

ACC : accéléromètre

ADP : adénosine diphosphate

ATP : adénosine triphosphate

CV : coefficient de variation

DHP : soulevé de terre haut (*Deadlift high pull* en anglais)

EMG(s) : électromyographie (de surface)

F-v : force-vitesse (*force-velocity* en anglais)

FP : plateforme de force (*force platform* dans l'article en anglais)

F₀ : force théorique maximale (force maximale développée à vitesse nulle)

ICC : coefficient de corrélation intraclasse (*intraclass correlation coefficient* en anglais)

MVCI : contraction volontaire maximale isométrique

HL : la charge lourde (60% BM) (*heavy load* dans l'article en anglais)

LL : la charge légère (30% BM) (*light load* dans l'article anglais)

PFF : plateforme de force

P_{max} : puissance théorique maximale/optimale, couramment calculée par $\frac{(F_0 \times V_0)}{4}$

1RM : une répétition maximale (charge maximale qu'on ne peut porter qu'une seule fois)

RMS : moyenne quadratique (*Root Mean Square* en anglais)

STH : soulevé de terre haut

V₀ : vitesse théorique maximale (vitesse maximale atteinte sans résistance)

Table des matières

Table des matières

I.	Introduction générale.....	1
II.	Cadre théorique.....	5
	La relation force-vitesse lors d'un effort maximal	6
1.	Relation force-vitesse sur le muscle isolé	6
2.	Relation force-vitesse au cours des mouvements humains	9
3.	Évaluation du profil force-vitesse	16
4.	Synthèse de la partie.....	24
	La coordination musculaire lors d'un mouvement	25
1.	Deux types d'électromyographie : intramusculaire et de surface	25
2.	Considérations méthodologiques	26
3.	Analyse de la coordination musculaire avec l'EMG.....	33
4.	Synthèse de la partie.....	36
	La fatigue neuromusculaire	38
1.	La fatigue neuromusculaire	38
2.	Les effets de la fatigue sur la relation force-vitesse	39
3.	Synthèse de la partie.....	46
	Synthèse, problématique et objectifs	47
1.	Résumé de la revue de littérature	47
2.	Problématique et Objectif de travail.....	48
III.	Etudes expérimentales	49
	Etude 1 Reproductibilité de la relation force-vitesse lors du mouvement de soulevé de terre haut (STH)	50
	Etude 2 : Comparaison des méthodes de détermination du profil force-vitesse lors du mouvement de soulevé de terre haut (STH).....	64
	Abstract.....	68
	Introduction	69
	Methods and Material.....	70
	Results	74
	Discussion.....	79
	Conclusion	83

Table des matières

Etude 3 : L'influence de la fatigue neuromusculaire induite par d'un mouvement maximal répété du corps entier à deux charges différentes sur la relation force-vitesse d'un mouvement complexe	84
Abstract.....	88
Introduction	89
Methods	91
Results	95
Discussion and Implications.....	101
Limitations.....	104
Practical applications.....	105
Conclusion.....	105
IV. Discussion générale et perspectives	107
Discussion générale	108
1. Reproductibilité des mesures et paramètres mécaniques	108
2. La Relation force-vitesse.....	109
3. Activité musculaire et impact de la fatigue.....	111
Conclusion et perspectives	113
Bibliographie	115

I. Introduction générale

La puissance musculaire dont la notion de puissance est considérée comme le produit de la force et de la vitesse représente la capacité à produire le plus grand travail possible en un minimum de temps. Elle est souvent considérée comme un facteur déterminant de la performance dans de nombreux sports, notamment pour l'exécution de gestes décisifs et/ou spectaculaires tels qu'un *dunk* en basket-ball (Samozino *et al.*, 2012), un sprint en cyclisme (Dorel, 2018), une frappe puissante en football ou en boxe (Aagaard *et al.*, 1996; Luboslav *et al.*, 2016) ou bien encore dans les épreuves de lancers (Bourdin *et al.*, 2010). Dans la pratique, faire un geste d'intensité maximale consiste à exercer une force maximale visant à accélérer le plus possible une masse (*e.g.* la charge externe et la partie du corps mobilisée lors du mouvement). Résultante de la force, l'accélération est accumulée en fonction du temps permettant ainsi l'augmentation de la vitesse. Il est à noter que l'augmentation de la vitesse a un contre-effet sur la force maximale produite. Autrement dit, plus le muscle se contracte rapidement, moins il est capable de produire une force importante et inversement, ce qui est caractérisée par la relation force-vitesse. Cette relation, lors d'un effort maximal, représente ainsi la capacité d'un individu à exprimer sa puissance contre différentes charges.

Cette relation inverse entre les paramètres de force et de vitesse est décrite par les scientifiques au niveau de la fibre musculaire isolée depuis les années 1920 (Hill, 1922). Avec ce type de relation, évaluer le profil force-vitesse d'un individu puis chercher à équilibrer les deux paramètres est devenu le moyen le plus efficace d'améliorer la performance en puissance (Cross *et al.*, 2018). Dans le domaine sportif, des études ont été menées afin d'optimiser l'entraînement de la performance en puissance musculaire depuis le début des années 1980 (Komi *et al.*, 1982; Viitasalo, 1985).

Dans la pratique, la détermination du profil force-vitesse s'oriente vers les principaux groupes musculaires contribuant au mouvement. En effet, jusqu'à présent, de nombreuses études ont été réalisées lors de mouvements de pédalage (Sargeant *et al.*, 1981; Vandewalle *et al.* 1987), squat (Bosco *et al.*, 1995; Rahmani *et al.*, 2001) et développé couché (Rambaud *et al.*, 2008; Rahmani *et al.*, 2009). Toutefois, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée au profil force-vitesse lors de mouvements plus complexes incluant l'ensemble de la chaîne segmentaire (membres inférieurs, tronc et membres supérieurs). Dans ce contexte, le soulevé de terre haut (STH), un mouvement combinant le soulevé de terre (*deadlift*) et un tirage vers le haut jusqu'au niveau de l'épaule, est un mouvement particulièrement intéressant car il permet d'analyser un mouvement se rapprochant d'activités de la vie quotidienne (combinaison par exemple d'un soulevé d'une caisse pour la déposer en hauteur) et d'une majorité de

disciplines sportives (*e.g.*, aviron). Ce type de mouvements est notamment utilisé dans l’entraînement des athlètes dans le but de maximiser leur puissance (Zemková *et al.*, 2016). Il semble alors intéressant de décrire la relation force-vitesse pour ce mouvement afin de calibrer l’entraînement, notamment pour les mouvements du corps entier, qui sont jusqu’à présent encore peu étudiés.

Au sein des sports nécessitant de réaliser une performance à puissance maximale, certaines disciplines impliquent des efforts brefs avec un petit nombre de répétitions (*e.g.* lancer du poids, sprint) alors que d’autres ont une durée plus longue qui nécessitent de produire un effort sur un grand nombre de répétitions (*e.g.* aviron). Pour ces dernières, la performance est inévitablement influencée par le phénomène de fatigue. Il est donc important de prendre en compte l’évolution du profil force-vitesse afin d’optimiser la performance sur l’ensemble de la durée de la compétition. Les études sur les effets de la fatigue sur le profil force-vitesse ont principalement été menées sur la fibre musculaire ou le muscle isolé et stimulé (Jones, 2010). A notre connaissance, très peu d’études se sont intéressées à effets de la fatigue sur la relation force-vitesse lors du mouvement volontaire. Une de ces rares études a été sur un mouvement mono-articulaire (Penasso et Thaller, 2018). Ce travail, basé sur le modèle de Hill, a montré une augmentation de la courbure de la relation force-vitesse hyperbolique et une diminution plus marquée en force qu’en vitesse au cours des répétitions fatigantes. Cependant, il reste à déterminer si les effets de la fatigue sur le profil force-vitesse seront similaires lors d’un mouvement complexe, *i.e.* pluri-articulaire, tel que le STH, par rapport à un mouvement mono-articulaire.

L’objectif de ce travail de thèse était *i)* de caractériser la relation force-vitesse lors d’un mouvement pluri-articulaire complexe impliquant l’ensemble du corps humain, le soulevé de terre haut, *ii)* de déterminer quelle était la méthode la plus simple et efficace pour décrire cette relation et *iii)* d’analyser l’impact d’un protocole de fatigue sur la relation force-vitesse.

Le manuscrit de thèse présenté ici est une thèse d’articles organisée en trois parties. La première partie présente le cadre théorique de cette thèse, faisant l’état de la littérature sur les concepts clés de ce travail, *i.e.* la relation force-vitesse, la coordination intermusculaire et la fatigue neuromusculaire. La partie expérimentale, cœur de ce travail de thèse, présente les trois études menées dans ce programme de recherche. La première étude visait à tester la relation force-vitesse ainsi que sa reproductibilité au cours du soulevé de terre haut. La seconde étude visait à comparer les résultats décrits à partir des relations force-vitesse selon deux méthodes d’analyse différentes : la force produite par l’ensemble du système en mouvement (*i.e.* corps

plus charge soulevée) a été mesurée à l'aide d'une plateforme de force, et la force produite sur la charge en mouvement dont l'accélération a été mesurée à l'aide du système de capture optique. La comparaison des résultats obtenus par ces deux systèmes nous a permis de choisir la méthode la plus simple et fiable pour évaluer l'impact de la fatigue neuromusculaire sur la relation force-vitesse au cours du mouvement. Enfin, la troisième étude visait à caractériser l'impact de la fatigue sur la relation force-vitesse lors du soulevé de terre haut. La dernière partie de ce document s'attache à proposer une discussion autour des différentes études, une conclusion et des perspectives de développement de ce travail.

II. Cadre théorique

La capacité à produire une force maximale dépend de la vitesse à laquelle cette force est générée. Dans le cas des efforts explosifs, la relation force-vitesse (F-v), qui traduit les capacités musculaires d'un individu, permet de comprendre les limites mécaniques contrignant la production de la force. Gülch (1994) compare la mécanique musculaire au fonctionnement d'un moteur, et plus particulièrement aux capacités couple-vitesse de rotation du moteur. Ainsi, le moteur d'un tracteur lui permet de tracter des charges plus importantes que celui d'une voiture classique. Par contre, sa vitesse maximale est beaucoup plus faible. Chez l'Homme, la relation F-v traduit alors les capacités physiques produites par un muscle ou un groupe musculaire. Ainsi, plus la vitesse de contraction musculaire est importante, plus la force produite est faible. L'objet de cette partie est de présenter la relation force-vitesse en partant de la fibre musculaire pour aller vers le mouvement d'extension.

La relation force-vitesse lors d'un effort maximal

1. Relation force-vitesse sur le muscle isolé

Une contraction musculaire volontaire est initiée par le système nerveux central, plus précisément au niveau du cortex moteur, en envoyant un signal électrique via le réseau de neurones du système nerveux périphérique, pour déclencher *in fine* les interactions au niveau des protéines contractiles (Wilmore et Costill, 2002). Les mouvements humains sont le résultat de la contraction musculaire d'un ou de plusieurs groupes musculaires (McMahon, 1984). La coordination de plusieurs unités motrices, muscles ou groupes musculaires est ainsi nécessaire pour contrôler le mouvement (Kleissen *et al.*, 1998). La contraction musculaire à l'échelle macroscopique est la matérialisation des mouvements microscopiques réalisés au niveau des filaments où l'actine glisse le long de la myosine, selon la « théorie des filaments glissants » (*the cross bridge theory*) (Huxley *et al.*, 1954). L'attachement de l'actine à la myosine constitue le « pont d'union » (Huxley, 1958). La force générée au cours d'une contraction est alors proportionnelle au nombre de ponts d'union établis (Gordon *et al.*, 1966). Plus ce nombre est important, plus la force produite est importante.

La relation F-v est une représentation de la force maximale qu'un individu est capable de produire contre différentes charges en fonction de la vitesse de contraction musculaire atteinte pendant le mouvement. Cette relation a été abordée à partir d'études sur la propriété mécanique

des muscles, au milieu du XIX^{ème} siècle (Weber, 1846). Ces études ont rapporté que la force isométrique est proportionnelle à la longueur du muscle. Dans les années 1920, Archibald Vivian Hill, lauréat du prix Nobel de physiologie en 1922, s'est intéressé à la relation F-v lors d'une contraction musculaire. Il fut le premier à caractériser cette relation sur le muscle isolé de grenouille (Hill, 1922). Si Fenn et Marsh (1935) furent les premiers à établir une relation exponentielle entre la force et la vitesse, c'est la relation hyperbolique de Hill (1938) qui est la plus reconnue et utilisée (*Equation I*) :

$$(F + a)(v + b) = (F_0 + a)b = (V_0 + b)a \quad (\text{Equation I})$$

avec F la force maximale produite, v la vitesse de raccourcissement de la fibre musculaire, F_0 la force maximale produite en condition isométrique, a et b des constantes renvoyant aux dimensions d'une force et d'une vitesse, respectivement et déterminant les asymptotes de la courbe hyperbolique. Après avoir évalué la force isométrique F_0 , on peut en déduire la vitesse sans résistance $v_0 = \frac{bF_0}{a}$ (McMahon, 1984). Cette formule est illustrée par la *Figure 1*.

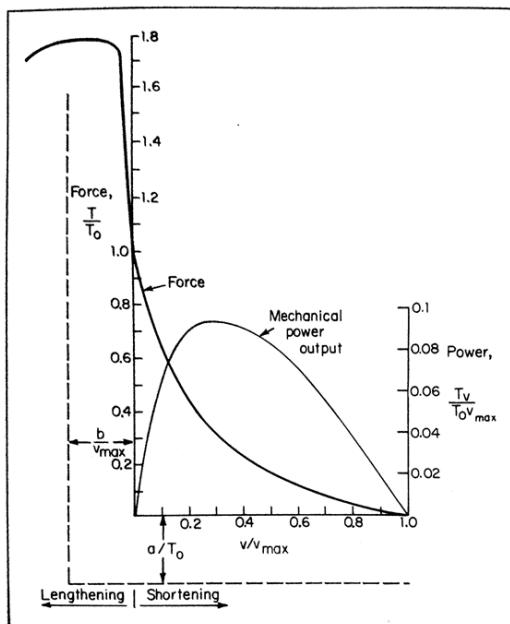


Figure 1 : Relation force-vitesse selon le modèle d'Hill (McMahon, 1984) avec T , la force (ou la tension) maximale produite ; v , la vitesse de raccourcissement de la fibre musculaire ; pour les coordonnées des courbes qui représentent respectivement la relation tension-vitesse et la relation puissance-vitesse, la force, la vitesse et la puissance sont respectivement normalisées par rapport à la force maximale à une contraction isométrique (T_0), par la vitesse de contraction sans résistance (v_{max}) et par le produit T_0 et v_{max} ; a , un constant de force et b , un constant de vitesse.

La relation inverse entre la force maximale développée et la vitesse de raccourcissement de la fibre musculaire peut s'expliquer en prenant en compte la résistance des matériaux et la libération d'énergie. Une partie de la force générée lorsque le muscle se raccourcit est dispersée pour vaincre les résistances visqueuses du muscle car le muscle est une matière non-newtonienne (Hill, 1922). Autrement dit, la force de résistance (cisaillement) n'est pas proportionnelle à la vitesse de déformation. En fait, les résistances augmentent avec la vitesse de raccourcissement (*Figure 2*). D'après Fenn (1924), la vitesse de contraction des fibres musculaires influence le rythme de la libération de l'énergie (*Figure 3*). Cette contrainte énergétique empêche le maintien de la force lorsque la vitesse de contraction augmente. Par conséquent, la puissance maximale est atteinte à une vitesse de raccourcissement intermédiaire, la vitesse optimale, correspondant à 20-40% de la vitesse maximale théorique (McMahon, 1984).

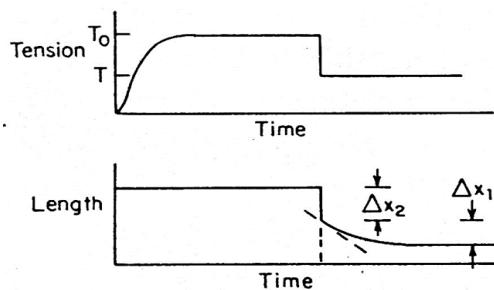


Figure 2 : Comparaison de l'évolution de la tension en fonction du temps (en haut) et la longueur en fonction du temps (en bas) selon la méthode Quick Release (McMahon, 1984)

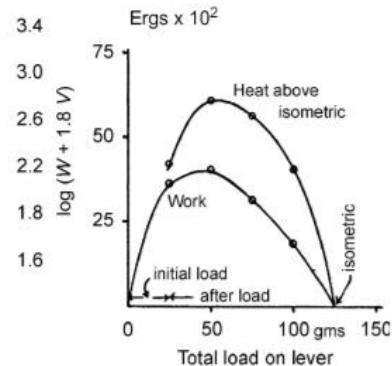


Figure 3 : Relation entre la vitesse de contraction (modulée par la charge externe imposée) et l'énergie libérée au sein du muscle (tirée de Fenn, 1924)

Cette relation F-v hyperbolique obtenue sur des fibres musculaires isolées ne correspond pas toujours à celles décrites de manière *in vivo*. En effet, les effets liés au(x) bras de levier, au(x) moment(s) d'inertie, au nombre de muscles ou groupes musculaires, à la gamme de vitesse sur laquelle les mesures sont effectuées induisent généralement une relation linéaire entre la force et la vitesse.

2. Relation force-vitesse au cours des mouvements humains

La relation F-v est un moyen d'évaluation des capacités des sportifs très largement plébiscitée dans le domaine sportif. Elle est étudiée au cours de mouvements volontaires mono- et pluri-articulaires.

1) Relation force-vitesse hyperbolique

Un mouvement mono-articulaire est réalisé grâce à la contraction d'un seul groupe musculaire et plusieurs études ont décrit la relation F-v à partir d'une relation hyperbolique lors de mouvement de flexion du coude (*Figure 4*) (Hill, 1922; Kaneko *et al.*, 1981) ou d'extension des genoux (Penasso et Thaller, 2018).

Parallèlement à ses travaux au niveau des filaments *in vitro*, Hill (1922) a également observé la relation entre le travail réalisé au cours d'une contraction musculaire et la charge externe imposée au cours d'un mouvement impliquant plusieurs muscles à l'effort maximal dans des conditions *in vivo*. Ainsi, au cours d'une flexion du coude (*Figure 4*), il a constaté que l'augmentation de la charge était corrélée à une augmentation du travail réalisé (*Figure 5*) et à une diminution de la vitesse. Le travail étant, à l'angle près, le produit du travail par le déplacement de la charge, il était facile de déduire que la force avait augmenté. Cette expérimentation constitue une étude empirique de la relation F-v lors d'un mouvement global.

