interaction ($p < 0.001$; Fig. 3, left panel), but no main effect of $\%P_{max}$ ($p = 0.129$) on SJ_{rep} . Post-hoc results revealed significant differences ($p < 0.001$) for all comparisons between the three R_{Fv} levels, with an increase of SJ_{rep} when R_{Fv} increases. The simple main effect of $\%P_{max}$ at each level of R_{Fv} (low, medium and high) showed significant effect of power only at the highest level of R_{Fv} ($p < 0.001$), but not for the two lower levels ($p = 0.129$ and $p = 0.782$, for the lowest and the middle level, respectively). A simple main effect of R_{Fv} was observed at the two levels of power ($p < 0.001$). The second two-way ANOVA with repeated measures (effect of $\%P_{maxv}$ and R_{Fv}) showed significant effects of R_{Fv} ($p < 0.001$) and $\%P_{maxv}$ ($p < 0.001$), as well as a significant $R_{Fv} - \%P_{maxv}$ interaction ($p = 0.03$; Fig. 3, right panel) on SJ_{rep} . Post-hoc results revealed significant differences for all comparisons between the three R_{Fv} levels ($p < 0.05$), with an increase of SJ_{rep} when R_{Fv} increases. The simple main effect showed a significant effect of $\%P_{maxv}$ at each level of R_{Fv} ($p <$

0.001) and a significant effect of R_{Fv} at the level of 85 % P_{maxv} ($p < 0.001$) and a tendency to be significant at the level of 100 % P_{maxv} ($p = 0.078$).

Table 3. Mean \pm SD of the maximal number of repetitions, achieved and targeted velocity, absolute and relative power output and force-velocity ratio for each of the 10 RSJ tests.

	SJ_{Rep}	Power (W)		Power ($\%P_{max}$)		Power ($\%P_{max}v$)		Velocity ($m.s^{-1}$)		Force-velocity ratio (R_{Fv})		
		Targeted	Achieved	Targeted	Achieved	Targeted	Achieved	Targeted	Achieved	Targeted	Achieved	
P_5	v_6	6.21 ± 4.56	1466 ± 318	1422 ± 316	95.6 ± 2.4	92.5 ± 4.4	100.0 ± 0.0	96.8 ± 3.3	1.12 ± 0.12	1.10 ± 0.13	1.49 ± 0.21	1.50 ± 0.22
P_4	v_6	17.00 ± 9.43	1372 ± 298	1363 ± 294	89.4 ± 1.9	88.8 ± 2.6	93.6 ± 0.4	92.9 ± 1.0	1.12 ± 0.12	1.11 ± 0.12	1.40 ± 0.21	1.40 ± 0.21
	v_6	58.79 ± 37.39	1278 ± 279	1248 ± 262	85.0 ± 0.0	83.3 ± 2.0	85.0 ± 0.0	83.2 ± 2.0	1.12 ± 0.12	1.10 ± 0.12	1.30 ± 0.21	1.30 ± 0.19
P_3	v_4	19.86 ± 7.47	1278 ± 279	1270 ± 275	85.0 ± 0.0	84.9 ± 2.4	92.0 ± 1.0	91.4 ± 2.0	0.97 ± 0.11	0.97 ± 0.12	1.71 ± 0.18	1.77 ± 0.18
	v_3	4.21 ± 2.97	1278 ± 279	1240 ± 247	85.0 ± 0.0	86.5 ± 3.7	100.0 ± 0.0	97.3 ± 4.2	0.83 ± 0.11	0.82 ± 0.10	2.37 ± 0.10	2.41 ± 0.12
	v_5	148.21 ± 88.56	1115 ± 245	1115 ± 254	72.6 ± 0.8	72.4 ± 1.8	78.3 ± 1.8	78.2 ± 2.3	1.03 ± 0.12	1.03 ± 0.12	1.34 ± 0.20	1.34 ± 0.20
P_2	v_3	20.64 ± 10.97	1115 ± 245	1112 ± 242	72.6 ± 0.8	72.4 ± 2.4	85.0 ± 0.0	84.9 ± 2.4	0.83 ± 0.11	0.83 ± 0.11	2.07 ± 0.10	2.06 ± 0.12
	v_2	2.93 ± 2.53	1115 ± 245	1057 ± 252	72.6 ± 0.8	68.9 ± 7.1	100.0 ± 0.0	94.9 ± 9.4	0.67 ± 0.10	0.65 ± 0.10	3.19 ± 0.07	3.26 ± 0.20
P_1	v_3	124.07 ± 86.76	951 ± 211	964 ± 218	61.9 ± 0.7	62.5 ± 1.6	74.3 ± 1.6	75.1 ± 2.4	0.83 ± 0.11	0.84 ± 0.11	1.76 ± 0.11	1.76 ± 0.11
	v_1	12.64 ± 6.85	951 ± 211	969 ± 222	61.9 ± 0.7	62.9 ± 2.9	85.0 ± 0.0	86.5 ± 3.6	0.65 ± 0.10	0.66 ± 0.10	2.89 ± 0.07	2.85 ± 0.13

SJ_{Rep} : maximal number of repetitions; $\%P_{max}$: maximal power output developed at optimal velocity; $\%P_{max}v$: velocity-specific maximal power output; P_i : power output expressed relatively to the power-velocity relationship; v_i : velocity expressed relatively to the power-velocity relationship.