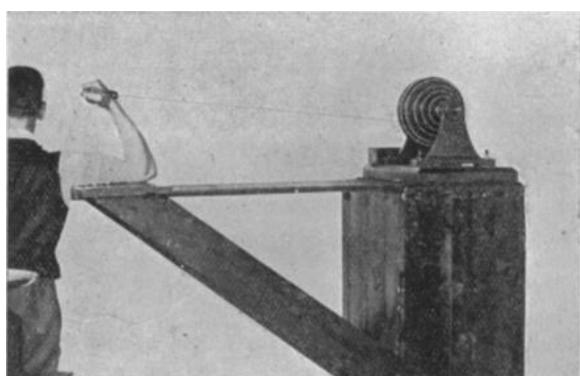


Figure 4 : Un ergomètre permettant de moduler la charge et calculer le travail effectué mis en place et utilisé par Hill en 1922 (Hill, 1922)

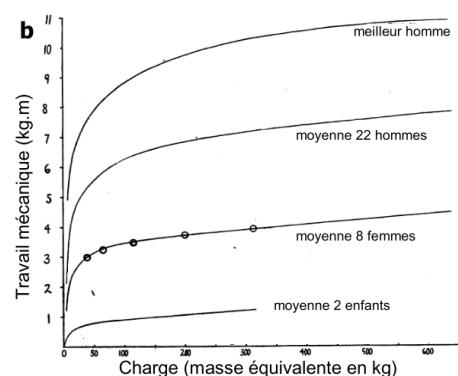
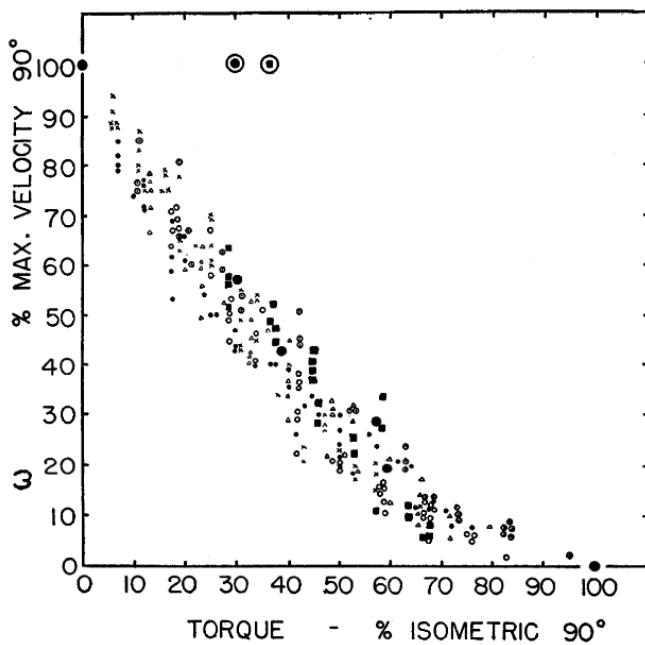


Figure 5 : Relation entre le travail mécanique réalisé par les fléchisseurs du coude contre l'inertie d'un volant (Hill, 1922)

A la fin des années 1940, Dern *et al.* (1947) ont évalué la relation F-v au cours du mouvement de flexion du coude. Dans cette étude, les auteurs ont précisé qu'il n'y avait aucune preuve que la relation hyperbolique entre la force et la vitesse ne soit pas applicable sur les mouvements globaux. Cependant, si on regarde de plus près les figures présentées dans cet article, on peut voir que les deux paramètres pourraient très bien être reliés par une relation linéaire (*Figure 6*). Néanmoins, la relation hyperbolique de la relation F-v au cours d'un mouvement global a été adoptée lors d'études ultérieures portant, par exemple, sur l'effet de l'entraînement (Kaneko *et al.*, 1981) ou l'effet de la fatigue (Penasso et Thaller, 2018).



*Figure 6 : Relation entre le couple de force et de la vitesse angulaire sur les muscles fléchisseurs de l'avant-bras. Les abscisses et les ordonnées représentent respectivement le pourcentage du couple de force isométrique et de la vitesse atteinte normalisés par les valeurs mesurées à l'angle articulaire de 90°. Chaque forme de marque représente les données du test d'un sujet individuel (Dern *et al.*, 1947)*

2) Relation force-vitesse linéaire

Lors des mouvements mono-articulaires

Au début des années 1980, les travaux portant sur la relation F-v ont connu un essor lorsque plusieurs auteurs ont montré leur intérêt dans l'amélioration de la performance lors des mouvements humains (Sargeant *et al.*, 1981; Komi *et al.*, 1982). De nombreuses études ont

ainsi rapporté que la relation F-v au cours d'un mouvement humain pouvait être décrite de manière précise et fiable par une relation linéaire (*Figure 7*) lors de mouvements mono-articulaires tels que la flexion/extension du coude (Uchiyama et Akazawa, 1999) ou du genou (Yamauchi et Ishii, 2007; Dorel *et al.*, 2009; Yamauchi *et al.*, 2009; Samozino *et al.*, 2012; Guilhem *et al.*, 2014), une relation polynomiale n'améliorant pas la qualité d'ajustement de la relation (Samoziño, 2009).

La modélisation linéaire de la relation permet d'extrapoler les capacités maximales théoriques de l'individu : la vitesse maximale de contraction (V_0), la force maximale isométrique (F_0), la puissance maximale (P_{\max}) et la vitesse optimale correspondante (V_{opt}) (*Figure 7*). Ces profils F-v peuvent être décrits aussi bien dans des conditions isocinétiques (Perrine et Edgerton, 1978; Wickiewicz *et al.*, 1984; Taylor *et al.*, 1991) qu'iso-inertielles (Rahmani *et al.*, 1999; Yamauchi et Ishii, 2007; Yamauchi *et al.*, 2009). Quelle que soit la méthode considérée, le participant doit réaliser un effort maximal avec pour consigne de produire la plus grande force possible contre chacune des résistances.

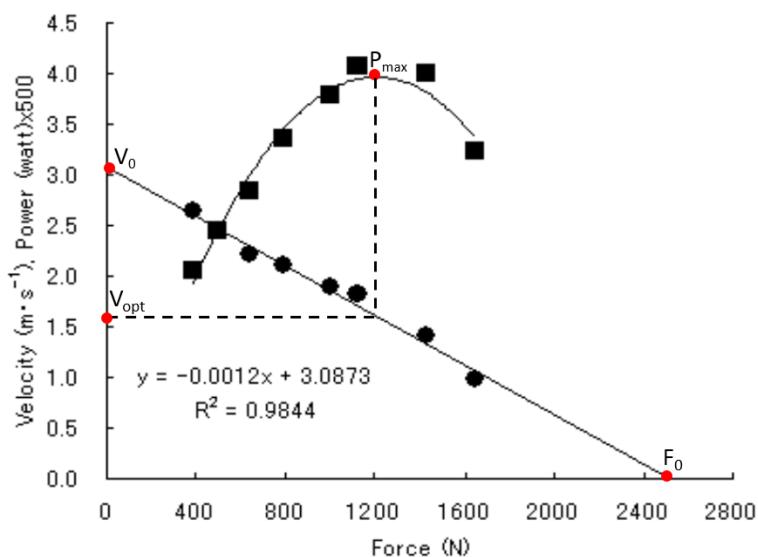


Figure 7: Relation force-vitesse et force-puissance lors de l'extension du genou (Yamauchi et Ishii, 2007).

Lors des mouvements pluri-articulaires

Lors de mouvements pluri-articulaires, la relation F-v reste toujours linéaire, *e.g.* en pédalage (*Figure 8-A*) (Sargeant *et al.*, 1981; Vandewalle *et al.*, 1987; Dorel *et al.*, 2005, 2009; Debraux *et al.*, 2013; Dorel, 2018), en squat (*Figure 8-B*) (Bosco *et al.*, 1995; Rahmani *et al.*, 2001;

Giroux *et al.*, 2014) et en développé couché (*Figure 8-C*) (Rambaud *et al.*, 2008; Bourdin *et al.*, 2010; Sánchez-Medina *et al.*, 2013; García-ramos *et al.*, 2017; Rahmani *et al.*, 2018).

Bobbert (2012) a expliqué, à partir d'un modèle musculosquelettique du membre inférieur, pourquoi la relation F-v devait être considérée comme linéaire, contrairement à celle exprimée pour une fibre isolée. En modélisant de manière simplifiée la somme des forces produites par les muscles et en mesurant les force et vitesse produites contre la charge externe, cette étude a différencié la force de contraction musculaire et la force exercée sur la charge. La plupart des forces développées par les muscles sont amorties par le système multi-segmentaire, *i.e.* les jambes, les cuisses et le tronc. Au cours d'un exercice sollicitant les membres inférieurs comme la presse, le pic de la force globale exprimée contre la charge représente seulement 15% de la somme des forces développées par tous les muscles. Cela explique pourquoi la relation hyperbolique entre la force volontaire maximale et la vitesse de contraction sur la fibre isolée est peu applicable aux mouvements globaux, notamment aux mouvements pluri-articulaires. Bobbert en a conclu qu'il n'est pas utile de faire appel aux mécanismes neuronaux pour expliquer la différence entre les deux relations puisque celle-ci est principalement due à des facteurs purement mécaniques liés à la dynamique des segments corporels. Par exemple, la vitesse linéaire de la charge est bien supérieure et n'est pas proportionnelle à la vitesse des éléments contractiles. Mécaniquement, lors d'un mouvement de presse, la puissance externe atteignait son niveau maximal à 50% de résistance théorique maximale et celle des muscles atteignait son maximum à environ 15% de la résistance théorique maximale.

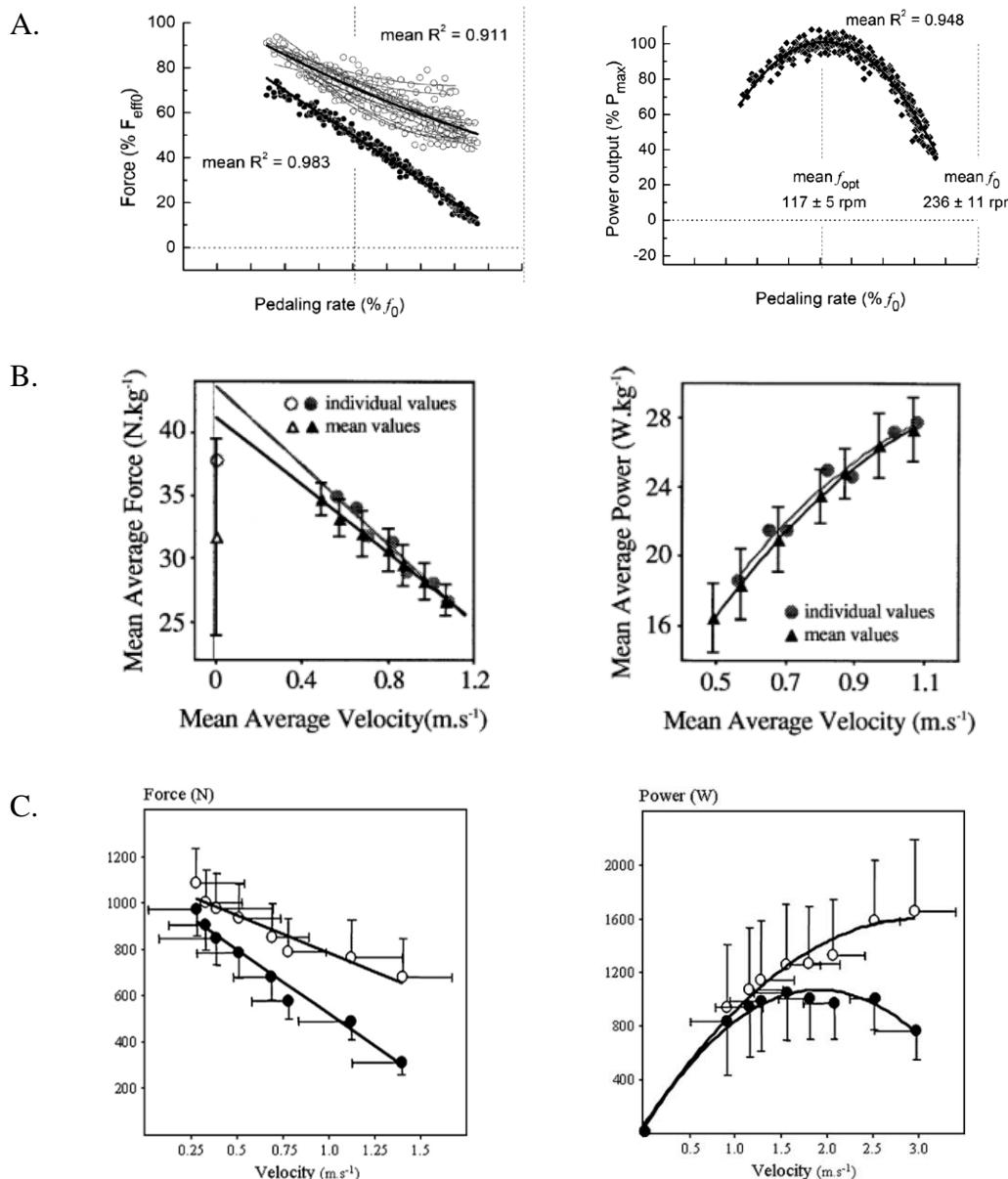


Figure 8 : Relation force-vitesse (à gauche) et puissance-vitesse (à droite) lors des mouvements pluri-articulaires.

A. cyclisme (Dorel et al., 2009), B. squat (Rahmani et al., 2001), C. développé couché (Rambaud et al., 2008)

3) Discussion autour des valeurs extrapolées à partir des relations F-v

En plus des actions musculaires générées, la configuration anatomique (*i.e.* les bras de levier, la contrainte spatiale) détermine la forme finale du mouvement réalisé. D'autres facteurs tels que la coordination entre les différents groupes musculaires, le temps nécessaire pour la montée de force, *etc.* (Samozino, 2009) interviennent également dans l'effort exercé. Comme expliqué

dans la dernière sous-section, la force globale développée et la force musculaire sont bien différentes. C'est pourquoi les paramètres extrapolés (F_0 et V_0) des relations F-v (*Figure 7*) doivent être utilisés avec précaution. En effet, chaque articulation possède son propre « angle optimal », *i.e.* angle où les muscles produisent la plus grande force. Par exemple, l'angle optimal lors d'une flexion de genou est d'environ 70° (180° correspondant au genou tendu) (Fraysse, 2009), alors qu'il est d'environ 20° pour la flexion du coude (0° correspondant au coude tendu) (Li *et al.*, 2007). Lors d'un mouvement isométrique, la contraction ne peut être réalisée qu'à un angle fixe sans réellement savoir si celui-ci est optimal. On tente généralement de se rapprocher de l'angle de l'activité sportive pratiquée. Or, dans le cas d'une évaluation permettant d'établir le profil F-v d'un individu, F_0 correspond à une contraction isométrique réalisée dans la position de départ du mouvement étudié. Rahmani *et al.* (2001) ont ainsi constaté que la force isométrique mesurée en position de demi-squat était environ 22% inférieure à la F_0 (*Figure 9*). L'angle articulaire, la modalité de contraction des différents groupes musculaires, la coordination entre les différents muscles sont des facteurs pouvant potentiellement influencer les résultats des tests.

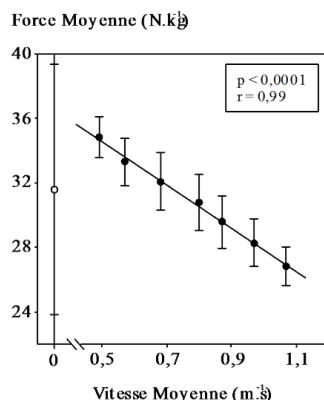


Figure 9 : Relation force-vitesse au cours d'une série de squats chargés (60 à 180 kg) pour un groupe de 15 sujets. Le cercle vide représente la force isométrique mesurée avec un angle des genoux à 90° (Rahmani, 2001).

De plus, il est difficile d'évaluer la capacité à atteindre une vitesse maximale dans des conditions écologiques. Bien que les valeurs de V_0 extrapolées à partir des relations F-v n'aient pas une réelle signification physiologique, elles ont l'avantage de permettre d'analyser la pente de la relation et de comparer les individus entre deux sessions de mesure, dans le cas d'un protocole de fatigue par exemple.

1) Valeurs pics et valeurs moyennes

L'évaluation des capacités de production de force d'un individu peut être réalisée à partir des valeurs moyennes et/ou des valeurs pics lors de la contraction maximale. Les valeurs pics de force, vitesse et puissance correspondent aux capacités d'un individu à un instant t donné et dépendent de plusieurs facteurs : configuration anatomique, niveau et modalité d'activation, co-activation des muscles antagonistes, boucles réflexes inhibitrices, *etc.* (Samozino, 2009). Les valeurs moyennes sont représentatives de la production de force, vitesse et puissance tout au long du mouvement ou sur un intervalle de temps pendant lequel l'individu produit réellement un effort. De plus, la quantité d'énergie produite est partiellement modulée par le feedback musculaire (Fenn, 1924).

D'autre part, même dans le cas d'un mouvement multi-segmentaire comme le *squat jump*, la reproductibilité des mesures estimées à partir des valeurs moyennes est élevée. En effet, lors de la comparaison de quatre systèmes de mesures, une plateforme de force (Kistler[®]), un capteur linéaire (GymAware[®]), un détecteur optique du contact pieds-sol (Optojump[®]) et accéléromètre (Myotest[®]), Giroux *et al.* (2014) ont rapporté des valeurs de coefficients intra-classes (ICC) très élevées et des coefficients de variabilité (CV) inférieurs à 10% (valeur limite) pour les forces (ICC=0,96~0,99, CV=2,7~8,6%,), vitesses (ICC=0,84~0,97, CV=6,5~10,2%) et puissances (ICC=0,89~0,97, CV=8,6~12,8%,) moyennes. Rahmani *et al.* (2017) ont également rapporté une reproductibilité similaire lors du développé-couché (force : ICC>0,9 - CV<7% ; vitesse : ICC>0,8 - CV<10%). Cependant, pour les mouvements encore plus complexes qui impliquent l'ensemble de la chaîne segmentaire, *e.g.* le soulevé de terre haut, ni la linéarité de la relation F-v, ni la reproductibilité de la performance n'ont été étudiées.

2) Intérêts de la relation force-vitesse

Il y a plusieurs intérêts à étudier la relation F-v. L'évaluation du profil F-v des athlètes peut servir à définir une référence aux qualités que requiert une discipline (Sale, 1991). Visant un profil optimal par rapport à une certaine discipline, l'évaluation de la relation F-v peut aider les sportifs à calibrer leurs sessions d'entraînement (Giroux *et al.*, 2014). Avec un suivi continu à différentes périodes de son évolution, l'évaluation du profil F-v permet de contrôler le progrès de l'athlète (Sale et MacDougall, 1981).

Dans la pratique, les mouvements sportifs concernent souvent plusieurs segments du corps, voire l'ensemble de la chaîne segmentaire de l'individu. Le système de mesure élaboré par Bosco *et al.* (1995), l'Ergopower ®, considérait que le mouvement du centre de masse du système « corps et charge » était identique à celui de la charge. Cela permettait d'évaluer les paramètres force et vitesse au cours d'exercices pluri-articulaires en ne mesurant que le mouvement de la charge. La validité de cette méthode, soit la similarité entre les mouvements du corps et de la charge, est confirmée par les études de Rahmani *et al.* (2000 en squat, 2009 en développé-couché).

Cependant, pour les mouvements encore plus complexes, *e.g.* le soulevé de terre (*deadlift*), l'épaulé (*power clean*), il est nécessaire de dissocier les mouvements de la charge et du corps qui sont clairement différents (Cormie *et al.*, 2007; McBride *et al.*, 2011; Blatnik *et al.*, 2014). Par exemple, les pieds restent quasiment immobiles, les jambes font une simple rotation autour des chevilles, mais la charge s'élève considérablement. Avec une plateforme de force et un système de capture du mouvement (ou un codeur optique), les mouvements du système complet (corps et charge) et de la charge seule peuvent être respectivement enregistrés. Les paramètres de force, vitesse et puissance peuvent ensuite être calculés.

La puissance maximale est le paramètre sur lequel les études s'intéressent à des mouvements réalisés contre des charges ou contre la masse corporelle se sont focalisées. A notre connaissance, la relation F-v portant sur des mouvements complexes comme le soulevé de terre haut n'a pas encore été étudiée. Pour que l'intérêt de la recherche sur la relation F-v soit transférable à l'entraînement ou à la compétition des exercices du mouvement complexe, il est plus prudent de vérifier si cette relation F-v reste toujours linéaire au cours des mouvements ciblés, *e.g.* le soulevé de terre suivi par un tirage vers le haut, qui ressemble au mouvement réalisé en aviron et a été utilisé pour tester la puissance de jeunes adultes (Zemková *et al.*, 2016).