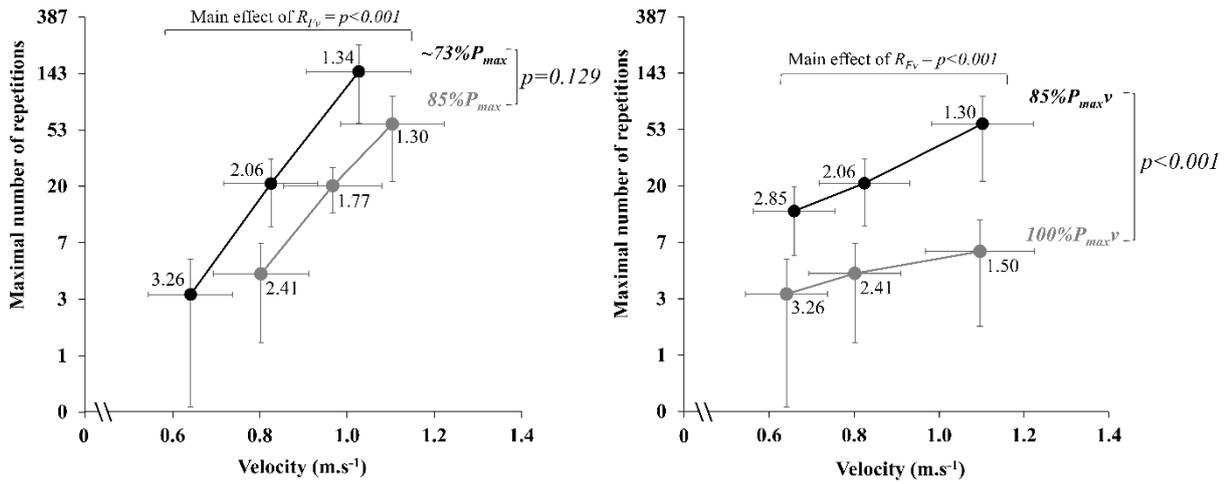


Figure 3. The maximal number of repetitions presented on a natural logarithmic scale at different velocities, at ~ 73 % P_{max} (black) and 85 % P_{max} (grey) on the left panel and at 85 % $P_{max}v$ (black) and 100 % $P_{max}v$ (grey) on the right panel. The force-velocity ratio values associated to each condition are presented in black text. Power and force-velocity ratio main effects of the two-way ANOVA for repeated measures are presented as black vertical and horizontal bars, respectively, with the associated p-values.

Discussion

The main findings of this study are that the ability to repeat dynamic muscle contractions (or strength-endurance) in jumping depends on the force, velocity and power output conditions under which the effort was performed: from 3 to 150 repetitions across the different mechanical conditions. Differences in the maximal number of repetitions across the F - v - P conditions were explained at ~ 98 % by both the power output expressed relatively to the velocity-specific maximal power capacity (% $P_{max}v$) and the ratio between force and velocity to generate power (R_{Fv}). Intra- and inter-day reliability of the repeated squat jump test to exhaustion was shown to be acceptable and to be in agreement with those reported in the literature.

The present results showed that ~ 88 % of differences in SJ_{Rep} between the 10 RSJ conditions were explained by % $P_{max}v$ and ~ 10 % were explained by R_{Fv} . The standardized coefficients of the multiple regression showed that SJ_{Rep} is more than two-fold more sensitive to % $P_{max}v$ than to R_{Fv} (-0.81 vs. -0.33). The multiple regression analysis showed that i) the higher the R_{Fv} (high force-low velocity condition) for a given % $P_{max}v$, the lower the SJ_{Rep} and, as hypothesized, ii) the higher % $P_{max}v$, the lower the SJ_{Rep} . Note that the remaining variability unexplained by the model (~ 2 %) likely

includes measurement errors in strength-endurance assessment (e.g. performance variability and data analysis methods).

Firstly, this study showed that decreasing R_{Fv} (increasing movement velocity and decreasing force at the same $\%P_{maxv}$) lead to increase SJ_{Rep} , which confirm that, when standardizing time to rest between contractions, the change in the force and velocity conditions influences strength-endurance, and also independently from the mechanical reserve. This findings contrast with previous hypotheses suggesting that increasing movement velocity is not beneficial due to a potentially higher proportion of more fatigable type II muscle fibers recruitment (34, 35). However, as these studies did not fix time to rest between contractions across velocity conditions, the negative effect of a lower muscle relaxation time in high velocity conditions could have counter-balanced the positive effect of movement velocity. On the other hand, the present results align with that of Tomas et al. in 2010, which showed that movement velocity had very small (or at least, no negative) effect on fatigability. Although resting time between contractions was controlled in the present study, slight differences were observed in jumping frequencies across RSJ conditions. However, due to the specificity of the RSJ tests, the two other main mechanisms previously associated to the negative effect of movement frequency (the effectiveness of force application and increase in internal work) may have had negligible effect on strength-endurance (22, 36). Furthermore, even if R_{Fv} only explained a small part of the variability in SJ_{Rep} for the conditions tested here, its change at a same $\%P_{maxv}$ led to substantial differences in SJ_{Rep} (e.g. ~ 13 , ~ 20 and ~ 60 repetitions at $85\%P_{maxv}$, with associated R_{Fv} mean values of ~ 2.9 , ~ 2.1 , ~ 1.3 , respectively). However, the influence of R_{Fv} on SJ_{Rep} can change according to the level of $\%P_{maxv}$, as shown by the significant $R_{Fv}\text{-}\%P_{maxv}$ interaction, with the positive effect of R_{Fv} , oriented toward low force -high velocity conditions, further magnified for the lower level of $\%P_{maxv}$ (Fig. 3, right panel). Taken together, these results would support that increases in velocity and decreases in force to generate the same $\%P_{maxv}$ during acyclic movements (e.g. repeated jump or callisthenic exercises) is more beneficial than detrimental and could lead to substantial change in strength-endurance.