3. Évaluation du profil force-vitesse

1) Les méthodologies de mesure

Quel que soit l'outil de mesure utilisé, la description du profil F-v est généralement réalisée à partir de l'application de la seconde loi de Newton qui lie la force et l'accélération (*Equation 2*) :

$$a = \frac{\sum F}{m} \quad (\text{Equation 2})$$

avec a , l'accélération, $\sum F$, la somme des forces extérieures agissant sur le système, m , la masse du système en mouvement. Ainsi, si on mesure la force produite, l'intégration du signal de force en fonction du temps permettra de déterminer la vitesse (v) atteinte pendant le mouvement (*Equation 3*) :

$$v(t) = \int_{t_0}^t \frac{F(x)}{m} \cdot dx + v(t_0) \quad (\text{Equation 3})$$

avec t_0 , l'instant du début du mouvement ; $v(t_0)$, la vitesse initiale du mouvement. Généralement, ces conditions initiales sont nulles puisque l'individu est à l'arrêt au départ du mouvement. Si les mesures sont réalisées avec un capteur cinématique, la force produite sera calculée en dérivant le signal de déplacement (h) une première fois pour avoir la vitesse, puis une seconde fois pour avoir l'accélération produite (*Equation 4*) :

$$F(t) = m \frac{d^2 h(t)}{dt^2} \quad (\text{Equation 4})$$

Lors d'un mouvement maximal, il s'avère important de prendre en compte toutes les inerties intervenant au cours du mouvement (Rahmani *et al.*, 1999; Rambaud *et al.*, 2008). En effet, selon la méthode utilisée, on peut s'intéresser au système global en mouvement en prenant en compte le corps ou la partie du corps en mouvement et la charge mobilisée ou seulement la charge en mouvement. Dans le premier cas, on prend en compte le centre de masse global en mouvement, alors que dans le second cas concerne des méthodologies de terrain permettant de simplifier l'évaluation, aussi faut-il vérifier que l'erreur découlant de cette méthode soit acceptable d'un point de vue de l'entraînement. Le choix de la méthodologie la plus appropriée dépendra du mouvement analysé, mais également des méthodes de mesure utilisées.

2) Les outils de mesure

2-1) Les plateformes de force

Pour évaluer la force développée par un individu, l'outil considéré comme le « gold standard » est la plate-forme de force (PFF) qui mesure à chaque instant la force appliquée au sol dans les trois dimensions. Un système complet de PFF comprend une plate-forme de force, un amplificateur, des câbles d'interconnexion et un ordinateur avec le logiciel pilote de la PFF pour l'acquisition, l'enregistrement et les traitements primitifs des données (*Figure 10*). La force directement mesurée par la plate-forme de force permet de quantifier l'accélération, puis la vitesse du centre de masse du système en mouvement (Cavagna, 1975; Rahmani *et al.* 2000; Crewther *et al.*, 2011; Giroux *et al.*, 2014).

Schematic Diagram of A Force-Plate Actimeter

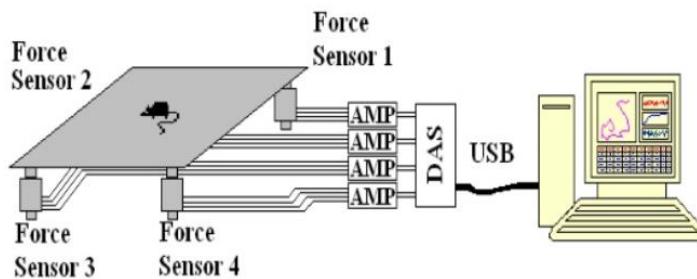


Figure 10 : Schéma de fonctionnement d'une plate-forme de force (Actimeter[®], Grande Bretagne) (<https://www.basinc.com/>)

Le principal avantage des plateformes de force est d'avoir un accès direct à la mesure de la force, ce qui permet de limiter l'influence des bruits présents en haute fréquence (Pezzack, Norman et Winter, 1977). Les plateformes de force sont généralement équipées d'un *trigger* permettant la synchronisation des signaux avec d'autres systèmes d'acquisition (*e.g.* électromyographie, capture optique, *etc.*). Toutefois, le coût d'un tel appareillage reste élevé et plutôt dédié aux mesures en laboratoire (sol dur, absence de vibration, *etc.*)

2-2) L'accéléromètre

L'accéléromètre est une solution aux inconvénients de l'utilisation de plateforme de force. Comme son nom l'indique, il permet d'enregistrer l'accélération produite à chaque instant. Il est souvent attaché au système en mouvement (barre de musculation, région lombaire de

l'individu grâce à l'utilisation d'une ceinture). Même si certains accéléromètres offrent la possibilité d'avoir un accès direct aux paramètres mécaniques produits pendant le mouvement, les données brutes peuvent être transférées. Ainsi, l'intégration du signal d'accélération en fonction du temps permettra une estimation de la vitesse instantanée (*Figure 11*), alors que l'application de la seconde loi de Newton permettra le calcul de la force produite à chaque instant (Comstock *et al.*, 2011).



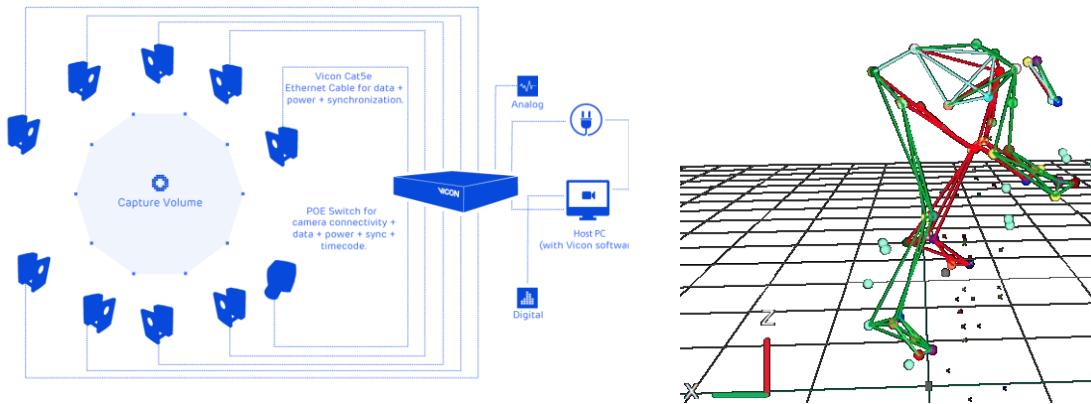
Figure 11. Schéma de fonctionnement d'un accéléromètre (Myotest®, Suisse) lors du développé-couché (<https://www.myotest.com/>)

L'accéléromètre est un appareil moins coûteux qu'une PFF, facile d'utilisation et qui trouve des applications directes sur le terrain. Pour avoir des valeurs fiables de force et de puissance, il faut bien spécifier la masse en mouvement : *e.g.* la masse corporelle lors d'un saut vertical (Casartelli et Maffiuletti, 2010), la masse soulevée lors d'un développé couché (Garcia-Ramos *et al.*, 2016) ou la masse soulevée plus la masse corporelle lors d'un squat sous barre (Comstock *et al.*, 2011). L'inconvénient le plus important de cet outil reste le fait de ne pas pouvoir le synchroniser avec d'autres systèmes d'acquisition.

2-3) Le système de capture optique des mouvements

Le système de capture optique des mouvements sert à enregistrer les trajectoires en trois dimensions des segments corporels considérés. Le sujet est équipé de marqueurs réfléchissant la lumière infrarouge émise et captée par les caméras. Les marqueurs sont positionnés sur des repères anatomiques précis, le milieu d'un segment ou du front, un processus osseux ou le creux d'un os (Wicke et Dumas, 2014). Le système de capture des mouvements a l'avantage de pouvoir enregistrer les trajectoires de plusieurs segments corporels lors d'un enregistrement, permettant ainsi d'estimer les vitesses linéaires et angulaires ainsi que les accélérations linéaires

et angulaires des segments corporels. Associé à une plateforme de force, le calcul des couples articulaires devient alors possible. Les caméras sont reliées les unes aux autres et un système de *trigger* permet de synchroniser les enregistrements avec d'autres systèmes d'enregistrement (*Figure 12*) (Pouliquen *et al.*, 2018). Ce système de mesure reste sophistiqué dans son utilisation, d'un coût élevé et exige des conditions d'utilisation dans des salles peu lumineuses.



*Figure 12 : a. Schéma de fonctionnement d'un système de capture des mouvements (Vicon®, Grande Bretagne) b. exemple de capture des mouvements lors du cyclisme (Pouliquen *et al.*, 2018)*

2-4) Les capteurs cinématiques

Les capteurs cinématiques permettent d'enregistrer les déplacements linéaires des masses soulevées. Il existe différents types de capteurs cinématiques : les codeurs optiques sont constitués de cellules infrarouges laissant passer la lumière, le passage d'un capteur interrompt la lumière sur un déplacement élémentaire, ce qui permet d'enregistrer la position du codeur à chaque instant (*Figure 13*) (Bosco *et al.*, 1995); les capteurs filaires, *e.g.*, Gymaware® (Giroux *et al.*, 2014), sont constitués d'un fil qui se déroule pendant le déplacement de la masse soulevée, le déplacement enregistré correspond à la longueur de déroulement du fil. Cette méthode peut être utilisée sur le terrain et les capteurs filaires peuvent être pilotés à partir de tablettes ou smartphones. Cependant, ces capteurs cinématiques doivent être placés à l'aplomb de la masse soulevée, et sont donc principalement utilisés sur une barre de musculation guidée. Ces capteurs peuvent être utilisés en laboratoire et sur le terrain et sont accessibles financièrement. Par contre, de la même manière qu'un accéléromètre, un capteur cinématique ne mesure que l'effort réalisé sur la charge, même si les logiciels fournis permettent généralement de récupérer les données brutes pour un traitement spécifique.

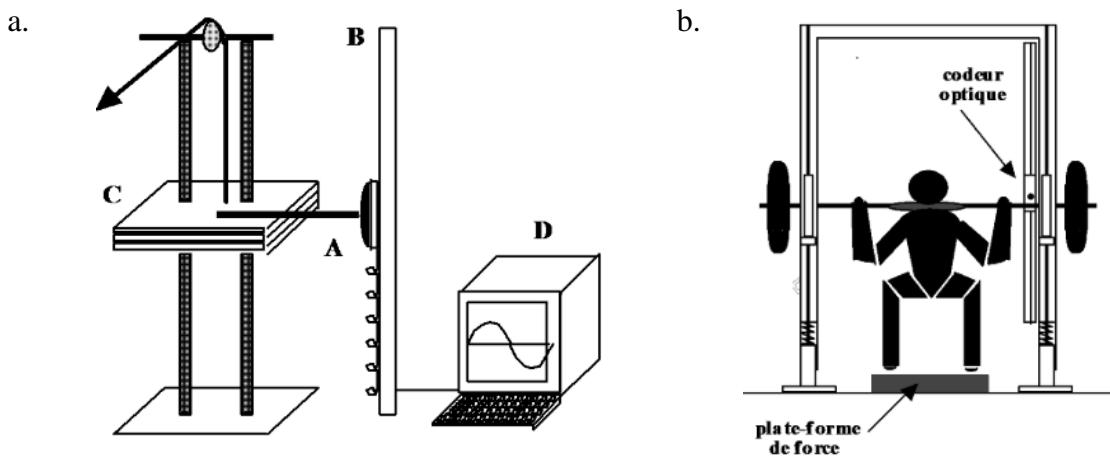


Figure 13 : a. Schéma de fonctionnement d'un codeur optique A. codeur optique, B. barre de guide du codeur contenant la régllette de fentes, C. charges soulevées, D. ordinateur, b. Exemple d'enregistrement du mouvement de la barre lors du squat (Rahmani et al., 1998)

2-5) L'Optojump®

L'Optojump® est un système de détection optique, composé d'une barre émettrice et d'une barre réceptrice (Lacouture *et al.*, 2014). Lorsque le sujet s'installe entre les deux barres, le faisceau optique est coupé. Quand il fait un saut, la lumière passe et le temps d'émission de la lumière est enregistré. Ce temps correspond au temps pendant lequel le sujet est resté en l'air, le temps de vol (T_V) (Figure 14).

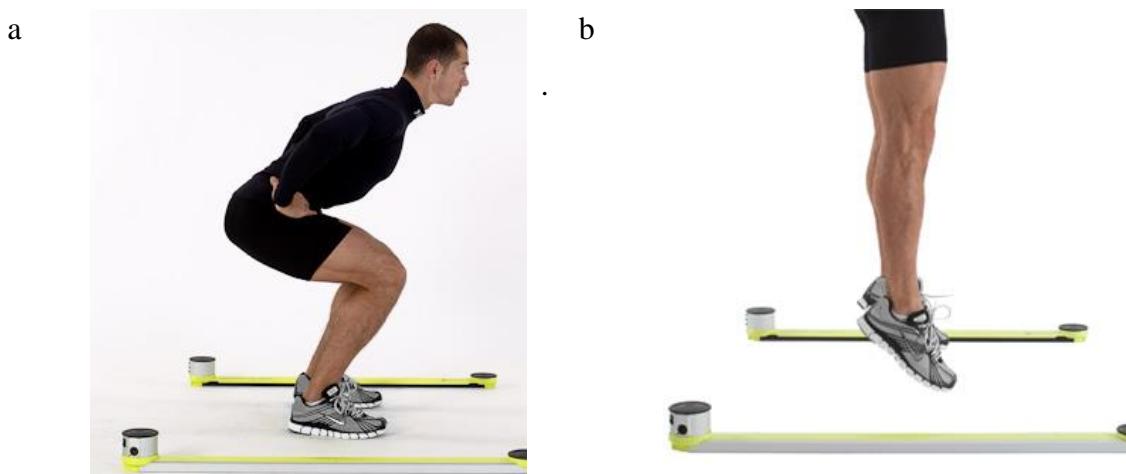


Figure 14 : a. l'Optojump disposé sur le sol avec un sujet situe au milieu, b. le chronométrage lors du temps de vol. (<http://www.optojump.com>)

A partir du temps de vol, la hauteur de saut h peut être calculée par la relation (*Equation 5*) :

$$\Delta h = \frac{g T_V^2}{8} \quad (\text{Equation 5})$$

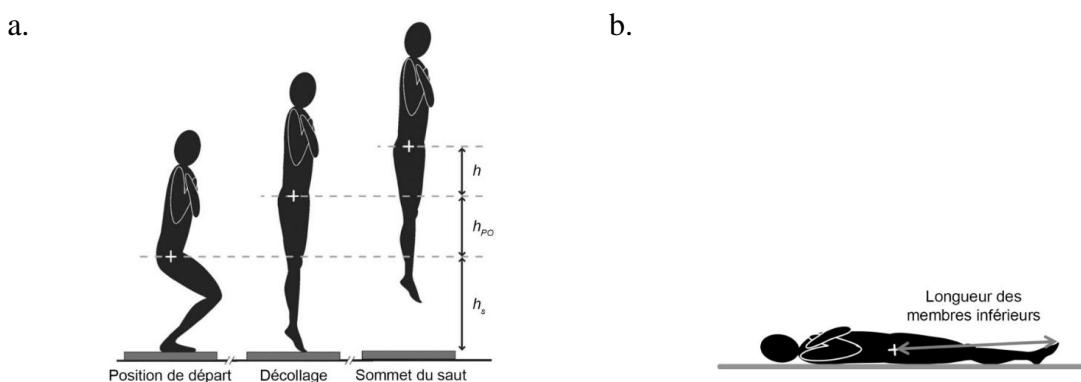
Samozino *et al.* (2008) ont développé une méthode permettant de calculer les paramètres de force, vitesse et puissance au cours du *squat jump* avec ou sans charge. Cette méthode s'appuie sur l'hypothèse que les forces moyennes en fonction du temps (\bar{F}_t) et en fonction du déplacement \bar{F}_l sont les mêmes (notée avec \bar{F}). A partir de la masse corporelle du sujet (m), la distance verticale de poussée (h_{PO}) et la hauteur de saut (h) (*Figure 15*), on peut calculer les valeurs moyennes de la force (*Equation 6*), de la vitesse (*Equation 7*) et de la puissance (*Equation 8*) :

$$\bar{F} = mg \left(\frac{h}{h_{PO}} + 1 \right) \quad (\text{Equation 6})$$

$$\bar{v} = \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (\text{Equation 7})$$

$$\bar{P} = mg \left(\frac{h}{h_{PO}} + 1 \right) \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (\text{Equation 8})$$

Dans ces équations, g est l'accélération gravitationnelle (9,81 m/s²) sur Terre)



*Figure 15 : Positions mesurées dans la méthode Samozino a. h_s , position du centre de masse de départ ; h_{PO} , position du centre de masse au décollage ; h , hauteur du saut. b. méthode pour mesurer h_{PO} . (Samozino *et al.*, 2008)*

Lors de squats avec des charges (*i.e.*, une barre sur les épaules ou un gilet lesté), les équations restent les mêmes. Seule la masse est modifiée en ajoutant la masse additionnelle à la masse corporelle. Si le tronc reste bien droit pendant le saut, la mesure des positions du centre de

masse de départ (h_s) et au décollage (h_{PO}) peut être considérée identique. Avec les différentes charges, on peut établir le profil F-v du sujet lors du saut vertical (Samozino *et al.*, 2008).

Il est à noter que des biais peuvent se produire en raison d'une flexion des membres inférieurs lors de la phase de descente, à cause des mouvements horizontaux et de la modification de la position du centre de masse entre la position fléchie et érigée. Enfin, l'*Optojump* peut évaluer la force et la vitesse moyenne d'un saut vertical avec la méthode Samozino (2008) mais dans des conditions bien standardisées, *i.e.* la posture et la position horizontale de l'atterrissement doivent être identiques à celles du décollage.

2-6) Le dynamomètre isocinétique

Le dynamomètre (ou ergomètre) isocinétique permet de réaliser des mouvements à une vitesse angulaire prédéfinie sur une certaine amplitude (Giroux, 2014). Au cours du test, le sujet doit exercer une force maximale en déplaçant un levier. Une fois la vitesse angulaire prédéfinie atteinte, un moteur asservi au levier permet d'adapter la vitesse pour que celle-ci reste constante pendant le mouvement (*Figure 16*). Les mesures aux différentes vitesses permettent d'établir un profil entre le moment de force produit et la vitesse angulaire de rotation (Perrine et Edgerton, 1978; Wickiewicz *et al.*, 1984; Taylor *et al.*, 1991). Le principal avantage des ergomètres isocinétiques est d'adapter la résistance à l'effort. Des mesures dans les trois types de contraction (isométrique, concentrique et excentrique) sont possibles. Les ergomètres isocinétiques sont très chers, et le mouvement isocinétique reste un mouvement non naturel.



Figure 16 : Ergomètre Con-Trex (<https://www.medimex.fr/>)

4. Synthèse de la partie

Dans cette partie, l'état de l'art sur la relation F-v a été présenté. Selon les expérimentations pionnières d'Hill (1938), il a été constaté que la force et la vitesse étaient négativement liées et leur relation était représentée sous une forme hyperbolique. Cependant, pour les mouvements pluri-articulaires, la relation F-v est toujours linéaire. Cette propriété facilite beaucoup la description du profil F-v des individus et l'application des résultats à la calibration de l'entraînement et à l'ajustement de la charge pour exprimer la meilleure puissance musculaire.

L'ensemble des outils présentés ci-avant permettent d'estimer les paramètres de force, vitesse et/ou puissance de manière fiable comme l'ont montré plusieurs études réalisées auparavant. Ce qui les distingue les uns des autres, c'est la manière avec laquelle le déplacement du centre de masse des segments corporels et/ou celui des charges soulevées est pris en compte. Lors de mouvements relativement simples, comme le squat et le développé-couché, il a déjà été rapporté que la méthode qui enregistre le mouvement global (*i.e.*, plateforme de force) et celle qui enregistre le mouvement de la charge (*i.e.*, accéléromètre ou capteur cinématique) sont équivalentes (Rahmani *et al.*, 2009; Giroux *et al.*, 2014). Cependant, pour les mouvements plus complexes, *e.g.* le soulevé de terre, l'équivalence ou la relation entre le résultat des méthodes différentes n'a jamais été étudiée. La deuxième étude de notre travail de thèse se propose de vérifier si les mesures de force et vitesse réalisées simultanément avec deux méthodologies différentes donnent des résultats similaires.