Secondly, results from the multiple regression analysis support the assumption that increasing mechanical reserve, corresponding to the difference between the power output and the maximal power capability in a specific velocity condition ($\%P_{maxv}$), is beneficial to increase strength-endurance (22). Thus, efforts at same $\%P_{max}$ could be sustained for longer by selecting the velocity condition at which the greatest reserve is available according to the $P\text{-}v$ relationship. However, this application could be limited for cyclic movements (e.g. cycling, running or rowing) due to the concomitant effects of movement frequency on strength-endurance, when changing the movement velocity (14–17, 22, 37). Overall, individual strength-endurance seems to be almost fully dependent on mechanical exercise

conditions expressed to the individualized P - v relationship. More specifically, performance is determined by the position of the mechanical conditions of the exercises on (or under) the P - v relationship, this position being characterized by $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} .

$\%P_{max}$ was not considered as a significant predictor of SJ_{rep} by the multiple regression analysis, which challenges the common expression of exercise intensity relatively to the unique value of maximal power capabilities (e.g. 13, 41). The greater magnitude in the difference of SJ_{rep} between R_{Fv} conditions at the same $\%P_{max}$ than at the same $\%P_{maxv}$ further highlights this issue. Differences in strength-endurance at the same $\%P_{max}$ could be mainly related to a change in the mechanical reserve, which was not the case at the same $\%P_{maxv}$. This concomitant effect of the mechanical reserve at the same $\%P_{max}$ when changing R_{Fv} led to no significant effect of $\%P_{max}$ at the first two levels of R_{Fv} , and led also to some of the higher $\%P_{max}$ conditions ($\sim 85 \%P_{max}$, $\sim 73 \%P_{max}$, $\sim 62 \%P_{max}$) being associated with greater performance (~ 58 , ~ 21 and ~ 12 repetitions, respectively). Consequently, the relative expression of exercise intensity when only considering $\%P_{max}$ is problematic. Rather exercise intensity is better expressed relative to $\%P_{maxv}$, which considers the change in the individual maximal power capabilities according to the velocity (or R_{Fv}) condition.

In the present study, strength-endurance assessment in jumping in steady-state mechanical conditions exhibited acceptable absolute (standardized SEM = 0.28 and 0.42, respectively) and almost perfect relative intra- and inter-day reliability (ICC=0.94 and ICC=0.86, respectively). These values are in agreement with those reported in cycling for efforts of approximately similar duration (e.g. 33, 44). These consistent reliabilities strengthen the differences in SJ_{rep} observed across all F - v - P mechanical conditions. However, one limitation of this study is the restricted range investigated in regard to the whole spectrum of the P - v relationship, and coincidentally the extrapolation of the results on the effect of $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} on strength-endurance beyond the optimal velocity. To somewhat account for this, the range of movement velocities explored was maximized considering movement conditions occurring in sport activities, i.e. respecting both individual power capacities (i.e. P - v relationship) and constraints imposed by dynamics principles (dashed grey curve, Fig. 2). The vertical range was also nearly maximized, from maximal jump height to jump height of ~ 10 cm, as the proposed cut-off for accurate assessment of mechanical values (40). Similar limits also exist in cycling where pedaling rates higher than the optimal velocity are practically challenging due to an inability to properly execute the movement during steady-state conditions (22). Another limitation is the focus on the understanding of the difference in strength-endurance between different jumping mechanical conditions, without considering the inter-individual differences. Qualifying reasons underlying

differences in strength-endurance for two athletes in the same $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} , would be a beneficial avenue of investigation for future research.

From a practical point of view, the evaluation or training of strength-endurance should be standardized relatively to individual F - v - P relationships via $\%P_{maxv}$ and R_{Fv} , and not only to P_{max} . Power output should be set according to that underlying the targeted performance while considering the lowest R_{Fv} as possible. Without such standardization, differences in performance between athletes or assessments could be a result of differing relative mechanical conditions. Steady-state repeated jumping test could be considered as an original, reliable and practical method to assess lower limb ability to repeat dynamic muscle contractions. Since the only requirements are continuous jump height measurement over successive repetitions, and previous validated simple computational method to estimate force, velocity and power during push-off in SJ (27). The method is relatively easy to implement with accessible technology (e.g. phone applications or common devices (e.g. optical system)). Since the method allows the manipulation of a wide range of mechanical conditions through loading, jumping frequency, relative intensity and movement velocity, it may be of value in mimicking various sporting scenarios involving lower limbs (e.g. alpine skiing). It is worth noting that, due to the uncommon aspect of RSJ tests, non-familiar cohorts of athletes should be well familiarized to ensure good accuracy and reliability of assessment (29).

Conclusion

The ability to repeat dynamic muscle contraction (i.e. strength-endurance) in jumping was shown to depend at $\sim 98\%$ on both the power output expressed relatively to the velocity-specific maximal power (i.e. the mechanical reserve) and the force-velocity conditions, which were both defined relatively to the individualized force-velocity-power relationships. Strength-endurance was higher when the mechanical reserve was higher (i.e. low level of velocity-specific power) and when the balance between force and velocity to generate power was rather oriented toward low force-high velocity. Repeated jumping can be used as a reliable and practical assessment method with the possibility to easily set the mechanical conditions in terms of load, movement velocity and relative power. Overall, these findings support the strength-endurance in acyclic movements depends on the position of the exercise mechanical conditions, in terms of force, velocity and power, on or under the force-velocity-power relationship.

Acknowledgments

The results of the study are presented clearly, honestly, and without fabrication, falsification, or inappropriate data manipulation. The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

Conflict of interest

The authors have no declared conflicts of interest.

References

1. Bobbert MF. Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol*. 2012;112(12):1975–83.
2. Jaric S. Force-velocity Relationship of Muscles Performing Multi-joint Maximum Performance Tasks. *Int J Sports Med*. 2015;36(09):699–704.
3. Samozino P, Edouard P, Sangnier S, Brughelli M, Gimenez P, Morin JB. Force-velocity profile: Imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med*. 2014;35(6):505–10.
4. Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB. Optimal force-velocity profile in ballistic movements-Altius: Citius or Fortius? *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(2):313–22.
5. Hoeger WWK, Barette SL, Hale DF, Hopkins DR. Relationship between repetitions and selected percentages of one repetition maximum. *J Strength Cond Res*. 1987;1(1):11–3.
6. Patterson C, Platzer H-P, Raschner C. The 2 Minute Loaded Repeated Jump Test: Longitudinal Anaerobic Testing in Elite Alpine Ski Racers. *J Sports Sci Med*. 2019;18(1):128–36.
7. Richens B, Cleather DJ. The relationship between the number of repetitions performed at given intensities is different in endurance and strength trained athletes. *Biol Sport*. 2014;31(2):157–61.
8. Rodríguez-Rosell D, Yáñez-García JM, Sánchez-Medina L, Mora-Custodio R, González-Badillo JJ. Relationship Between Velocity Loss and Repetitions in Reserve in the Bench Press and Back Squat Exercises [Internet]. *J Strength Cond Res*. 2019;Publish Ah doi:10.1519/JSC.0000000000002881.
9. Péronnet F, Thibault G. [Physiological analysis of running performance: revision of the hyperbolic model]. *J Physiol (Paris)*. 1987;82(1):52–60.
10. Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, Lechevalier JM, Monod H. Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *J Sports Med Phys Fitness*. 1997;37(2):89–102.
11. Vanhatalo A, Black MI, DiMenna FJ, et al. The mechanistic bases of the power–time relationship: muscle metabolic responses and relationships to muscle fibre type. *J Physiol*. 2016;594(15):4407–23.
12. Harman EA, Knuttgen HG, Frykman PN, Patton JF. Exercise endurance time as a function of percent maximal power production. *Med Sci Sports Exerc*. 1987;19(5):480–5.
13. Housh DJ, Housh TJ, Bauge SM. The accuracy of the critical power test for predicting time to exhaustion during cycle ergometry. *Ergonomics*. 1989;32(8):997–1004.
14. Carnevale TJ, Gaesser GA. Effects of pedaling speed on the power-duration relationship for high-intensity exercise. *Med Sci Sports Exerc*. 1991;23(2):242–6.
15. Barker T, Poole DC, Noble ML, Barstow TJ. Human critical power-oxygen uptake relationship at different pedalling frequencies. *Exp Physiol*. 2006;91(3):621–32.
16. Leveque JM, Brisswalter J, Bernard O, Goubault C. Effect of Paddling Cadence on Time to