La coordination musculaire lors d'un mouvement

Lors d'exercices impliquant l'ensemble de la chaîne segmentaire corporelle, *e.g.* l'aviron, tous les muscles ne se contractent pas en même temps, ni à la même intensité. Il existe une coordination entre les différents muscles (Turpin *et al.*, 2011). Ainsi, pour les mouvements relativement complexes (en gardant à l'esprit que l'effort doit rester maximal), il est plus prudent de tester leur relation F-v que de considérer le modèle hyperbolique ou linéaire comme admis *a priori*.

La coordination musculaire peut être définie comme « la distribution de l'activité ou de la force entre les muscles pour produire une combinaison de moments articulaires » (Prilutsky, 2000). Au niveau intra-articulaire, la coordination entre les muscles agonistes et antagonistes sert à contrôler la réalisation du mouvement (Lan *et al.*, 2005). Au niveau inter-articulaire, la coordination entre les articulations permet de minimiser la fatigue (Prilutsky *et al.*, 1998) et de maximaliser la performance (Crowninshield *et Brand*, 1981).

Dans un seul et même système, il existe une infinité de possibilités pour produire un moment articulaire (Prilutsky, 2000). Par exemple, les muscles agonistes et antagonistes peuvent augmenter ou diminuer simultanément leur niveau de contraction alors que la somme de leur moment de force restera la même. Par conséquent, il est impossible de prédire précisément la force produite par chaque muscle individuellement et donc leur contribution individuelle à la réalisation du mouvement. Etant donné qu'il n'existe pas actuellement de méthodes qui permettent de mesurer directement la force produite par chacun des muscles, la coordination entre les muscles est communément analysée avec l'intensité d'activation musculaire à partir d'une évaluation électromyographique (Hughes *et al.*, 1994).

1. Deux types d'électromyographie : intramusculaire et de surface

L'analyse électromyographique peut être définie comme « l'étude fonctionnelle du muscle à travers le recueil et l'analyse du signal électrique généré par les muscles en contraction » (De Luca, 1997). L'EMG est communément utilisée pour les diagnostics cliniques des pathologies musculaires (Visser *et de Rijke*, 1974) et dans les études biomécaniques et/ou neurophysiologiques (Solnik *et al.*, 2010).

La source du signal électromyographique est l'activité électrique des muscles squelettiques (Naik, 2014), soit la variation du potentiel d'action qui est principalement liée à la dépolarisation de la membrane des cellules musculaires suite à la propagation des impulsions nerveuses pendant la contraction musculaire (Konrad, 2005). Après l'amplification électronique, cette variation du potentiel est enregistrée en tant que signal EMG. Selon la position et l'échantillon de l'acquisition du signal, il existe deux méthodes d'EMG, intramusculaire et de surface.

L'EMG intramusculaire consiste à capter l'activité électrique d'un muscle à l'aide d'une électrode aiguille (ou filaire) insérée dans le corps musculaire. Cette méthode invasive permet alors de discriminer l'activation de chaque unité motrice. Elle est souvent utilisée dans les applications physiologiques ou cliniques. Cependant, elle constitue une limite d'utilisation dans les recherches sportives car elle est difficilement applicable à l'analyse des mouvements. En effet, *i)* l'aiguille peut lacérer le muscle et causer une douleur, *ii)* l'opération expérimentale exige du personnel médical et, *iii)* l'enregistrement n'est pas représentatif de la totalité de l'activité des muscles volumineux au cours de l'exercice (Hug, 2011).

Dans le domaine sportif, on utilise généralement l'EMG de surface (EMGs) à partir de laquelle l'activité électrique musculaire est captée avec une ou plusieurs électrodes posées sur le muscle (Chowdhury *et al.*, 2013). Les fibres musculaires d'intérêt sont mises sous le champ de détection des électrodes, et ainsi les ondes provenant de l'activité électrique musculaire sont mesurées. Par rapport à l'EMG intramusculaire, l'EMGs est plus adaptée pour l'étude du mouvement sportif car elle n'est ni douloureuse, ni traumatisante.

2. Considérations méthodologiques

Bien que la relation entre l'activité électrique et la contraction musculaire ait été révélée à la fin du XVIII^{ème} siècle (Galvani, 1792), l'enregistrement du signal des activités électriques musculaires n'était pas possible jusqu'aux années 1920, l'époque à laquelle la technologie d'amplification électronique a été inventée par Lee De Forest (Kleissen *et al.*, 1998). Aujourd'hui, même avec un système EMG de haute précision et de haute fiabilité, la qualité de capture des ondes électriques peut encore être influencée par nombre de facteurs (*Tableau 1*) (Farina *et al.*, 2004), notamment par la conductibilité de la peau entre les fibres musculaires et l'électrode et la distance avec l'électrode. Par conséquent, l'épaisseur des tissus sous-cutanés

(en particulier le tissu adipeux) et/ou la propreté de la peau (*Figure 17*) (Konrad, 2005) peut affecter la qualité et donc la pertinence des signaux EMGs. Ainsi, une grande quantité de tissu adipeux et une peau non préparée (non rasée, non nettoyée) dégradent la qualité du signal.

Tableau 1 Facteurs influençant le signal EMGs, d'après Farina et al. (2004), tableau traduit par Boyas (2007)

Facteurs anatomiques

- Longueur du muscle (volume conducteur)
 - Epaisseur des couches de tissus sous cutanées
 - Non homogénéité des tissus
 - Distribution du pool d'unités motrices au sein du muscle
 - Taille du pool d'unité motrice
 - Distribution et nombre de fibres musculaires au sein du pool d'unités motrices
 - Longueur des fibres musculaires
 - Surface des plaques motrices et des régions tendineuses à l'intérieur des unités motrices
 - Surface des zones d'innervation et des régions tendineuses entre les unités motrices
 - Présence de plusieurs angles de pennation
-

Facteurs liés au système de détection

- Contact des électrodes avec la peau (impédance, bruit)
 - Filtre spatial pour la détection du signal
 - Distance inter-électrodes
 - Taille et forme des électrodes
 - Orientation des électrodes par rapport à celles des fibres
 - Position des électrodes sur le muscle
-

Facteurs géométriques

- Raccourcissement des fibres
 - Déplacement du muscle en regard des électrodes
-

Facteurs liés aux propriétés des membranes des fibres

- Vitesse de conduction moyenne des fibres
 - Distribution des vitesses de conduction des UMs
 - Distribution des vitesses de conduction des fibres au sein des UMs
 - Forme des potentiels d'action intracellulaires
-

Facteurs liés aux propriétés des UMs

- Nombre d'UMs recrutées
 - Distribution de la fréquence de décharge des UMs
 - Statistiques et coefficient de variation des fréquences de décharge
 - Synchronisation des UMs
-

L'onde des variations du potentiel d'action des fibres sous le même champ de détection des électrodes est superposée (*Figure 18*), ce qui constitue le signal finalement enregistré par cette voie d'acquisition. Dans le signal, la contribution de l'onde d'une fibre diminue en fonction de

la distance qui la sépare de l'électrode (Farina *et al.*, 2004). En effet, la position et l'orientation des électrodes peuvent affecter le signal EMGs obtenu. De ce fait, une méthodologie appropriée et rigoureuse a été proposée par l'association SENIAM (acronyme anglais de l'électromyographie de surface pour l'évaluation non-invasive des muscles), notamment pour la position et l'orientation des électrodes (Hermens *et al.*, 2000). De plus, la conductibilité électrique peut influencer l'acquisition du signal. Avant l'installation des électrodes, il est fortement recommandé de préparer la peau en rasant la pilosité et nettoyant la peau morte (Konrad, 2005).

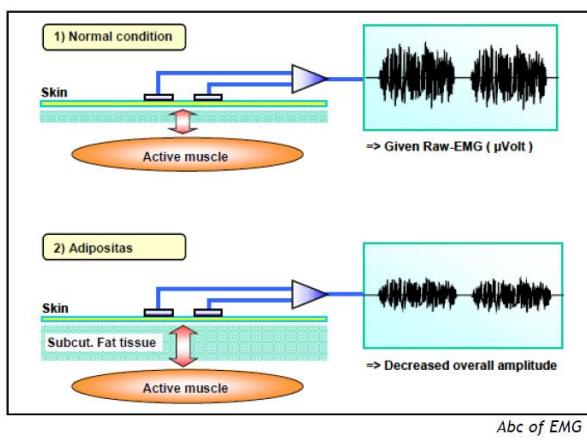


Figure 17 : Influence de la masse grasse sur la qualité du signal avec un sujet normo-pondéré et un sujet en surpoids ou obèse (Konrad, 2005)

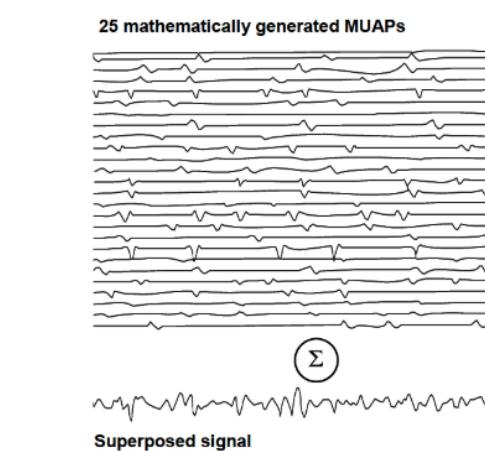


Figure 18 : Superposition des potentiels d'action (partie supérieure) résultant en un signal électromyographique (en bas) (Konrad, 2005)

1) Traitement des signaux EMG

1-1) Filtrage des données brutes

Une succession de procédures est nécessaire pour traiter les signaux acquis en vue de pouvoir les interpréter pertinemment. En premier lieu, une amplification du signal EMG doit être réalisée, celui-ci étant très faible et atténué par les tissus traversés. Cette amplification peut aller de 10 à 10 000 afin de maximiser le rapport signal/bruit (Soderberg *et Cook*, 1984). Pour limiter l'amplification du bruit de fond, une électrode, utilisée comme référence, doit être posée sur une partie non activée (souvent au-dessus d'une partie osseuse). Ainsi, seul le signal des électrodes de mesure est transmis au système pour la suite du traitement. Afin de limiter l'amplification du bruit de fond lors du calcul (Pezzack *et al.*, 1977), on peut également

appliquer un filtre passe-bande dont les fréquences de coupure sont généralement comprises entre 10-20 Hz et 300-500 Hz. La limite basse permet d'éliminer les bruits dus au balancement des câbles et aux mouvements liés à la contraction du muscle. La limite haute a pour rôle de supprimer les bruits liés aux variations de la conductivité cutanée (Criswell et Cram, 2011). Ainsi, le signal compris entre ces limites correspond à l'information myoélectrique, soit aux signaux de décharges physiologiques des muscles. Certains auteurs recommandent des fréquences de coupure du signal brut qui permettent de conserver plus de 95% de la puissance du signal (Kamen et Gabriel, 2010).

1-2) Rectification et glissement du signal

Afin d'analyser l'intensité réelle de l'activité électrique, le signal doit être redressé (*i.e.*, les valeurs négatives deviennent positives), puis lissé en moyennant la valeur des points avec celle de leurs voisins (*Figure 19*).

Les méthodes de lissage les plus communément utilisées sont la moyenne glissante des valeurs absolues (MAV) et la moyenne quadratique (*Root mean square* en anglais, RMS en abréviation) (Konrad, 2005). Leur formule est respectivement (*Equation 9*) :

$$MAV = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n |x_i|, RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (\text{Equation 9})$$

avec n le nombre de points d'acquisition dans une fenêtre de lissage, x_i l' $i^{\text{ème}}$ point d'acquisition dans la fenêtre de lissage (Ruiz-Olava, 2014).

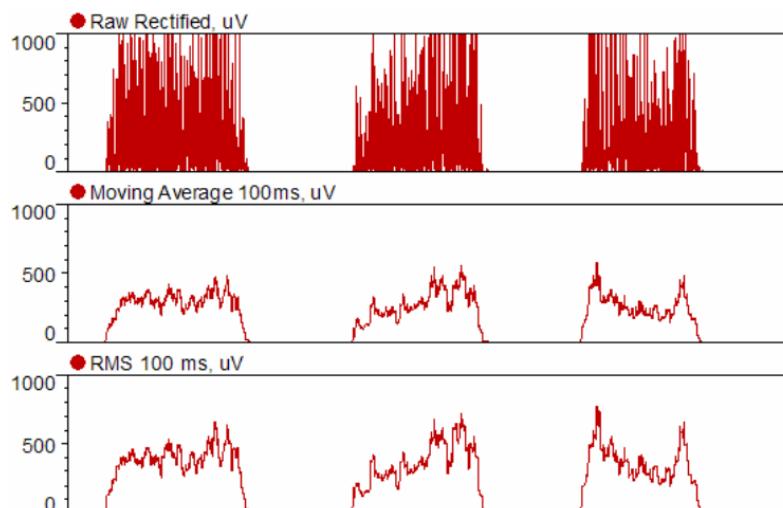


Figure 19 : Lissage du signal EMG (Konrad, 2005), le signal brut rectifié (en haut), la moyenne glissante (au milieu) et la moyenne quadratique (en bas).

1-3) Normalisation du signal

Puisque l'intensité des décharges électriques musculaires captées est grandement influencée par l'épaisseur des tissus adipeux et la position des électrodes, il n'est pas pertinent de comparer l'amplitude absolue des signaux entre les différents muscles et/ou les différents individus, voire les différentes sessions de mesure. Afin de pouvoir comparer des situations, il est nécessaire de normaliser les valeurs EMG obtenues. L'étape de normalisation est importante pour évaluer le niveau d'activité musculaire, soit normaliser la valeur mesurée par rapport à une valeur de référence.

Il existe trois types de valeurs de référence permettant de normaliser l'amplitude du signal : *i)* la valeur de la contraction volontaire maximale isométrique (MVC) (Clarys et Cabri, 1993), *ii)* le pic de la valeur RMS de la contraction volontaire maximale au cours du mouvement (Rouffet and Hautier, 2008), *iii)* la valeur moyenne mesurée au cours du mouvement (*Figure 20*) (Konrad, 2005). Pour certains types d'analyse, comme l'étude des synergies musculaires, la durée du cycle peut également être normalisée en pourcentage (Turpin *et al.*, 2010).

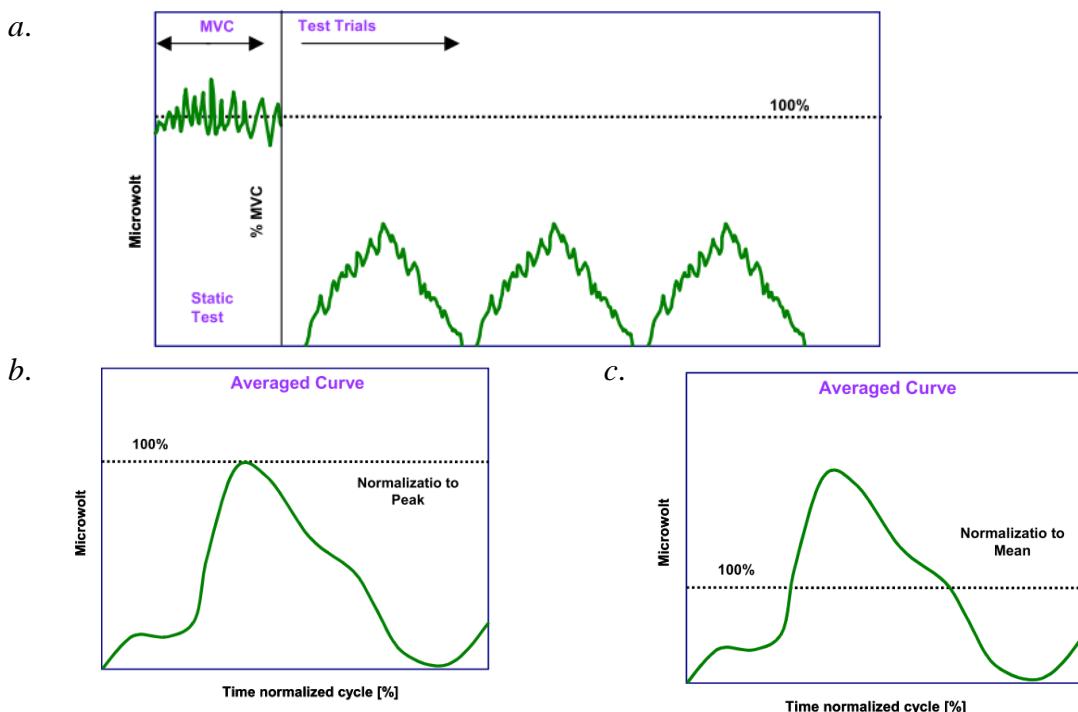


Figure 20 : Types de normalisation de l'amplitude des signaux (Konrad, 2005)

a. avec la valeur MVC isométrique ; b. avec la valeur MVC mesurée au cours du mouvement ; c. avec la valeur moyenne au cours du mouvement

Dans la troisième étude de cette thèse, nous avons pris la méthode *ii*), soit le pic de la valeur RMS des signaux obtenus au cours de chaque session comme valeur de référence, soit 100% de l'intensité. Cette méthode nous permet un gain de temps dans l'évaluation des participants sans avoir à évaluer la MVCI et évite que l'intensité dépasse 100%.

2) Analyses du signal EMG

L'analyse du signal EMG associée à des mouvements est souvent synchronisée avec des mesures cinétiques et/ou cinématiques. Il existe un délai entre l'activation musculaire et la production de force (Hug et Dorel, 2009). De plus, entre la production de force et le changement de l'état du mouvement, il existe également un délai qui dépend de la propriété élastique des tendons et aponévroses (Hug, 2011). Sous certaines conditions, la connexion entre l'intensité du signal et la force produite peut être simplifiée par une relation linéaire (Hof et van den Berg, 1977).

Pour extraire et interpréter les informations physiologiques essentielles et représentatives du signal, plusieurs types d'analyses sont proposés.

2-1) L'analyse temporelle

L'analyse temporelle rend compte du *timing* intra- et/ou intermusculaire, intra- et/ou inter-individus au cours d'un mouvement. Les paramètres temporels du signal EMG (traité, souvent avec la méthode RMS) sont considérés comme des indicateurs de la commande motrice provenant du système nerveux central. Ils représentent le nombre d'unités motrices activées et leur fréquence de décharge (Maton, 1981) ainsi que l'état de propagation des potentiels de plaque motrice (Dimitrova et Dimitrov, 2002). En fonction du temps absolu ou normalisé, l'amplitude du signal EMG est analysée (Barry *et al.*, 2005).

Les applications les plus simples sont des indicateurs fondamentaux comme l'amplitude moyenne au cours du mouvement, les instants du début et de la fin d'activation (*e.g.* avec un seuil de 5% de l'amplitude maximale) liée à l'expression de la puissance maximale musculaire. Un moyen d'analyse temporelle typique est le taux de montée du signal EMG (Morel *et al.*, 2015) défini comme la durée de la montée du signal EMG de 5% à 95% de l'amplitude maximale (*Figure 21*).

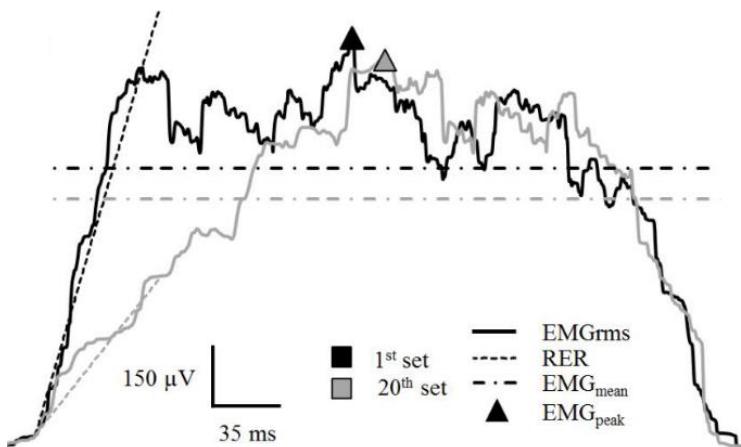


Figure 21 : Le taux de montée d'EMG avant (figure noire ligne droite pointillée) et après (figure grise, ligne droite pointillée) un exercice fatigant (Morel *et al.*, 2015b).

2-2) L'analyse fréquentielle

L'analyse fréquentielle correspond à la décomposition du signal EMG en composantes sinusoïdales par une transformée de Fourier, afin de quantifier la distribution d'énergie au sein de chaque fréquence (Konrad, 2005). La représentation graphique de la distribution d'énergie au sein de chaque fréquence est appelée spectre de puissance (Figure 22). Dans le spectrogramme ainsi obtenu, la fréquence pic correspond au pic d'énergie du signal, la fréquence puissance moyenne (*mean power frequency* en anglais, MPF) est la moyenne pondérée de la courbe en fonction de la puissance, la fréquence médiane (*median frequency* en anglais, MDF) est la fréquence qui coupe l'aire sous la courbe de puissance en deux parties égales.

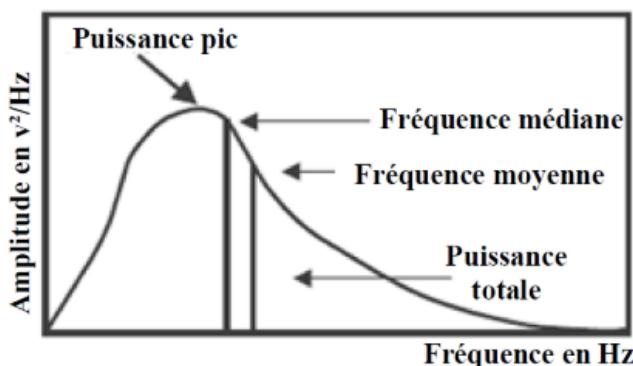


Figure 22 : L'analyse du spectrogramme obtenue par transformée de Fourier d'un signal EMG (Konrad, 2005).

Les paramètres de l'analyse fréquentielle, *e.g.* la MPF et MDF, peuvent être les indices de la force et de la fatigue musculaire (Thongpanja *et al.*, 2013). Selon une étude sur le cyclisme

à l'effort maximal, la MDF et la MPF ont tendance à diminuer avec la montée de la fatigue (Wang *et al.*, 2018). Cependant, cette relation n'est pas simple car les indices du signal EMG varient avec la composition des mécanismes périphériques et centraux qui sont complexes et interactifs.

Selon une étude « point-contrepoin » (von Tscharner *et Nigg*, 2008), la méthode d'analyse fréquentielle est considérée comme un moyen permettant d'observer la modification des stratégies du recrutement des unités motrices et du type de fibre musculaire activée, mais la pertinence de l'interprétation de la modification spectrale reste encore en débat.

3. Analyse de la coordination musculaire avec l'EMG

Le signal EMG correspond à l'enregistrement de l'activité musculaire présente sous chacune des électrodes (Konrad, 2005). Lors de la réalisation d'un mouvement, la comparaison de l'évolution du signal EMG permet d'observer la « coopération » entre les différents muscles impliqués. La coordination musculaire peut alors être décrite de plusieurs manières : le pattern d'activité EMG, la synergie musculaire extraite de l'EMG et l'analyse temps-fréquence du signal EMG (Hug, 2011).

1) Les patterns d'activité EMG

Le pattern d'activité EMG est une présentation parallèle du profil d'EMG des muscles au cours d'un mouvement (*Figure 23*). A partir du profil EMG, le *timing*, la forme et l'intensité de l'activité musculaire peuvent être extraits et comparés. La modification de ces paramètres peut être considérée comme un changement de coordination musculaire (Hug, 2011). Au cours d'un exercice prolongé, la modification de l'intensité relative des différents muscles peut désigner une compensation entre les différents muscles (Boyas *et al.*, 2013).

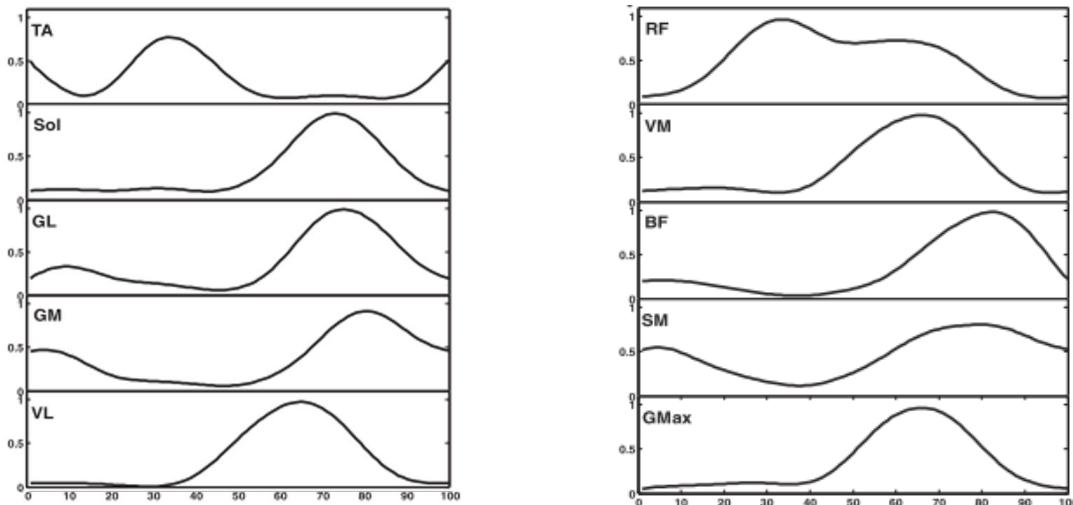


Figure 23 : Pattern d'activité EMG lors du pédalage, avec l'axe x l'intensité d'activation musculaire normalisée (entre 0 et 1) et l'axe y la durée du cycle normalisée (en %), respectivement en fonction de MVC et la durée totale du cycle. Les dix muscles du membre inférieur sont : GMax, Grand glutéal ; SM, semi-membraneux ; BF, Biceps fémoral ; VM, Vaste médial ; RF, Droit fémoral ; VL, Vaste latéral ; GM, Gastrocnémien médial ; GL, Gastrocnémien latéral ; SOL, Soléaire ; TA, Tibial antérieur (Hug et al., 2010)

2) La synergie musculaire

Le système moteur possède un grand nombre de degrés de liberté (Cao, 2010). Dans un tel système redondant, le contrôle moteur lors de la réalisation d'un mouvement intéresse plusieurs domaines scientifiques (la neurophysiologie, la psychologie cognitive, la biomécanique et l'ingénierie) (Ting et McKay, 2007). La théorie de synergie est établie sous l'hypothèse que le travail du système nerveux central est simplifié à un nombre limité de commandes (Hug *et al.*, 2010). Cette théorie considère un ensemble de muscles contrôlés comme une unité fonctionnelle. Une commande est distribuée à un ensemble de muscles. Au sein de la commande, chaque muscle a un poids spécifique qui détermine son niveau d'activité (*Figure 24*). La combinaison linéaire de ces commandes forme la commande finale qui active les muscles impliqués.

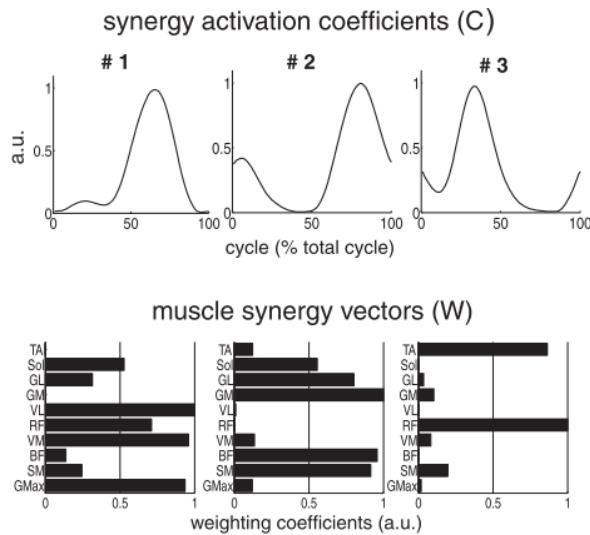


Figure 24 : Les synergies extraits de l'activité EMG avec l'algorithme de factorisation de matrice non-négative. L'abréviation des muscles est identique à celle de la Figure 23 (Hug et al., 2010).

Les synergies musculaires sont considérées par certains auteurs comme la structure des coordinations (Turpin *et al.*, 2010). La comparaison entre les synergies avant et après un exercice prolongé fatigant nous permet d'observer si une modification de la stratégie pour le contrôle du mouvement s'opère (Turpin *et al.*, 2011).

3) L'analyse temps-fréquence

Pour prendre en compte à la fois les paramètres de temps et de fréquence dans la même procédure d'analyse, la méthode temps-fréquence a été développée dans les années 2000 (von Tscharner, 2000). Celle-ci s'appuie sur la transformation en ondelettes au lieu d'utiliser une transformée de Fourier car l'application de la dernière méthode demande une fenêtre assez large pour avoir une précision acceptable (Beck *et al.*, 2008). En une seule étape, on représente la composition fréquentielle du signal à chaque instant au cours d'un mouvement (*Figure 25*) (Strazza *et al.*, 2018). Cette analyse permet de révéler les stratégies du recrutement des unités motrices et du type de fibre musculaire activée au cours du temps (Hug, 2011). Cependant, comme l'analyse fréquentielle, la pertinence de cette méthode est encore controversée.

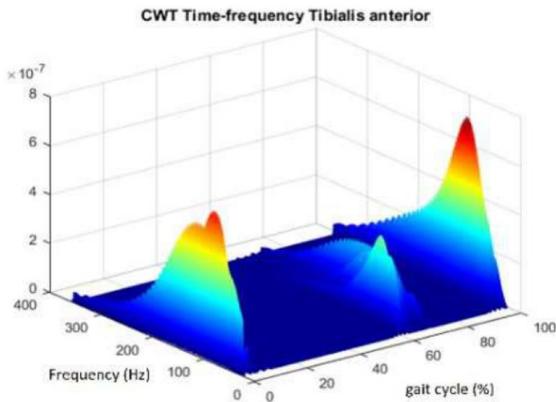


Figure 25 : Représentation 3D d'une transformation en ondelettes au cours d'une analyse temps-fréquence pour le muscle tibial antérieur au cours d'un cycle de marche (Strazza et al., 2018)

Jusqu'à présent, l'analyse EMG est la méthode la plus communément utilisée pour estimer la contribution de chaque muscle à un moment articulaire lors de la réalisation d'un mouvement. On peut s'appuyer sur l'intensité des signaux électromyographiques (Reilly et Marras, 1989) ou opter pour une approche d'optimisation en formulant l'hypothèse que le système nerveux central minimise certains critères de performances (*e.g.*, la somme du stress musculaire au carré ou au cube, sous la contrainte de générer le moment de force attendu) (Schultz *et al.*, 1983). Cependant, cette méthode doit être utilisée avec précaution.

Lors de la description de coordination, le signal EMG doit être interprété avec prudence (Hug, 2011). Due à la grande liberté du système segmentaire du corps humain, une grande variabilité inter-individuelle du pattern d'EMG au cours d'un mouvement existe (Guidetti, *et al.*, 1996; Hug *et al.*, 2010). De plus, les erreurs et/ou les incertitudes dans l'acquisition et le traitement des signaux ne peuvent pas être totalement éliminées (Hug, 2011), (*e.g.*, effets induits par le *crosstalk*, position des électrodes, fréquences de coupure et largeur de la fenêtre, *etc.*). Par conséquent, le niveau d'activation musculaire selon l'EMG doit toujours être relativisé et la comparaison entre différentes sessions de test se doit de prendre en compte les imprécisions dues à la méthode (Hug, 2011).

4. Synthèse de la partie

L'enregistrement EMG est la méthode la plus communément utilisée pour analyser l'activité musculaire. Puisqu'il n'existe pas encore de méthode pouvant mesurer directement la force

produite par chacun des muscles contractés, la coordination entre les muscles est communément analysée par l'EMG, ou plutôt par l'EMGs.

La qualité de l'acquisition des signaux d'EMG peut être influencée par un certain nombre de facteurs (*Tableau 1*). Ainsi, une succession de procédures pour préparer la peau et fixer les électrodes est recommandée par l'association SENIAM. La présentation finale des signaux est de toute façon déterminée par la méthode du traitement des signaux bruts, *e.g.* le filtrage, le lissage et la normalisation.

A partir des signaux traités, les méthodes d'analyse temporelle et fréquentielle sont proposées pour analyser la force produite et le niveau de la fatigue atteint au sein du muscle enregistré. L'évolution du signal des différents muscles (*e.g.* le *timing*, la forme et l'ampleur du signal, *etc.*), en fonction du temps permet d'analyser la coordination entre les différents muscles. La synergie musculaire pose le postulat que la commande du système nerveux est la combinaison linéaire des commandes élémentaires. En prenant les signaux pour une matrice, la recherche des composantes principales ou la factorisation de la matrice permet de trouver les commandes élémentaires dans la synergie musculaire.

Dans notre étude 3 portant sur la fatigue neuromusculaire, nous avons pris la modification de l'activité EMG au cours de l'exercice fatigant comme un révélateur de l'impact de la fatigue sur le fonctionnement neuromusculaire et de l'adaptation du corps humain à la fatigue. En comparant l'intensité du signal EMG, nous avons pu constater comment les muscles se sont organisés entre eux pour diminuer les effets de la fatigue et maintenir la performance.

La fatigue neuromusculaire

Le terme de fatigue est couramment utilisé dans la vie quotidienne pour définir des situations très différentes (*e.g.*, le manque de sommeil, la lassitude ou l'épuisement physique). Dans ce manuscrit, nous nous focaliserons sur la fatigue neuromusculaire, définie comme, la diminution de la capacité d'un muscle à produire ou maintenir un certain niveau de force ou puissance (Gandevia, 2001). La fatigue induite par l'exercice dépendante de la durée et/ou de l'intensité de l'effort. Au cours d'un exercice intense et de longue durée, la fatigue est un phénomène inévitable malgré la volonté de minimiser la fatigue (Prilutsky *et al.*, 1998) et de maintenir le niveau de performance (Crowninshield et Brand, 1981).

1. La fatigue neuromusculaire

La fatigue neuromusculaire est souvent évaluée à partir de la diminution de la force maximale (ou du couple de force maximale) (Morel *et al.*, 2015). L'origine de cette diminution de performance peut se situer à différents endroits du système neuromusculaire liés à la chaîne de la production du mouvement. Cela peut impliquer tous les mécanismes allant de la commande cérébrale jusqu'aux interactions des protéines contractiles (Wilmore et Costill, 2002). L'ensemble de ces mécanismes pour la production du mouvement peut donc contribuer à la baisse de performance (Morel, 2014).

Bien que les mécanismes de la fatigue ne soient pas encore tous élucidés (Boyas et Guével, 2011), ils peuvent être scindés en deux types de fatigue : la fatigue centrale et la fatigue périphérique, même si de nombreuses interactions existent entre les deux. Les mécanismes centraux se déroulent au sein du système nerveux central, soit en amont de la jonction neuromusculaire. Ils sont liés à une modification du fonctionnement cortical et spinal (Gandevia, 2001). Les mécanismes périphériques se situent au sein du système musculaire (Morel, 2014), tels qu'une défaillance de l'excitabilité et de la contractilité musculaire. Étant donné que l'objet de cette thèse ne porte pas principalement sur ce sujet, nous invitons le lecteur à se référer à ces revues de littérature (Boyas et Guével, 2011) pour une description détaillée des mécanismes centraux et périphériques de la fatigue neuromusculaire.

Il est important de souligner que les mécanismes impliqués dans la fatigue sont dépendants de la tâche effectuée. En effet, les tâches de haute-intensité, supérieures à 75% de l'effort

maximal, et de courte-durée, inférieures à 5 min, induisent majoritairement une fatigue centrale tandis que les tâches de faible-intensité, inférieures à 25% de l'effort maximal, et de longue-durée, supérieures à 20 min, génèrent de la fatigue périphérique (Boyas *et al.*, 2013).

2. Les effets de la fatigue sur la relation force-vitesse

Le niveau de la fatigue neuromusculaire peut être évalué à partir de la « perte de la capacité à développer une force et/ou un couple de force maximale » (Bigland-Ritchie *et al.*, 1986). De ce fait, le profil F-v du pratiquant est probablement modifié sous l'impact de la fatigue. En effet, l'influence de la fatigue sur la relation F-v a débuté dans le domaine physiologique sur le muscle isolé (Edman et Mattiazzi, 1981; de Haan *et al.*, 1989). Chez l'homme, l'impact de la fatigue sur la relation F-v a été relativement peu étudié. Les rares études portent sur des mouvements mono-articulaires (Sargeant, 1994; Penasso et Thaller, 2018) ou sur des mouvements qui n'impliquent que les membres supérieurs (García-ramos *et al.*, 2017).

1) Les études sur des contractions musculaires stimulées

Après avoir clarifié la structure des protéines contractiles et le mécanisme de contraction musculaire au niveau microscopique (Huxley, 1958), Huxley *et al.* (1970) ont abordé le mécanisme du déclin de capacité contractile du muscle après de nombreuses contractions stimulées. Le ralentissement de la relaxation, soit le détachement du pont d'union, est considéré comme un facteur important du mécanisme de la diminution de la performance en force et vitesse.

Selon une étude sur les fibres musculaires de lapin (Morris *et al.*, 2003), la diminution du Ca^{2+} est une des causes de la diminution de la V_0 . Encore plus, l'acidose altère la sensibilité au Ca^{2+} (Lee *et al.*, 1991) pour la fibre musculaire de *xenopus laevis* en modifiant la structure de la troponine, ce qui perturbe la liaison entre la troponine et le Ca^{2+} (Debold, 2012). Par contre, selon Edward *et al.* (1975), ce dysfonctionnement n'est pas dû à l'accumulation de lactate, mais à la perturbation de la fourniture en ATP.

Regnier *et al.* (1995) ont rapporté qu'au sein des unités motrices recrutées, le pont d'union n'est pas un modèle à deux états, soit un état de « génération de force » et un état au cours duquel aucune force n'est produite. Il existe des états intermédiaires qui peuvent générer une

force faible par rapport à l'état de l'attachement total. Selon Jones (2010), il est possible que la fatigue augmente le taux de filaments avec un « attachement faible » dans les unités motrices activées. Par ailleurs, selon Moss (1986), le ralentissement du relâchement du pont d'union, soit le détachement actine-myosine, peut créer une « charge » interne qui peut réduire la vitesse théorique maximale.

Nombre d'études ont abordé la relation entre la fatigue et la modification de la relation force-vitesse (de Haan *et al.*, 1989; Curtin et Edman, 1994; Sargeant, 1994; Westerblad *et al.*, 1998; De Ruiter *et al.*, 1999, 2000; Jones *et al.*, 2006). Selon l'étude de Debolt *et al.* (2008) sur le muscle squelettique du poulet, l'acidose intramusculaire augmente (une diminution du pH), mais son lien avec la diminution de force n'est pas évident. Par contre, la vitesse de glissement du filament d'actine diminue avec la baisse de pH.

Plusieurs études ont considéré le ralentissement de la relaxation des ponts d'unions comme la cause de la modification de la relation F-v (de Haan *et al.*, 1989; De Ruiter *et al.*, 1999; Jones, *et al.*, 2006). Pour évaluer le degré de la diminution de la capacité contractile, une étude (de Haan *et al.*, 1989) sur le muscle gastrocnémien médial a rapporté que F_0 , V_0 et P_{max} ont respectivement diminué de 48, 34 et 75% par rapport à leur niveau initial suite à une stimulation de 15s dans une température ambiante de 26°C. Une autre étude (De Ruiter *et al.*, 1999) a rapporté qu'après une contraction isométrique de 25s sous condition ischémique du muscle adducteur du pouce, la F_0 a diminué de 69(±3) %, la V_0 de 77(±8) % et la P_{max} de 42(±5) % par rapport à la capacité du muscle frais (non fatigué). Une étude de Jones *et al.* (2006) sur le même muscle à 37°C a constaté qu'après une série de stimulation à 9s en totalité, la F_0 a diminué de 91,0 (±1,9) N à 58,3 (±3,5) N et la puissance maximale, de 53,6 (±4,0) à 17,7 (±1,2) (unité arbitraire) alors que le taux de relaxation a décliné de -10,3 (±0,38) à -2,56 (±0,29) s^{-1} . Cependant, la diminution de la V_0 a été moins marquée, de 673(±20) à 560(±46) $deg\ s^{-1}$.