- Exhaustion and Kinetics at the Intensity Associated With in Elite White-Water Kayakers. *Can J Appl Physiol*. 2002;27(6):602–11.
17. Bessot N, Nicolas A, Moussay S, Gauthier A, Sesboüé B, Davenne D. The effect of pedal rate and time of day on the time to exhaustion from high-intensity exercise. *Chronobiol Int*. 2006;23(5):1009–24.
 18. Broxterman RM, Ade CJ, Wilcox SL, Schlup SJ, Craig JC, Barstow TJ. Influence of duty cycle on the power-duration relationship: Observations and potential mechanisms. *Respir Physiol Neurobiol*. 2014;192(1):102–11.
 19. Tomas A, Ross EZ, Martin JC. Fatigue during Maximal Sprint Cycling: Unique Role of Cumulative Contraction Cycles. *Med Sci Sport Exerc*. 2010;42(7):1364–9.
 20. Morel B, Cléménçon M, Rota S, et al. Contraction velocity influence the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions. *Scand J Med Sci Sport*. 2015;25(5):e432–41.
 21. Perry-Rana SR, Housh TJ, Johnson GO, Bull AJ, Berning JM, Cramer JT. MMG and EMG responses during fatiguing isokinetic muscle contractions at different velocities. *Muscle Nerve*. 2002;26(3):367–73.
 22. Zoladz JA, Rademaker ACHJ, Sargeant AJ. Human muscle power generating capability during cycling at different pedalling rates. *Exp Physiol*. 2000;85(1):117–24.
 23. Sargeant AJ. Human power output and muscle fatigue. *Int J Sports Med*. 1994;15(3):116–21.
 24. Sargeant AJ. Structural and functional determinants of human muscle power. *Exp Physiol*. 2007;92(2):323–31.
 25. Triska C, Karsten B, Nimmerichter A, Tschan H. Iso-duration Determination of D' and CS under Laboratory and Field Conditions. *Int J Sports Med*. 2017;38(7):527–33.
 26. Karsten B, Hopker J, Jobson SA, et al. Comparison of inter-trial recovery times for the determination of critical power and W' in cycling. *J Sports Sci*. 2016;35(14):1420–5.
 27. Samozino P, Morin J-B, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech*. 2008;41(14):2940–5.
 28. Asmussen E, Bonde-Petersen F. Storage of Elastic Energy in Skeletal Muscles in Man. *Acta Physiol Scand*. 1974;91(3):385–92.
 29. Hopkins WG, Schabert EJ, Hawley JA. Reliability of Power in Physical Performance Tests. *Sport Med*. 2001;31(3):211–34.
 30. Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. *Biometrics*. 1977;33(1):159–74.
 31. Monod H, Scherrer J. The work capacity of a synergic muscular group. *Ergonomics*. 1965;8(3):329–38.
 32. Jones AM, Vanhatalo A. The ' Critical Power ' Concept : Applications to Sports Performance with a Focus on Intermittent High-Intensity Exercise. *Sport Med*. 2017;47(s1):65–78.
 33. Sainani KL. Dealing With Non-normal Data. *PM R*. 2012;4(12):1001–5.
 34. Beelen A, Sargeant AJ. Effect of fatigue on maximal power output at different contraction velocities in humans. *J Appl Physiol*. 1991;71(6):2332–7.
 35. Blake OM, Wakeling JM. Early deactivation of slower muscle fibres at high movement frequencies. *J Exp Biol*. 2014;217(19):3528–34.
 36. Dorel S, Couturier A, Lacour JR, Vandewalle H, Hautier C, Hug F. Force-velocity relationship in cycling revisited: Benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(6):1174–83.
 37. McNaughton L, Thomas D. Effects of differing pedalling speeds on the power-duration relationship of high intensity cycle ergometry. *Int J Sports Med*. 1996;17(04):287–292.
 38. Sanders D, Heijboer M, Akubat I, Meijer K, Hesselink MK. Predicting high-power performance in professional cyclists. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017;12(3):410–3.
 39. Coggan AR, Costill DL. Biological and Technological Variability of Three Anaerobic

Ergometer Tests. 1984;5:142–5.

40. Morin J-B, Samozino P. *Biomechanics of Training and Testing*. Cham: Springer International Publishing; 2018. Available from: <http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-05633-3>.

ANNEXE V

Rivière J.R., Rossi J., Jimenez-Reyes P., Morin J-B., Samozino P.

Où se situe le point du squat 1RM sur la relation force-vitesse ?

17^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS), Dijon, 29-31 octobre

Communication orale

Où se situe le point du squat 1RM sur la relation force-vitesse ?

Jean Romain RIVIERE, Jérémy ROSSI, Pedro JIMENEZ-REYES, Jean-Benoit MORIN, Pierre SAMOZINO

La performance lors de mouvements explosifs repose principalement sur les propriétés mécaniques musculaires des membres inférieurs. Celles-ci sont très bien décrites par la relation force-vitesse (Fv) linéaire et ses principales caractéristiques : la force maximale théorique (F0), la vitesse maximale théorique (V0) et la puissance maximale. Jusqu'à présent, les méthodes de détermination de cette relation se basent sur une étendue limitée de valeurs de Fv (environ 30% de l'étendue totale de la relation). La reproductibilité et la validité des différents paramètres, notamment ceux issus d'une extrapolation, peuvent alors être altérées. Pour améliorer leur détermination, des points extrêmes sur la relation Fv pourraient être ajoutés, tel que le point correspondant au squat à charge maximale (1RM), très utilisé sur le terrain comme indicateur de la force maximale dynamique. Le but de l'étude était de tester l'alignement du point du squat 1RM avec la relation Fv obtenue lors de squats jump (SJ), et de le situer sur la relation Fv par rapport à F0 et au point de la relation Fv correspondant à la charge la plus élevée (SJMAX). Dix athlètes sains ont réalisé un squat 1RM, durant lequel la force de réaction du sol et la vitesse d'extension de jambes étaient mesurées, ainsi que six squats jump pour déterminer les relations Fv individuelles. Les qualités d'ajustements des relations Fv individuelles avec et sans le point du squat 1RM ont été comparées via les variances résiduelles. Les valeurs Fv du squat 1RM ont été comparées à celles du F0 et de SJMAX (charge de 81.6 ± 12.3 %PC). La qualité d'ajustement de la relation Fv n'était pas différente avec ou sans le point du squat 1RM pour 9 sujets sur 10. La force développée durant le squat au 1RM (2131 ± 215 N) était légèrement inférieure (-100 ± 110 N, $-5 \pm 5\%$) à la force correspondant à la même vitesse sur la relation Fv, supérieure ($+16 \pm 4\%$) à celle développée durant le SJMAX (1841 ± 177 N) et inférieur ($-11 \pm 5\%$) à F0 (2411 ± 214 N). La vitesse lors du squat 1RM (0.22 ± 0.05 m/s) était inférieure ($-70 \pm 7\%$) à la vitesse atteinte durant SJMAX (0.80 ± 0.07 m/s). Même situé légèrement en-dessous, le point du squat 1RM pouvait être considéré comme aligné avec la relation Fv obtenue en SJ. En terme de force, il était plus proche de F0 (~11% inférieur) que de SJMAX (~16% supérieur). La vitesse du squat 1RM représentait ~30% de la vitesse de SJMAX. Cette position éloignée du spectre habituel des valeurs de la relation Fv suggère que l'ajout du squat 1RM améliorerait la reproductibilité de détermination des paramètres associés à la relation Fv. De plus, la distinction entre le point du squat 1RM et F0 souligne la différence conceptuelle entre ces deux indicateurs de force maximale : le squat 1RM, réalisé à une vitesse non négligeable, est en partie influencé par les qualités de vitesse. Enfin, ces résultats supportent la linéarité de la relation Fv pour les forces élevées/vitesses faibles en squat.