D'après la « théorie des filaments glissants », le ralentissement de la relaxation des ponts d'union pourrait résulter une augmentation de la force de contraction excentrique. Au niveau de l'adducteur de pouce, suite à un effort fatigant qui a induit une baisse de 50% de la F_0 , la force « persistante » (la force qui maintient la forme du muscle contre la force subie) restait inchangée alors que la force « transitoire » (valeur normalisée avec la force isométrique en même condition) augmentait lors de la contraction excentrique et diminuait lors de la contraction concentrique (De Ruiter *et al.* 2000). D'un point de vue similaire, une étude de Curtin et Edman (1994) sur la fibre musculaire de grenouille a divisé la résultante de contraction musculaire en « raideur » et « force ». En condition d'une fatigue modérée induite par une

tétanie de 15 ou 30s, la diminution de la force a été plus marquée que celle de la raideur ($20,6 \pm 0,9\%$ vs. $5,4 \pm 1,0\%$). Ces résultats signifient que la force produite par chaque pont d'union a diminuée. Dans ce contexte, F_0 était sensible à l'acidification intracellulaire et l'accumulation de phosphate inorganique alors que V_0 n'était sensible qu'à l'acidification intracellulaire. Selon une étude sur une fibre musculaire du rat de laboratoire (Westerblad, Dahlstedt and Lännergren, 1998), la V_0 a diminué de 10% après 40 stimulations tétaniques, mais de 30% après 20 stimulations de plus. Un pattern similaire a été observé pour F_0 . La réduction de la concentration de Ca^{2+} et l'accumulation de l'ADP ont été considérées comme les principaux mécanismes de la réduction de la performance.

Il est bien connu que la capacité de résistance à la fatigue du muscle est déterminée par sa myotypologie (Callahan et Kent-Braun, 2011). L'ampleur de la fatigue est en partie déterminée par la structure et la myotypologie des muscles sollicités (Thorstensson et Karlsson, 1976). En principe, les fibres lentes (type I) sont les plus résistantes à la fatigue et maintiennent mieux l'effort au cours des contractions répétées. Cependant, dans les mouvements réels, différents niveaux d'effort favorisent la sollicitation de différents types de fibres musculaires. De plus, au sein d'un même faisceau musculaire, les différentes fibres n'ont pas seulement leur propre capacité de résistance à la fatigue, mais aussi leur propre profil F-v. Avec la même force isométrique maximale, les fibres de type II peuvent se contracter à une vitesse quatre fois plus rapide que les fibres de type I (Sargeant, 1994). Ainsi, il est logique de déduire que la courbure du profil F-v des fibres rapides est moins importante que celle des fibres lentes (Linari *et al.*, 2003). Dans l'étude de McDonald (2000), il a été rapporté que la vitesse théorique maximale des fibres rapides diminuait plus vite que celle des fibres lentes au cours des exercices fatigants car leur niveau d'activation était sensible à la réduction de la concentration de Ca^{2+} induite par la fatigue.

En résumé, sous l'influence des modifications métaboliques induites par la fatigue, la puissance de la contraction musculaire diminue sous l'impact de la fatigue (Jones, 2010). Il y a trois facteurs contribuant à la diminution de la puissance, *i)* la réduction de la force isométrique (Hultman et Sjöholm, 1983), *ii)* la diminution de la vitesse maximale (Moss, 1986) et *iii)* l'augmentation de la courbure de la relation F-v selon le modèle hyperbolique (De Ruiter *et al.*, 1999) (*Figure 26*).

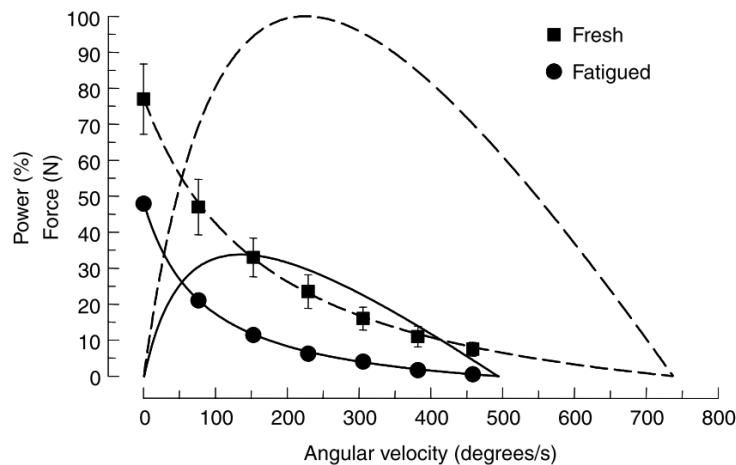


Figure 26 : La relation force-vitesse-puissance du muscle adducteur du pouce. La comparaison entre les muscles fatigués (courbe pleine) et les muscles non fatigués (courbe pointillée) (De Ruiter *et al.*, 1999).

2) Les études sur des mouvements volontaires

Par rapport aux études sur les fibres ou muscles isolés, l’impact de la fatigue sur la relation F-v de mouvements volontaires a été relativement peu étudié. Toutefois, García-ramos *et al.* (2017) ont observé comment la fatigue influence la relation F-v au cours du développé-couché. Dans cette étude, les auteurs ont comparé la performance et le profil F-v avant et après des exercices fatigants. L’exercice fatigant consistait en la répétition du même mouvement que celui utilisé pour décrire le profil F-v, le développé-couché. Les sujets réalisaient un protocole de fatigue totale avec une charge de 60% d’1RM (60%Total) et de 80% d’1RM (80%Total) jusqu’à l’épuissement, et un protocole de fatigue intermédiaire où les sujets réalisaient la moitié du nombre de répétitions respectivement de 60%Total (60%Moitié) et de 80%Total (80%Moitié).

Quel que soit le protocole de l’exercice fatigant, les auteurs n’ont observé aucune modification significative de la pente de la relation F-v linéaire, *i.e.* la force et la vitesse ont été affectées dans les mêmes proportions (Figure 27). Quant au protocole de la fatigue jusqu’à l’échec de la réalisation de la tâche, celui avec une charge légère entraîne une fatigue plus grande que celui avec une charge lourde. Ainsi, si on classe le niveau de fatigue induite par les différents protocoles, 60% Total > 80% Total > 60% Moitié > 80% Moitié. Nous observons que plus la fatigue est élevée, plus la force et la vitesse ont été affectées (Figure 28).

Bien que sans différence significative entre les pentes du profil F-v sous les différentes conditions, cette étude a rapporté qu'après le protocole 80%Total, la baisse de V_0 ($-0.7\% \pm 13.2\%$) était plus importante que celle de la F_0 ($-9.6\% \pm 7.0\%$). A l'inverse, après le protocole 60%Total, la baisse de F_0 ($74.8\% \pm 12.9\%$) était plus importante que celle de la V_0 ($62.9\% \pm 13.4\%$). Ce résultat semble en accord avec la découverte sur des fibres isolées (Moss, 1986), qui montre que la réduction de la performance en vitesse maximale est en deux phases. Dans un premier temps, la vitesse maximale se maintient, et dans un second temps, la vitesse maximale décroît rapidement.

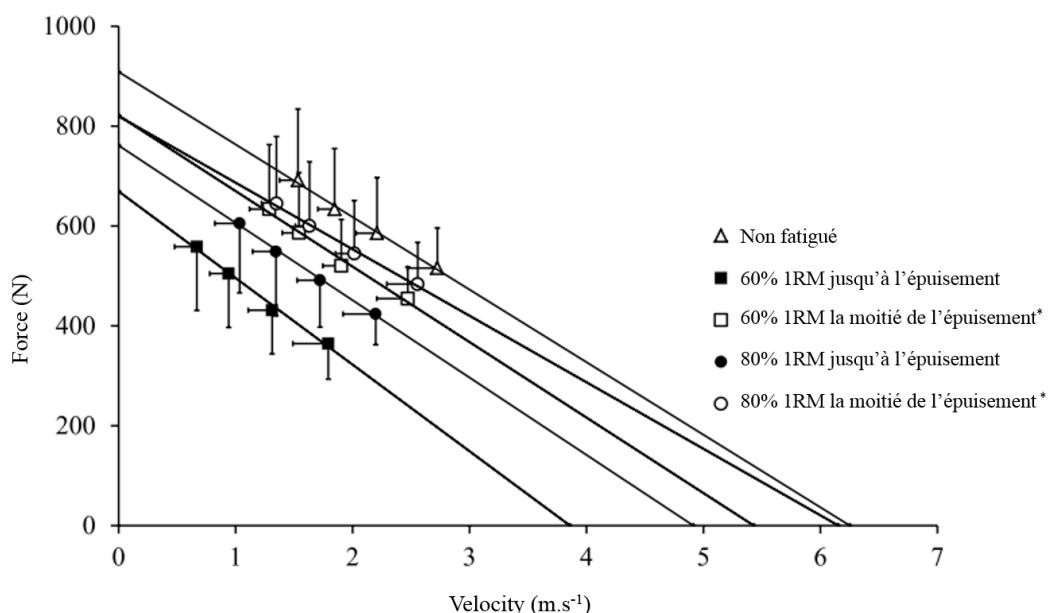


Figure 27 : Relation force-vitesse lors du développé couché. La comparaison entre la performance pre- et post-exercice fatigant avec les différentes charges et les différents nombres de répétitions. (Garcia-Ramos et al., 2016)

*la moitié de l'épuisement : la moitié de répétitions par rapport au nombre que le sujet pourrait réaliser jusqu'à l'épuisement.

A contrario, dans une étude d'extension du genou (Penasso et Thaller, 2018), l'exercice fatigant consistait à réaliser 10 séries de répétitions concentriques où chaque série durait environ 1 min. Les auteurs ont montré que la diminution de la force maximale isométrique (F_0) (environ – 40%) était plus marquée que celle de la vitesse maximale sans résistance (V_0) (environ – 4%). La courbure de la relation F-v augmentait (de 0,35 à 0,42) et la fréquence d'activation musculaire évaluée par EMGs sur les muscles *vastus lateralis*, *vastus medialis* et *rectus femoris*

diminue respectivement de $20,8 \pm 8,4$ Hz à $11,2 \pm 4,1$ Hz. Pour ce mouvement mono-articulaire, pour lequel le profil F-v a été décrit à partir d'une relation hyperbolique, la baisse de F_0 et de V_0 ont été disproportionnelles. Cela alimente l'hypothèse que la pente de la relation F-v devrait être modifiée sous les effets de la fatigue pour les mouvements pluri-articulaires décrits par une relation linéaire. Cependant, cette hypothèse reste à vérifier.

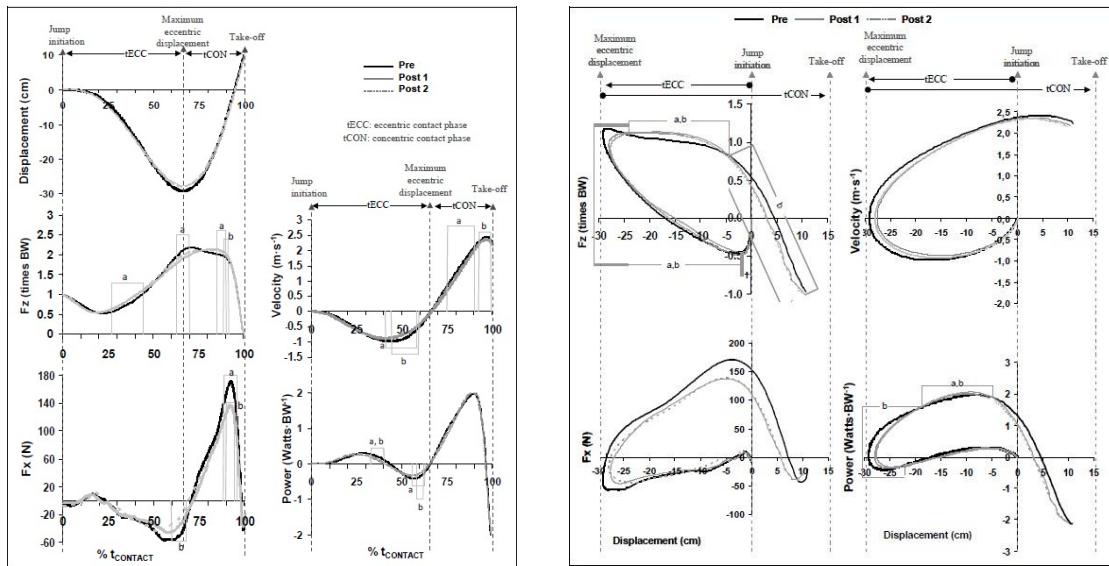


Figure 28, L'évolution de la force, la vitesse et la puissance en fonction du temps (à gauche) et du déplacement (à droite) lors du saut vertical pre- et post un semi-marathon de montagne. Les comparaisons pre- (en noir) et post-exercice (en gris) (Rousanoglou et al., 2016).

Une autre étude portant sur l'effort sous-maximal de longue durée, *i.e.*, un semi-marathon de montagne (Rousanoglou *et al.*, 2016), a constaté que l'adaptation à la fatigue lors du test de saut vertical a permis de maintenir la performance comparable (seulement $-4,1\%$) à sa valeur pré-fatigue. Cette étude n'a pas évalué la relation F-v mais a réalisé un test de saut vertical. Cependant, les modifications du mouvement avant et après l'exercice fatigant, *e.g.*, montrent que la force développée dans l'axe antéro-postérieur a également été modifiée. Le *timing* et le développement de la force en fonction du déplacement sont modifiés (*Figure 28*). Il est raisonnable de penser que ces modifications sont reliées à des stratégies permettant de s'adapter à l'impact de la fatigue sur le profil F-v de l'individu. Celui-ci modifie le mouvement sur l'axe antéro-postérieur. Puisque la diminution de la force est plus marquée que la vitesse, un scénario d'adaptation est probablement que la modification du mouvement prolonge la portée de poussée pour maximiser la phase d'accélération. Ainsi, la vitesse atteinte (lors du décollage) serait maintenue. L'efficacité de cette stratégie d'adaptation de la coordination relève la possibilité

de modification de la relation F-v après l'exercice fatigant, car sinon ces adaptations ne seraient ni nécessaires ni efficaces.

De plus, pour les muscles de différentes myotypologies, les vitesses de contraction « confortables » (c'est-à-dire moins fatigable) sont différentes. A un même niveau d'effort sur une même durée, l'impact de la fatigue pourrait être différent en fonction de la vitesse de la réalisation du mouvement. Selon une étude sur la fatigabilité musculaire liée au vieillissement (Callahan et Kent-Braun, 2011), les sujets âgés ($68,9 \pm 4,3$ ans) ont montré une meilleure résistance à la fatigue que les sujets jeunes ($23,5 \pm 0,9$ ans), avec $71,1 \pm 3,7\%$ vs. $59,8 \pm 2,5\%$ de la MVCI initiale après un protocole fatigant de contraction isométrique. Cependant, après un protocole fatigant de contraction à haute vitesse ($270^{\circ} \cdot s^{-1}$), le groupe âgé s'est plus fatigué que le groupe jeune (âgé : $28,0 \pm 3,9\%$ vs. jeune : $52,1 \pm 6,9\%$ de la puissance initiale). Selon ces auteurs, le changement du profil F-v dû à la modification de la composition musculaire joue un rôle important dans la fatigabilité musculaire en fonction de la vitesse de contraction de l'exercice fatigant.

Par ailleurs, au cours d'une étude sur la contraction excentrique où les muscles produisent une force passive, la diminution de la force maximale est moins importante que celle observée lors de la contraction concentrique (De Ruiter et De Haan, 2000). Si on observe les valeurs relatives (par rapport à la MVC) sous la même condition (fatiguée ou non fatiguée), on peut observer que la force de contraction excentrique augmente plus vite avec la diminution de la vitesse (ou l'augmentation de la vitesse négative) en état de fatigue par rapport à un état non-fatigué (Figure 29).

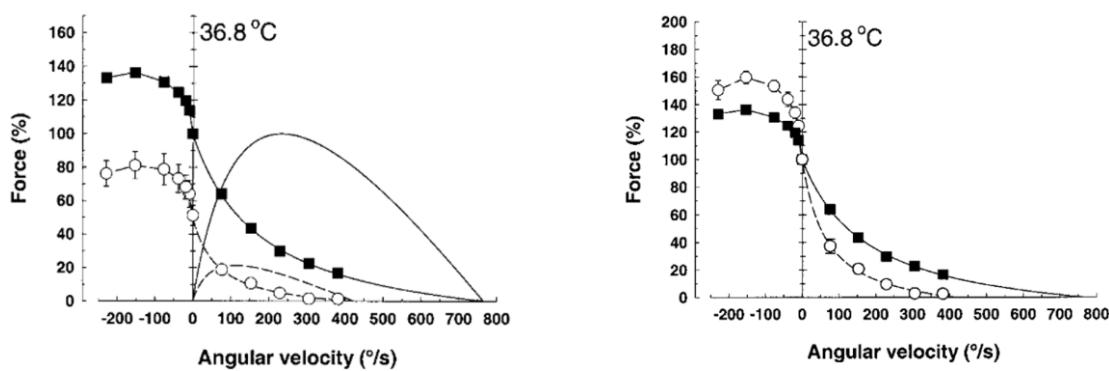


Figure 29 : Relation force-vitesse du muscle adducteur du pouce sous les conditions non-fatiguées (symbole carré, courbe pleine) et fatiguées (symbole rond, courbe pointillée) à $36,8^{\circ}\text{C}$. A gauche, les valeurs sont normalisées avec la force MVCI non fatiguée, et à droite, les valeurs sont respectivement normalisées avec la valeur de MVCI de son état de contraction (fatigué ou non fatigué) (De Ruiter et De Haan, 2000).

3. Synthèse de la partie

La fatigue neuromusculaire est un phénomène inévitable au cours d'un exercice intense et de longue durée, qui est souvent évalué à partir de la diminution de la force maximale. La fatigue neuromusculaire peut être scindée en deux types : la fatigue centrale et la fatigue périphérique, même si de nombreuses interactions existent entre les deux. Parmi les exercices fatigants, les tâches de haute-intensité induisent majoritairement une fatigue centrale tandis que les tâches de faible-intensité génèrent principalement une fatigue périphérique.

La fatigue peut diminuer à la fois la force et la vitesse maximales. Le protocole de fatigue non-exhaustif pourrait entraîner une baisse de la force plus marquée que la vitesse alors que le protocole exhaustif aurait des conséquences contraires. Cependant, en général, la diminution de la force est souvent plus prononcée que celle de la vitesse.

Lors d'un exercice à l'effort maximal, les individus de différents profils F-v pourraient avoir différentes vitesses « confortables » où ils pourraient maintenir au maximum sa performance. Dans les mouvements complexes, le sujet fatigué pourrait modifier sa stratégie du mouvement pour s'adapter à la modification de son profil F-v.

Dans notre étude 3, nous avons cherché à vérifier comment le profil F-v linéaire était modifié sous l'impact de la fatigue lors d'un mouvement pluri-articulaire. En plus de l'analyse mécanique, nous avons utilisé l'EMG sur les principaux muscles moteurs ou stabilisateurs dans l'intention de clarifier l'adaptation du corps à la fatigue induite par un exercice du mouvement relativement complexe.

Synthèse, problématique et objectifs

1. Résumé de la revue de littérature

La relation force-vitesse est une représentation de la force qu'un individu est capable de produire en fonction de la vitesse atteinte pendant le mouvement. Cette relation, établie par Hill (1938), est de forme hyperbolique sur la fibre musculaire isolée. Des études ont également retrouvé cette forme hyperbolique chez l'Homme, lors de mouvements mono-articulaires de flexion du coude (Dern *et al.*, 1947) ou d'extension du genou (Penasso et Thaller, 2018). Cependant, lors de mouvements pluri-articulaires, la relation n'est plus hyperbolique mais devient linéaire (Bobbert, 2012) en raison de l'amortissement de la force au sein du système plurisegmentaire. Cette relation linéaire a été confirmée par des études sur des mouvements tels que, *e.g.*, le cyclisme (Sargeant, Hoinville, et Young, 1981; Vandewalle *et al.*, 1987), le squat (Bosco *et al.*, 1995; Rahmani *et al.*, 2001) et le développé couché (Rambaud *et al.* 2008). Une étude de Zivkovic *et al.*, (2017) sur quatre exercices différents, le saut vertical, le pédalage, le développé-couché et le « tirage-couché » (*bench pull*) a généralisé la linéarité de la relation F-v lors de ces mouvements pluri-articulaires.

Pour évaluer le profil F-v d'un individu au cours d'un mouvement donné, différents systèmes de mesure ont été développés, *e.g.* la plateforme de force (Cavagna, 1975), l'accéléromètre (Comstock *et al.*, 2011), le codeur optique (Garnacho-Castano *et al.*, 2015) et le système de capture des mouvements (Pouliquen *et al.*, 2018). Selon Giroux *et al.* (2014), les résultats d'évaluation des différents systèmes de mesure étaient bien corrélés et la linéarité de la relation F-v pour un mouvement de squat n'a été affecté par aucune méthode de test. Cependant, au cours d'un mouvement complexe qui implique l'ensemble de la chaîne segmentaire, la coordination intermusculaire intervient (Turpin *et al.*, 2011). Pour ce type de mouvement, il est plus prudent de tester sa relation F-v que de considérer le modèle hyperbolique ou linéaire comme admis.

Lors de l'effort intense ou de longue durée, la fatigue est un phénomène inévitable qui diminue la performance aussi bien en force qu'en vitesse (Sargeant, 1994). Ainsi, la charge contre laquelle le mouvement est réalisé pourrait jouer un rôle dans l'impact de la fatigue sur la relation F-v.

2. Problématique et Objectif de travail

Lors d'un mouvement complexe qui implique l'ensemble de la chaîne segmentaire d'un individu, *e.g.* le mouvement soulevé de terre haut (STH), la coordination intermusculaire pourrait modifier la relation linéaire généralement observée entre la force et la vitesse sur des mouvements plus simples tels que le squat. De plus, il est important de vérifier que la performance en force, en vitesse et en puissance reste reproductible sur ce type de mouvement, et de déterminer l'effet de la méthode d'évaluation utilisée sur la relation F-v, *i.e.* la méthode de la plateforme de force et la méthode de l'accéléromètre. En dernier lieu, il reste aussi à déterminer l'effet de la fatigue induite par l'exercice répétitif et prolongé sur la performance en force, vitesse et puissance et la relation entre ces paramètres lors de ces mouvements complexes.

Pour cela, trois études ont été réalisées lors de ce doctorat pour investiguer ces questions. La première étude avait pour objectif de tester la relation F-v ainsi que sa reproductibilité au cours du STH. La seconde étude visait à comparer la performance F-v selon deux méthodes d'analyse différentes : la force produite par l'ensemble du système en mouvement (*i.e.* corps plus charge soulevée) a été mesurée à l'aide d'une plateforme de force, et la force produite sur la charge en mouvement dont l'accélération a été simultanément mesurée à l'aide du système de capture optique. Enfin, la troisième étude visait à caractériser l'impact de la fatigue sur la relation F-v lors du soulevé de terre haut (STH).

III. Etudes expérimentales

Etude 1 Reproductibilité de la relation force-vitesse lors du mouvement de soulevé de terre haut (STH)

Introduction

Depuis la fin des années 1980, la relation F-v lors du mouvement pluri-articulaire est généralement ajustée à un modèle linéaire, aussi bien pour les valeurs moyennes que pour les valeurs pic au cours du mouvement (Vandewalle *et al.*, 1987; Rahmani *et al.*, 2001; Samozino *et al.*, 2008, 2012). Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée à la relation F-v lors d'un mouvement qui implique l'ensemble de la chaîne segmentaire d'un individu. Pour que l'intérêt de la recherche sur la relation F-v soit transférable à l'entraînement ou à la compétition des exercices du mouvement complexe, nous avons mis en place cette étude pour vérifier si la performance soit toujours reproductible et si la relation F-v soit toujours fiable et linéaire au cours du mouvement STH.

Cette étude a donc consisté à évaluer la fiabilité de la relation F-v au cours d'une même session et entre différentes sessions pour un mouvement STH, et à vérifier si la relation F-v était toujours négativement linéaire et reproductible, tout comme les autres mouvements pluri-articulaires déjà étudiés. Nous avons examiné la performance de neuf participants pendant deux sessions de test.

Méthode

Neuf hommes sains (78.2 ± 8.5 kg ; 1.82 ± 0.08 m ; 31.0 ± 8.6 ans) ont réalisé des mouvements de STH contre des charges de 30, 40, 50, 60, 65 et 70% de la masse corporelle pendant deux sessions à une semaine d'intervalle. La force développée au cours du mouvement a été enregistrée avec une plateforme de force (PFF). Les paramètres de vitesse et de puissance ont ensuite été calculées à partir de l'évolution temporelle du signal de force. La relation F-v de chaque individu a été décrite par une régression linéaire à partir de laquelle les paramètres mécaniques théoriques (*i.e.*, F_0 et V_0) ont été extrapolés. La reproductibilité des différents paramètres a été évaluée à partir du coefficient de variation (CV) et du coefficient de corrélation intra-classe (ICC). La différence entre les paramètres des différentes sessions a été analysée à partir d'un test de t sur séries appariées avec un seuil de significativité fixé à 0,05.

Résultats et discussion :

Les résultats montrent une reproductibilité très élevée pour les valeurs de forces moyenne et pic ($CV < 3\%$, $ICC > 0,94$) et une reproductibilité assez élevée ($CV < 9\%$, $ICC > 0,92$) pour les valeurs moyennes et pics respectivement de la force et de la vitesse, aussi bien pour les mesures intra- qu'intersessions. La relation F-v est significativement linéaire ($R^2 > 0,90$, $p < 0,05$) et les valeurs théoriques maximales sont comparables entre les deux sessions ($p > 0,5$ pour F_0 , $p > 0,3$ pour V_0 , $p > 0,2$ pour P_{max}). Tout comme les autres études sur la relation F-v, la vitesse est généralement un peu moins reproductible que la force. Limitée par le chaînon le plus faible dans la chaîne du transfert de force, la force et la vitesse du STH sont globalement plus faibles en comparaison avec le squat, un mouvement qui n'implique que les membres inférieurs.

Conclusion :

La relation F-v lors du mouvement STH est parfaitement linéaire lors du mouvement F-v. Cette étude montre que les mesures réalisées au cours d'une même session et à une semaine d'intervalle sont fiables et reproductibles. Ces résultats confortent l'idée que la relation F-v peut être utilisée dans la caractérisation la puissance musculaire des individus au même titre que le squat et le développé couché.



Reliability of force-velocity relationships during deadlift high pull

Wei Lu^a, Sébastien Boyas^a, Marc Jubeau^b and Abderrahmane Rahmani^a

^aLaboratory 'Movement, Interactions, Performance', Faculty of Sciences and Technologies, Le Mans University, Le Mans, France; ^bLaboratory 'Movement, Interactions, Performance', Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Nantes, France

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the within- and between-session reliability of force, velocity and power performances and to assess the force-velocity relationship during the deadlift high pull (DHP). Nine participants performed two identical sessions of DHP with loads ranging from 30 to 70% of body mass. The force was measured by a force plate under the participants' feet. The velocity of the 'body + lifted mass' system was calculated by integrating the acceleration and the power was calculated as the product of force and velocity. The force-velocity relationships were obtained from linear regression of both mean and peak values of force and velocity. The within- and between-session reliability was evaluated by using coefficients of variation (CV) and intraclass correlation coefficients (ICC). Results showed that DHP force-velocity relationships were significantly linear ($R^2 > 0.90$, $p < 0.05$). Within sessions and between sessions, mean and peak forces during DHP showed a strong agreement (CV < 3%, ICC > 0.94), mean and peak velocities showed a good agreement (CV < 9%, 0.78 < ICC < 0.92). It was concluded that DHP performance and its force-velocity relationships are highly reliable and can therefore be utilised as a tool to characterise individuals' muscular profiles.

ARTICLE HISTORY

Received 6 April 2017
Accepted 5 October 2017

KEYWORDS

Within- and between-session; reproducibility; ballistic movement; power; performance

Introduction

Since the fundamental work of Hill in 1922, the force-velocity (F-v) relationship of skeletal muscle has largely been documented, establishing that muscle force is negatively related to movement velocity (Hill, 1938). Since several decades, the F-v relationship is generally fitted with a linear model during mono- (Rahmani et al., 1999; Yamauchi & Ishii, 2007; Yamauchi, Mishima, Nakayama, & Ishii, 2009) and poly-articular movements (Rahmani, Viale, Dalleau, & Lacour, 2001; Samozino, Morin, Hintzy, & Belli, 2008; Samozino, Rejc, Di Prampero, Belli, & Morin, 2012; Vandewalle, Peres, Heller, Panel, & Monod, 1987). Different from the peak values which are truly attained in the course of movement, theoretical maximal force (F_0) and theoretical maximal velocity (V_0) were defined as the intercepts of the linear F-v relationship with the force and velocity axes, respectively (Samozino et al., 2012).

CONTACT Abderrahmane Rahmani  abderrahmane.rahmani@univ-lemans.fr, Abdel.Rahmani@univ-lemans.fr

© 2017 Informa UK Limited, trading as Taylor & Francis Group

Although numerous studies have examined the F-v relationship during various resistance training exercises, such as loaded and unloaded squat (Rahmani et al., 2001; Samozino et al., 2008), countermovement jump (Cuk et al., 2014; Jiménez-Reyes et al., 2014), deadlift (Blatnik et al., 2014), power clean (Cormie, McCaulley, Triplett, & Mcbrige, 2007), to our knowledge, there is no study focusing on the F-v relationship of exercises during which a maximal effort of the whole body (i.e. lower limbs, upper limbs and trunk) is required, where the external load was imposed to all segments, and where all segments contribute continuously and significantly to the movement of the load during the whole movement. So, whether the F-v relationship, as well as the associated parameters, can be assessed during whole body movement as it has been done in simpler movements has yet to be determined.

The deadlift high pull (DHP), which is commonly performed by athletes during resistance training sessions, consists in raising a barbell from the floor to the maximum height possible in a single movement. Consequently, DHP associates lower limb and back extensions with upper limb flexions. Given that DHP presents many degrees of freedom, the coordination between the different body parts may vary among individuals and among the same individual across trials and sessions.

Therefore, the aim of this study was to determine the shape of the F-v relationship of the DHP movement, and to assess the within- and between-session reliability of this relationship across trials and sessions. We hypothesised that the F-v relationship would be linear, and that the reliability would be high. The results would be relevant for coaches and trainers to conceive calibrated power training sessions, and to evaluate their effects in events involving the lower and upper limbs (i.e. rowing, throwing).

Methods

Approach to the problem

The DHP was performed against a range of different loads from 30 to 70% of the participants' body mass. Participants performed three series, with one trial for each load performed in randomised order in each series, i.e. three trials per load. The mean and peak forces, velocities and powers during each trial were calculated through the data recorded by a force plate. During each session, participants' F-v profiles were established from the mean and peak force and velocity produced during the different loads.

To assess the within- and between-session reproducibility of performance, two sessions were conducted and three identical series of DHP were performed during each session. We compared the force, velocity and power within the same session and between the two different sessions.

To assess the between-session reproducibility of the F-v relationship, participants' F-v profiles were also compared between the two different sessions.

Participants

The sample size was determined based on previous studies (Cuk et al., 2014; Zivkovic, Djuric, Cuk, Suzovic, & Jaric, 2017), which calculated that a sample size between 3 and 12 participants was needed to detect the differences between the parameters of force, velocity and power with a significant level of $p < 0.05$ and desired statistical power at 0.8. Therefore,

nine participants were recruited in the present study (78.2 ± 8.5 kg; 1.82 ± 0.08 m; 31.0 ± 8.6 yrs). All were physically active and six of them were regularly involved in weight-lifting exercises, e.g. squat, bench press, pull-up etc., but all the participants were novices to the standardised DHP investigated in the present study. A familiarisation session was therefore organised for the participants to become acquainted with this movement. None of them suffered from musculoskeletal injury or disorder. They were healthy, without any consumption of drugs, medications or dietary supplements that could have influenced the testing. Participants were required not to be engaged in heavy physical activity in the 48 hrs prior to experimental sessions. All participants were informed of the procedures that would be performed and gave a written consent. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and was approved by the 'Movement, Interactions, Performance' Laboratory's ethics committee of human experimentation.

Experimental design

Each participant participated in a familiarisation session and two experimental sessions, performed at the same time of the day and separated by a week. Each experimental session began with a general warm-up and then three series of six randomised trials (one for each load: 30, 40, 50, 60, 65 and 70% of body mass) were performed by the participants. Each load was separated by a rest period of 3 min. The warm-up consisted of (i) 10 min of cycling at comfortable pace and (ii) 30 DHP against sub-maximal loads (10 repetitions (reps) at 17 kg, 8 reps at 21 kg, 6 reps at 27 kg, 4 reps at 33 kg, 2 reps at 37 kg).

To perform DHP, participants were instructed to stand with their feet shoulder-width apart, knees bent at a 90° angle, back straight, and the bar, right under their knees, resting on the support of the vertical guide (Figure 1). Participants placed their hands shoulder-width

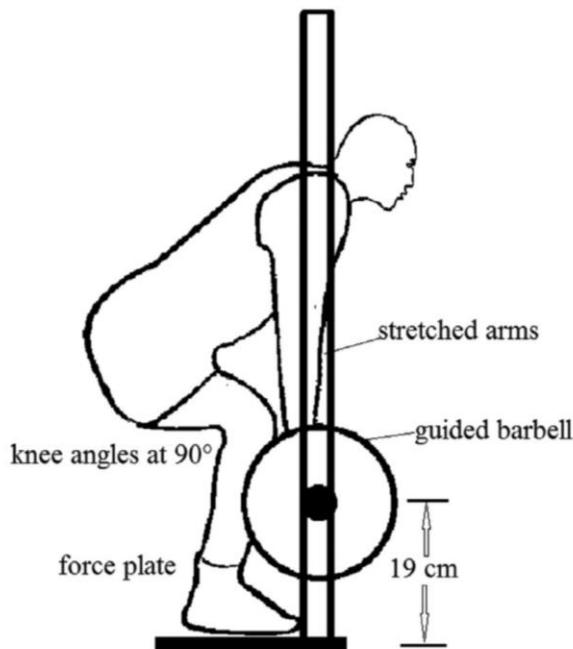


Figure 1. Side view of the DHP starting position.

apart, with an overhand grip, keeping them just in contact with the bar without applying forces. Then, participants were asked to perform DHP movements as fast as possible with maximum effort. To validate the trial, the following criteria were controlled: (i) the bar had to remain in the participant's hands throughout the movement; (ii) participants did not jump, (iii) neither restrain the bar.

Material, data collection and analysis

All DHP movements were performed on a guided horizontal barbell (Multipower Basic, Panatta Sport, Spiro, Italy), allowing only vertical displacements. Participants stood on a force plate (Kistler, type 9286B, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) while performing DHP. The force plate's sampling frequency was set at 500 Hz.

During DHP, only the system accelerating phase was taken into account. As previously proposed by Giroux (Giroux, Rabita, Chollet, & Guilhem, 2014), the onset and offset points of the accelerating phase were defined as the period of time during which the vertical force was 50 N higher than the weight of the moving system (body + lifted mass) (Figure 2).

Using the kinetic data, the system acceleration was calculated as the vertical ground reaction force less the system weight divided by the system mass (Equation 1):

$$a_{sys}(t) = \frac{F_{sys}(t) - (m_{sys} \cdot g)}{m_{sys}}. \quad (1)$$

with $a_{sys}(t)$ the acceleration-time function of the system (body + lifted mass) centre of mass, $F_{sys}(t)$ the force-time function of the data collected by the force plate, m_{sys} is the total mass of the system, and g the absolute value of gravity acceleration, taken as 9.81 m/s^2 . Then, the system velocity was calculated as the integral of acceleration over the period of movement (Equation 2):

$$v_{sys}(t) = \int_{t_0}^t a_{sys}(x) \cdot dx + v_{sys}(t_0) \quad (2)$$

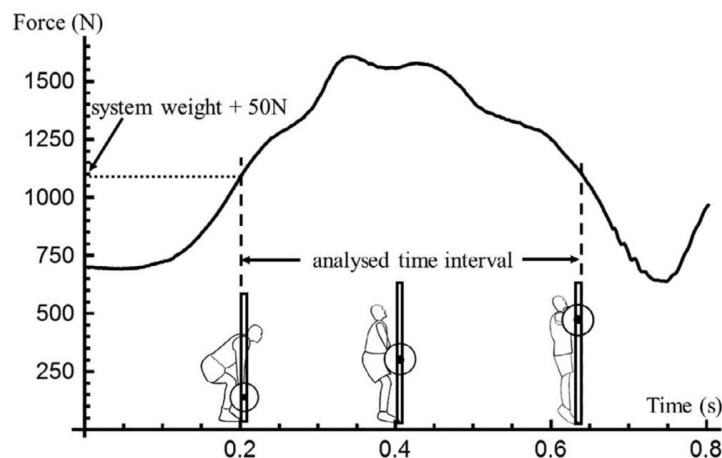


Figure 2. Example of individual vertical force–time curve recorded during a DHP with a load of 30% BM.

with $v_{\text{sys}}(t)$ the vertical velocity-time function of the centre of mass of the system, $v_{\text{sys}}(t_0)$ the velocity of centre of mass at the beginning position, taken as 0 since the movement began from a static position.

Finally, power of the moving system ($P_{\text{sys}}(t)$) was calculated as the product of the instantaneous force and velocity (Equation 3):

$$P_{\text{sys}}(t) = F_{\text{sys}}(t) \cdot v_{\text{sys}}(t) \quad (3)$$

DHP includes actions to (1) move the body, (2) move the extern load, (3) sustain postures (keep the stand-up posture, maintain a balance position), while the different actions may have related with BM in different ways (Jaric, 2003). Therefore, we utilised the absolute values of the force and the power for reliability analysis, in contrary to the practice of some studies (García-Ramos, Jaric, Padial, & Feriche, 2016; Rahmani et al., 2001), which normalised the force and power by dividing the values by the BM.

The F-v relationships were determined by least squares linear regressions using the means of the trials of the six loads, i.e. the mean of the three series. F-v curves were extrapolated, to obtain F_0 and V_0 , which correspond to the intercepts of the F-v curve with respectively the force and the velocity axis. Values of the maximal power of the power-velocity relationship (P_{\max}) were calculated as previously proposed and validated (Bourdin et al., 2010; Jaric, 2016; Yamauchi et al., 2009) as follows:

$$P_{\max} = \frac{F_0 \times V_0}{4} \quad (4)$$

Statistical methods

Mean and peak values of force, velocity and power over the accelerating period were analysed. A two-sample t -test was utilised to compare the F-v relationships and the extrapolated parameters (F_0 , V_0 and P_{\max}) as well as the force-velocity-power performance between the first and second sessions. A one-way ANOVA with repeated measures was also used to compare changes in dependent variables (F_{peak} , F_{mean} , V_{peak} , V_{mean} , P_{peak} and P_{mean}) over the three series of each session.

The coefficient of variation (CV) and the intraclass correlation coefficient (ICC) were taken as the indicators of performance reliability (Hopkins, 2000). The reproducibility was evaluated by the within- and between-session CV and ICC, respectively. For each parameter, within-session reliability was calculated by using the three trials of each load (30, 40, 50, 60, 65 and 70% of BM) for each session. Then, for the sake of clarity, we averaged the CV and ICC calculated for the six loads. Between-session reliability was calculated by using the mean of the three series of the first session, and the mean of the three series of the second session.