ANNEXE VI

Rivière J.R., Hintzy F., Morin J-B., Edouard P., Messonnier L.A., Samozino P.
Lower-limb spring-mass alteration and foot strike pattern during a 1500-m run
23th annual congress of European college of Sport Science » (ECSS),
Dublin, 4-7 juillet
Communication orale

Lower limb spring-mass alteration and foot strike pattern during a 1500-m run

Rivière, J.R.1, Hintzy, F.1, Morin, J.-B.2, Edouard, P.3, Messonnier, L.1, Samozino, P.1 1: USMB-LIBM (Chambéry, France), 2: UCA-LAMHES (Nice, France), 3: UJM-LIBM (Saint-Etienne, France)

Introduction

Middle-distance running causes severe fatigue impacting runners' lower limb mechanical behavior (Girard et al. 2012) which can be assessed using the spring-mass model providing information on leg stiffness (Kleg). Spring-mass model application to middle-distance running highlighted gradual decrease in Kleg during the run, possibly impacting runners' performance (Butler et al. 2003). However, the observed alteration of Kleg could be biased by changes in velocity within the test or inter-subject difference in the running distance (Rabita et al. 2011; Girard et al. 2012). Moreover, it remains unknown whether changes in Kleg originate from a change in foot strike pattern (FSP). The aim of the study was to assess the concomitant alterations in Kleg and FSP during a 1500-m run performed at constant velocity.

Methods

On a 400-m track field, seven national-level middle-distance runners performed 500-m and 1000-m runs (separated by 1h30 of rest) on a first session and a 1500-m run on a second session at least 24 h apart. Each run was paced at constant velocity corresponding to 95% of their individual 1500-m best time. Over the three runs, FSP (proportion of fore-foot strikes: FFS, rear-foot strikes: RFS and mid-foot strikes: MFS) and Kleg (Morin et al. 2005) were measured using a 10-m optical system placed at nine different points (50, 150, 250, 450, 550, 650, 950, 1050 and 1450 m).

Results

Kleg decreased gradually with increasing distance ($r=-0.87$; $p<0.01$; -19% at the end of the run) with post-hoc significant differences with values at 50 m only observed from 650 m ($p<0.05$). Concurrently, runners maintained their FSP over the 1500-m run with no change in the mean strike behavior, the latter being 13%RFS/87%MFS at 50 m, 16%RFS/84%MFS at 650 m and 17%RFS/83%MFS at 1450 m.

Discussion

During a 1500-m run performed at 95% of competition velocity, leg stiffness progressively decreased, which confirms the decrease in lower limb mechanical behavior during a middle-distance run independently of running velocity's alteration. In addition, the alteration in Kleg was not associated with changes in FSP and thus may rather be related to the decreasing runner's capabilities to produce force rapidly at ground strike (i.e. neuromuscular fatigue; Girard et al. 2012).

References

- Butler RJ, Crowell HP, Davis IM (2003). *Clin Biomech*, 18:511–517
Girard O, Millet GP, Micallef J-P, Racinais S (2012). *Eur J Appl Physiol*, 112:2323–2330
Morin J-B, Dalleau G, Kyröläinen H., Jeannin T., Belli A (2005). *J Appl Biomech*, 21:167–180
Rabita G, Slawinski J, Girard O, Bignet F., Hausswirth C (2011). *Med Sci Sports Exerc*, 43:685–692

Contact

jean.riviere@univ-smb.fr

ANNEXE VII

Rivière J.R., Peyrot P., Cross M.R., Messonnier L.A., Samozino P.

Effet de la force, de la vitesse et de la puissance sur l'endurance de force

19^{ème} congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportive (ACAPS), Paris, 28-31 octobre

Communication orale

Effet de la force, de la vitesse et de la puissance sur l'endurance de force

Jean Romain Rivière, Nicolas Peyrot, Matt R. Cross, Laurent A. Messonnier, Pierre Samozino

Introduction

La performance lors de mouvements explosifs répétés dépend des capacités maximales de production de force et des capacités de maintien de cette force lors de répétitions (i.e. l'endurance de force). Les capacités de production de force sont décrites par les relations force- et puissance-vitesse (F - v - P), avec la puissance maximale produite à vitesse optimale (P_{max}). L'endurance de force est décrite par la relation puissance-temps de maintien, qui a été explorée pour des efforts entre 20 et 80% P_{max} , mais reste méconnue pour des efforts explosifs. Par ailleurs, une même puissance peut être générée dans des conditions de force et de vitesse différentes, correspondant à différents ratios force-vitesse (R_{Fv}).

L'objectif était de tester les effets de la puissance et du R_{Fv} sur l'endurance de force lors de mouvements explosifs répétés. La puissance était exprimée relativement à P_{max} (% P_{max}) et relativement à la puissance maximale pouvant être développée à chaque vitesse (% P_{maxv}), cette dernière étant déterminée en considérant les valeurs de puissance décrite par la relation P - v comme les puissances maximales à chaque vitesse.

Méthodes

Quatorze athlètes sains effectuaient cinq squat jump chargés pour déterminer leur relation P - v , et des tests de squat jump répétés jusqu'à épuisement dans 10 conditions F - v - P à état stable, caractérisées par différentes combinaisons de R_{Fv} et % P_{max} , % P_{maxv} . La force, vitesse et puissance moyenne pendant la phase de poussée de chaque saut étaient déterminées à partir de la méthode proposée par Samozino et al. en 2008. Le nombre maximal de répétitions (Nb_{Rep}) était quantifié dans chaque condition. Les effets de R_{Fv} et % P_{max} , % P_{maxv} et leurs interactions étaient testés avec une régression multiple et une ANOVA à deux facteurs.

Résultats

La régression multiple montrait que Nb_{Rep} dépendait de % P_{maxv} et R_{Fv} ($R^2=0.975$; $RSME=0.242$; $p<0.001$). Nb_{Rep} diminuait avec l'augmentation de % P_{maxv} et l'orientation de R_{Fv} vers les conditions de force élevée-vitesse faible. L'effet de R_{Fv} sur Nb_{Rep} était ~2.5 fois moins important que l'effet de % P_{maxv} (coefficient standardisé=-0.81&0.33, respectivement), et devenait plus important lorsque % P_{maxv} diminuait (interaction : $p=0.03$). Les reproductibilités intra- et inter-jour de Nb_{Rep} étaient acceptables ($ICC=0.94$ & 0.86 , respectivement).

Discussion

L'endurance de force est déterminée à 98% par la position des conditions mécaniques d'exercice (force-vitesse-puissance) sous, ou sur, la relation individuelle puissance-vitesse. Ainsi, % P_{max} est un indicateur de l'intensité de l'exercice moins pertinent que % P_{maxv} . L'évaluation et l'entraînement de l'endurance de force en dynamique devraient être standardisés en termes de puissance spécifique à la condition de vitesse et de ratio force-vitesse.

Résumé en français

Université Savoie Mont Blanc
Doctorat biologie de la motricité

Effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses uniques et répétés

Le but de ce travail était d'étudier l'influence de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts intenses uniques et répétés (*i.e.* l'endurance de force).

La première partie (Partie 1) était focalisée sur le type de modélisation pour définir la relation force-vitesse lors d'extensions maximales et acycliques des membres inférieurs. Cette première partie a apporté des éléments originaux qui supportent la linéarité de la relation force-vitesse, notamment du côté vitesse de la relation. En considérant toutes les conditions de force et de vitesse, la linéarité a été confirmée expérimentalement sur 80% du spectre total de la relation force-vitesse (*i.e.* de 6 à 86% de la vitesse maximale théorique), même en comparaison avec un modèle curvilinéaire.

La deuxième partie (Partie 2a) avait pour but i) d'étudier l'effet de la condition de force-vitesse sur l'endurance de force (*i.e.* le nombre maximal de répétitions), en contrôlant l'effet de la fréquence de répétitions, et ii) de revisiter l'effet de l'intensité de l'exercice, communément exprimée relativement à la seule valeur de la puissance maximale obtenue à vitesse optimale (P_{max}). Les résultats montraient que l'endurance de force était davantage affectée par l'intensité de l'exercice lorsqu'elle était quantifiée par le niveau de puissance exprimée relativement à la puissance maximale spécifique à la vitesse (P_{maxv}) que lorsqu'elle était exprimée relativement à P_{max} . Les résultats montraient aussi que les différences endurance de force était expliquée à 88% par P_{maxv} et à 10% par la condition de force-vitesse dans laquelle cette puissance relative est développée. L'endurance de force était plus importante lorsque P_{maxv} était diminuée et dans les conditions de force faible-vitesse élevée. Au-delà du nombre maximal de répétitions, les conditions de force faible-vitesse élevée permettaient de fournir un travail mécanique total plus important à un niveau de P_{maxv} donné.

La troisième partie (Partie 2b) visait à étudier la variabilité interindividuelle de l'effet de la condition de force-vitesse sur l'endurance de force. Suite à cette étude, il a été mis en avant que l'effet de la condition de force-vitesse sur l'endurance de force n'était pas le même chez tous les individus et notamment qu'il existe des profils d'athlètes différents : certains étant plus endurants dans des conditions de force faible-vitesse élevée ou, à l'inverse, dans des conditions de force élevée-vitesse faible. Ce profil force-vitesse-endurance individuel donne une indication sur l'orientation des capacités d'endurance vers des conditions de force faible-vitesse élevée, ou inversement. D'un point de vue pratique, ces résultats montraient qu'un individu présentant la meilleure performance d'endurance de force dans une condition de force-vitesse à un niveau de P_{maxv} donné, n'était pas systématiquement le meilleur dans toutes les conditions de force-vitesse. Au-delà de dépendre de l'intensité de l'exercice, l'endurance de force dépend également de ce profil force-vitesse-endurance.

Pour conclure, ce travail de thèse a confirmé que l'effet de la vitesse sur les capacités de production de force des membres inférieurs lors d'efforts uniques et maximaux était linéaire sur l'ensemble des conditions fonctionnelles de vitesse, notamment à des vitesses très élevées. Ces travaux ont également montré que lors d'efforts intenses et répétés, la condition de force-vitesse dans laquelle la puissance est développée influence l'endurance de force, indépendamment de la puissance et de la fréquence de mouvement. De plus, l'influence de cette condition de force-vitesse sur l'endurance de force n'est pas similaire chez tous les individus : chaque individu présente un profil force-vitesse-endurance qui lui est propre. Une détermination des conditions de force-vitesse-puissance semble intéressante pour évaluer et entraîner les capacités de production de force avec une approche individualisée à chacun.

Présentée par : Jean Romain Rivière

Directeur : Pr. Laurent Messonnier (PU, Université Savoie Mont Blanc)

Co-Directeurs : Pierre Samozino (MCU, Université Savoie Mont Blanc) & Pr. Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Mots clés : Relation force-vitesse, relation puissance-vitesse, relation puissance-temps, endurance de force, efforts intenses et maximaux, squat jumps répétés, condition de force-vitesse, profil force-vitesse-endurance, réserve de puissance

Résumé en anglais

Université Savoie Mont Blanc
Doctorat biologie de la motricité

Effect of velocity on force production capabilities during single and repeated high-intensity exercises

This work aimed to study the influence of velocity on lower limbs force production capabilities during single and repeated high-intensity exercises (*i.e.* strength-endurance).

The first part of this work (Partie 1) focused on the type of modeling to draw the force-velocity relationship during acyclic ballistic lower limb extensions. This first part has brought original results that support the linearity of the force-velocity relationship, especially on the velocity end of the relationship. Considering all the force and velocity conditions explored, the linearity was confirmed experimentally over 80% of the total spectrum of the force-velocity relationship (*i.e.* from 6 to 86% of the theoretical maximal velocity), even in comparison to a curvilinear modeling.

The second part (Partie 2a) aimed to i) investigate the effect of the force-velocity condition on strength-endurance (*i.e.* the maximum number of repetitions), controlling the effect of movement frequency and ii) to revisit the effect of exercise intensity, commonly expressed relatively to the maximum power obtained at optimal velocity (P_{\max}). The results obtained showed that strength-endurance was more affected by exercise intensity when power output was expressed relative to the maximum power specific to the velocity condition ($P_{\max v}$) than when it was expressed relatively to P_{\max} . The results also showed that strength-endurance between different force-velocity-power conditions was explained at 88% by $P_{\max v}$ and at 10% by the force-velocity condition, in which this relative power is developed. Strength-endurance was greater when $P_{\max v}$ was lower and in high force-low velocity conditions. In addition to the maximum number of repetitions, the high force-low velocity conditions allowed a greater total mechanical work for a given $P_{\max v}$.

The third part (Partie 2b) aimed at studying the inter-individual variability of the effect of the force-velocity condition on strength-endurance. Following this study, it was pointed out that the effect of the force-velocity condition on strength-endurance was not the same for all individuals and in particular that exist different athlete profiles: some individuals are better in high force-low velocity conditions or in low force-high velocity conditions. This individual force-velocity-endurance profile gives an indication of the orientation of endurance capabilities toward high force-low velocity conditions, or vice versa. From a practical point of view, these results showed that an individual with the best endurance performance in a force-velocity condition and for a given $P_{\max v}$ was not always the best in all force-velocity conditions. In addition to depend on the intensity of exercise, strength-endurance also depends on this force-velocity-endurance profile.

To conclude, this thesis work has confirmed that the effect of velocity on the lower limbs force production capabilities during single ballistic movements was linear over all the functional conditions of velocity, in particular at very high velocities. This work has also shown that in the context of repeated high intensity exercises, the force-velocity condition in which the power is developed influences strength-endurance independently of power output and the movement frequency. In addition, the influence of force-velocity condition on strength-endurance is not similar for all individuals: each individual is characterized by its own force-velocity-endurance profile. An accurate determination of the force-velocity-power conditions seems interesting for the evaluation and training of force production capabilities with an individualized approach.

Presented by: Jean Romain Rivière

Supervisor: Pr. Laurent Messonnier (PU, Université Savoie Mont Blanc)

Co-supervisors: Pierre Samozino (MCU, Université Savoie Mont Blanc) & Pr. Nicolas Peyrot (PU, Le Mans Université)

Keywords : Force-velocity relationship, power-velocity relationship, power-time relationship, strength-endurance, high-intensity exercises, repeated squat jumps, force-velocity condition, force-velocity-endurance profile, power reserve