ICC were interpreted as follows: ICC less than 0.5 indicates poor to fair agreement; 0.5–0.6 moderate agreement; 0.7–0.8 strong agreement; and > 0.8 almost perfect agreement (Portney & Watkins, 2000). Acceptable reliability was determined as an $\text{ICC} > 0.7$ and a $\text{CV} < 10\%$ (Atkinson & Nevill, 1998). The level of statistical significance was set at $p < 0.05$.

Results

Force-velocity relationships

DHP F-v relationships exhibited a significant linear shape for both mean and peak values' modelling ($R^2 > 0.90$, $p < 0.005$, Figure 3(a), (b).), whatever the considered session. F_0 , V_0 and P_{\max} were not significantly different between sessions 1 and 2 for mean values (Table 1).

Considering the reliability of F_0 , V_0 and P_{\max} , the CV was 1.4, 5.3 and 4.5%, respectively. A poor to fair agreement was observed for F_0 (ICC = 0.49), whereas a strong to almost perfect agreement was noticed for V_0 (ICC = 0.72) and P_{\max} (ICC = 0.84), respectively.

Reliability of force, velocity and power measurements

Mean and peak forces produced during DHP showed a strong to almost perfect agreement between trials of both sessions, and between sessions (CV < 2.5%, ICC > 0.94, Table 2). Similarly, mean and peak velocities showed good agreement between trials of both sessions,

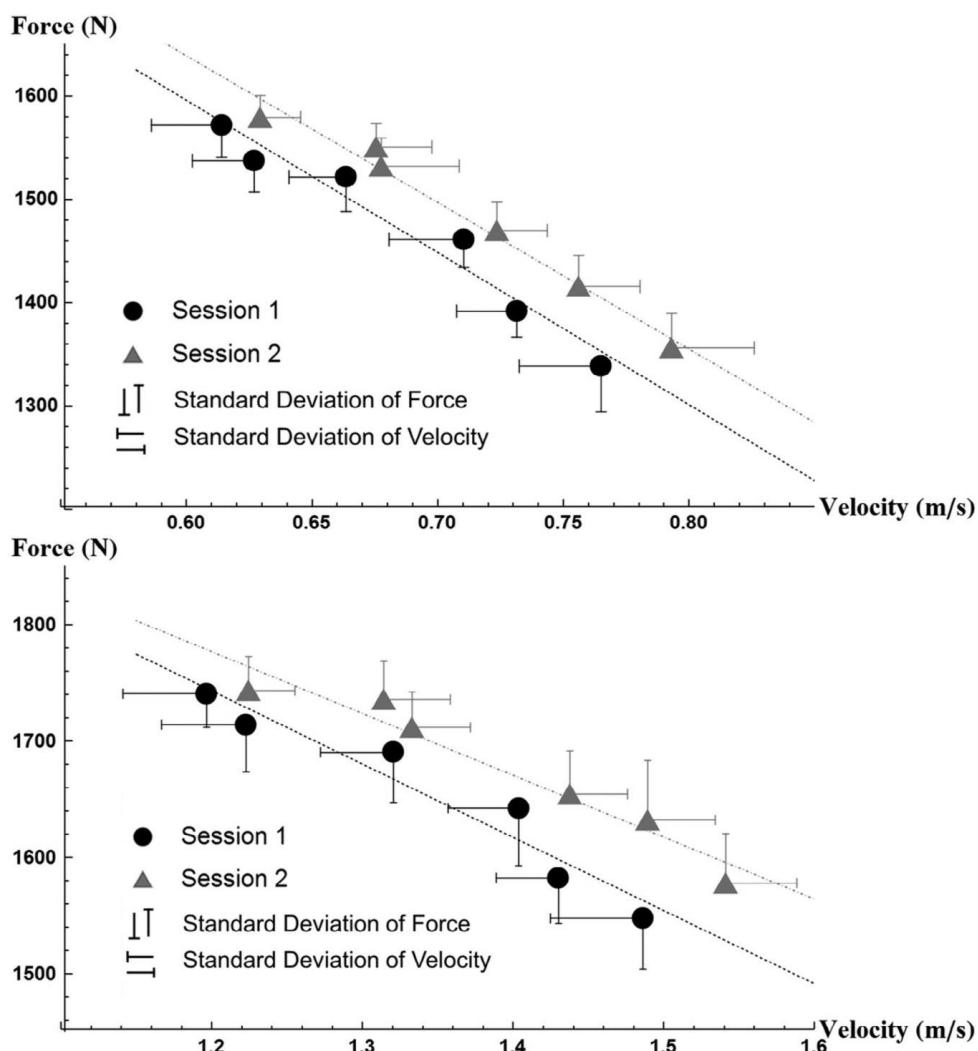


Figure 3. Force-velocity relationships regressed from all participants' average values of the mean (A) and peak (B) force and velocity during DHP.

and between sessions ($CV < 9\%$, $0.78 < ICC < 0.92$, Table 2). A higher reliability was found for mean ($CV < 10\%$, $ICC > 0.74$) than for peak power ($CV < 11\%$, $ICC > 0.54$) between trials and between sessions (Table 2).

Between the three series within each session, no significant difference ($p > 0.05$) was observed for the force, velocity and power (Table 3). However, significant differences were observed between sessions 1 and 2 for V_{mean} and P_{mean} ($p < 0.05$), whereas a tendency was reported for F_{peak} ($p = 0.065$) and V_{peak} ($p = 0.077$). No differences were observed for F_{mean} and P_{peak} ($p > 0.05$, Table 2).

Discussion and implications

This study was designed to determine the F-v relationship obtained during the DHP and to assess the reliability of the associated parameters (mean, peak and theoretical maximum values of force, velocity and power). In accordance with our hypotheses, the main findings of our study showed that: (i) the F-v relationship is linear; (ii) the parameters of mean and peak force, velocity and power performances are reliable.

Table 1. The theoretical maximal force, velocity and power, for the whole group during the deadlift high pull.

	Session 1	Session 2	Between-Session
	Mean (SD)	Mean (SD)	p-value
F_0 (N)	1936.8 (259.1)	1991.2 (208.6)	0.639
V_0 (m/s)	1.92 (0.56)	2.07 (0.65)	0.342
P_{max} (W)	1108.1 (237.8)	1181.1 (238.8)	0.213

Notes: F_0 , theoretical maximal force at null velocity, V_0 , theoretical maximal velocity with zero load, P_{max} , theoretical maximal power output (force: $F_0/2$, velocity: $V_0/2$), SD, standard deviation, p-value, two-sample t-test.

Table 2. Within- and between- session reliability for force, velocity and power during the accelerating phase of deadlift high pull

	Within-session						Between-session		
	Session 1			Session 2			Session 1~2		
	Mean (SD)	CV (%)	ICC	Mean (SD)	CV (%)	ICC	CV (%)	ICC	p-value
F_{mean} (N)	1470.2 (132.9)	2.2 (1.8–3.3)	0.94 (0.86–0.96)	1484.1 (153.5)	1.8 (1.3–2.4)	0.97 (0.95–0.98)	1.4 (1.0–1.8)	0.98 (0.97–0.98)	0.117
F_{peak} (N)	1652.7 (175.6)	2.5 (1.6–2.9)	0.94 (0.90–0.97)	1676.3 (181.9)	2.2 (1.8–3.0)	0.96 (0.93–0.98)	1.8 (1.1–2.5)	0.97 (0.96–0.98)	0.065
V_{mean} (m/s)	0.68 (0.11)	8.5 (6.6–10.1)	0.80 (0.62–0.90)	0.71 (0.10)	6.5 (5.6–9.0)	0.83 (0.78–0.91)	4.7 (3.2–5.7)	0.92 (0.85–0.97)	0.049*
V_{peak} (m/s)	1.34 (0.20)	8.7 (6.3–11.5)	0.78 (0.61–0.88)	1.39 (0.18)	6.1 (5.3–7.1)	0.86 (0.82–0.90)	5.2 (4.0–6.3)	0.88 (0.81–0.96)	0.077
P_{mean} (W)	997.3 (158.8)	9.4 (7.3–11.5)	0.74 (0.56–0.86)	1,041.0 (130.0)	7.3 (6.2–8.8)	0.75 (0.48–0.88)	5.4 (4.3–6.0)	0.86 (0.74–0.96)	0.043*
P_{peak} (W)	1790.1 (244.4)	10.7 (8.1–13.0)	0.54 (0.16–0.72)	1866.9 (196.0)	8.0 (6.7–9.3)	0.67 (0.49–0.81)	6.5 (6.0–8.3)	0.68 (0.54–0.82)	0.100

Notes: CV, coefficient of variation; ICC, intraclass correlation coefficient; SD, standard deviation, F_{mean} , mean force developed by the participant, F_{peak} , peak force developed by the participant, V_{mean} , mean velocity of the 'body + lifted mass' system, V_{peak} , peak velocity of the 'body + lifted mass' system reached, P_{mean} , mean power developed by the participant, P_{peak} , peak power developed by the participant reached, p-value, two-sample t-test.

*significant difference.

Table 3. Mean and peak performance of force, velocity and power for the three series of each session.

	Session 1			Session 2			<i>p</i> -value
	Series 1 Mean (SD)	Series 2 Mean (SD)	Series 3 Mean (SD)	Series 1 Mean (SD)	Series 2 Mean (SD)	Series 3 Mean (SD)	
F_{mean} (N)	1466.7 (136.0)	1475.5 (137.1)	1468.5 (130.9)	0.765	1485.6 (159.5)	1481.8 (146.2)	1484.8 (155.9)
F_{peak} (N)	1647.6 (185.9)	1662.7 (179.9)	1647.9 (165.7)	0.502	1672.3 (192.7)	1679.7 (172.7)	1676.9 (182.8)
V_{mean} (m/s)	0.69 (0.14)	0.69 (0.09)	0.67 (0.11)	0.433	0.73 (0.12)	0.71 (0.10)	0.69 (0.09)
V_{peak} (m/s)	1.36 (0.28)	1.36 (0.15)	1.31 (0.20)	0.469	1.42 (0.19)	1.38 (0.17)	1.37 (0.17)
P_{mean} (W)	1008.6 (217.5)	1012.8 (139.4)	970.5 (141.6)	0.436	1064.5 (166.1)	1041.1 (129.4)	1017.4 (106.7)
P_{peak} (W)	1815.2 (373.3)	1822.7 (182.0)	1733.3 (230.2)	0.406	1924.5 (242.9)	1843.3 (192.4)	1832.9 (191.2)

Notes: CV, coefficient of variation, ICC, intraclass correlation coefficient, SD, standard deviation, F_{mean} , mean force developed by the participant, F_{peak} , peak force developed by the participant, V_{mean} , mean velocity of the 'body + lifted mass' system, V_{peak} , peak velocity of the 'body + lifted mass' system reached, P_{mean} , mean power developed by the participant, P_{peak} , peak power developed by the participant reached, *p*-value, one-way ANOVA with repeated measures.

Force-velocity relationships

Despite DHP is a whole body and complex movement involving lower and upper limbs, our results showed a significant negative linear F-v relationship, in line with previous studies on simple movements like knee extension (Yamauchi & Ishii, 2007; Yamauchi et al., 2009), bench press (Garcia-Ramos et al., 2016; Rambaud, Rahmani, Moyen, & Bourdin, 2008) and loaded squat (Giroux et al., 2014; Rahmani et al., 2001). These previous studies on the F-v relationship focused in mono- or poly-articular movements, which principally involved only one or two muscle groups. DHP involves upper and lower limbs and trunk and solicits numerous muscle groups (i.e. quadriceps femoris, erector spinae, gluteus maximus, biceps brachii and trapezius) (Zemková, Cepková, Uvaček, & Hamar, 2016). Yet, this pluri-segmental aspect of the DHP does not impair the linearity and reliability of our results, in line with other studies of multi-joint movement like countermovement jump, squat, squat jump, bench press (Jelic, 2015), and cycling (Driss & Vandewalle, 2013). However, between the two sessions' regressed F-v relationship, we have found a minor but clear difference (Figure 3(a), (b)).

If we convert the normalised values of other studies to absolute values by multiplying their participants' average body mass, we would find that F_0 and V_0 during squat with throwers (3,300 N, 3.62 m/s, Bourdin et al., 2010) or skiers (3,325 N, 3.31 m/s, Rahmani et al., 2001) were clearly much higher than those obtained during DHP (1991 N, 2.07 m/s, Session 2 of Table 1). This may be partly explained by differences in participants' physical abilities. Participants of the present study were only recreational athletes and consequently less trained than competitive athletes such as in the study of Bourdin et al. (Bourdin et al., 2010) for example. Differences in F_0 and V_0 may also be due to the relative weakness of upper limbs in comparison to lower limbs. Indeed, as DHP involves the whole body, a lower mean force production can be expected when compared to squat, which only involves lower limbs. Moreover, DHP solicits a complex segmental chain, i.e., feet to hands. So,

the maximal force that can be transferred through the links of this chain is limited by its weakest link, the upper limbs.

As reported in other studies (Garcia-Ramos et al., 2016; Giroux et al., 2014), V_0 and P_{\max} showed a good reliability with high ICC (> 0.7) and low CV ($< 5.5\%$) values. However, in opposition to aforementioned studies, the ICC for F_0 in our study was low (0.49) despite a very low CV (1.4%). This low ICC might be due to the homogeneity among our participants. Some authors pointed out that ICC value largely depends on the heterogeneity of participants, and a low between-participants variability might potentially undercut the ICC value (Impellizzeri & Marcora, 2009; Weir, 2005).

Reliability of force, velocity and power measurements

The force produced during DHP in our study was as reliable (CV $< 3\%$ and ICC > 0.95) as in previous studies on squat (Giroux et al., 2014; Samozino et al., 2008). However, velocity and power values assessed during DHP were less reliable (CV = 6–11%, ICC = 0.6–0.9) than in aforementioned studies. Some other studies also pointed out that the velocity was less reliable than the force (Cuk et al., 2014; Rahmani et al., 2001). It is possible that the higher degree of freedom of the DHP movement execution decreased the reliability of velocity and power performances. Indeed, in comparison with a classical deadlift or squat movements, the upper limb action in DHP may disrupt the movement smoothness. Nevertheless, the reliability of velocity and power is still acceptable since the CV was lower than 10% and the ICC ranged from 0.6 to 0.9 (Atkinson & Nevill, 1998).

Limitations

A primary limit of this current study is that loads ranged from 30 to 70% BM. Theoretically, a larger range of loads would allow a greater precision in maximal parameters extrapolated from the F-v relationship. Nevertheless, pilot studies demonstrated that most of the participants failed to make a proper DHP movement using loads higher than 70% BM and were not able to maintain the explosive nature of the movement. Moreover, it was technically difficult to do a DHP test with a load lighter than 30% of participant's body mass because the mass of the empty guided bar (i.e. 17 kg) was too heavy. In fact, for most daily DHP practice, the imposed load weighs between 30 and 70% of the BM if it is performed in a ballistic way.

Minor, but significant, differences between sessions existed for mean velocity and power performances. It is likely that a learning effect occurs in the present study due to the lack of experience of our participants to the standardised practice of DHP. However, comparing with the familiarisation session (between 10% and 20% for CV, between 0.5 and 0.8 for ICC, data not shown), the performance of the two test sessions were much more stabilised after familiarisation. It is probably that the effect of 'session' becomes smaller and smaller along with familiarisation. Trainings or future studies in DHP need more sessions of familiarisation to stabilise the performance for the routine evaluations, especially for the evaluations with rare observing points, e.g. 'two-load method' for evaluating muscle's F-v profile (Jaric, 2016).

Practical applications

The DHP is a relevant training movement as it may be used to enhance the power of the whole body, being close to some competitive movements (i.e. rowing, throwing). The reliability of force, velocity and power measurements during DHP as shown in the present study means that DHP can be utilised by practitioners to evaluate training or fatigue effects over repeated sessions. Finally, the reliability of the DHP F-v relationship means that this tool can be utilised to better respond to the athletes' requirements (Jiménez-Reyes, Samozino, Brughelli, & Morin, 2017), e.g. calibrate training programs to modify athletes' muscular profiles, adjust the load to optimise the power performance during competitions, like rowing, cycling, etc. From the data of the present study, keeping in mind that the F-v profile is participant-dependent, the optimal load to work on different purposes ranged from 30 to 40% of BM.

Conclusion

The current study showed that the force, velocity and power performances during DHP were highly reliable, both for the within- and between-session analyses. This study also illustrated the linear F-v relationship and the good reliability of associated theoretical maximal parameters (F_0 , V_0 and P_{max}) during this movement. These findings show that performances during DHP can be utilised to monitor training effects.

Acknowledgements

The authors thank all participants who volunteered in this study. Authors also thank the first author's PhD thesis monitoring committee members for their helpful discussions.

Disclosure statement

No potential conflict of interest was reported by the authors.

References

- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26, 217–238. doi:10.2165/00007256-199826040-00002
- Blatnik, J. A., Goodman, C. L., Capps, C. R., Awelewa, O. O., Triplett, T. N., Erickson, T. M., & McBride, J. M. (2014). Effect of load on peak power of the bar, body and system during the deadlift. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13, 511–515. Retrieved from <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4126285/>
- Bourdin, M., Rambaud, O., Dorel, S., Lacour, J.-R., Moyen, B., & Rahmani, A. (2010). Throwing performance is associated with muscular power. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 505–510. doi:10.1055/s-0030-1249622
- Cormie, P., McCaulley, G. O., Triplett, N. T., & McBride, J. M. (2007). Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 340–349. doi:10.1249/01.mss.0000246993.71599.bf
- Cuk, I., Markovic, M., Nedeljkovic, A., Ugarkovic, D., Kukolj, M., & Jaric, S. (2014). Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 1703–1714. doi:10.1007/s00421-014-2901-2

- Driss, T., & Vandewalle, H. (2013). The measurement of maximal (anaerobic) power output on a cycle ergometer: A critical review. *BioMed Research International*, 2013, Article ID 589361, 40p. doi:10.1155/2013/589361
- Garcia-Ramos, A., Jaric, S., Padial, P., & Feriche, B. (2016). Force-velocity relationship of upper body muscles: Traditional versus ballistic bench press. *Journal of Applied Biomechanics*, 32, 178–185. doi:10.1123/jab.2015-0162
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2014). What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *International Journal of Sports Medicine*, 36, 143–149. doi:10.1055/s-0034-1385886
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 126, 136–195. doi:10.1098/rspb.1938.0050
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30, 1–15. doi:10.2165/00007256-200030050-00006
- Impellizzeri, F. M., & Marcora, S. M. (2009). Test validation in sport physiology: Lessons learned from clinimetrics. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4, 269–277. doi:10.1123/ijsspp.4.2.269
- Jaric, S. (2003). Role of body size in the relation between muscle strength and movement performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 31, 8–12. doi:10.1097/00003677-200301000-00003
- Jaric, S. (2015). Force-velocity relationship of muscles performing multi-joint maximum performance tasks. *International Journal of Sports Medicine*, 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. *Sports Medicine*, 46, 1585–1589. doi:10.1007/s40279-016-0531-z
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Brughelli, M., & Morin, J.-B. B. (2017). Effectiveness of an individualized training based on force-velocity profiling during jumping. *Frontiers in Physiology*, 7, 1–13. doi:10.3389/fphys.2016.00677
- Jiménez-Reyes, P., Samozino, P., Cuadrado-Peña, V., Conceição, F., González-Badillo, J. J., & Morin, J. B. (2014). Effect of countermovement on power-force-velocity profile. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 2281–2288. doi:10.1007/s00421-014-2947-1
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2000). *Foundations of clinical research: Applications to practice* (pp. 560–567). Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall Inc. ISBN: 0-8385-2695-0.
- Rahmani, A., Belli, A., Kostka, T., Dalleau, G., Bonnefoy, M., & Lacour, J.-R. (1999). Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 337–344. doi:10.1123/jab.15.3.337
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J.-R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227–232. doi:10.1007/PL00007956
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 383–389. doi:10.1519/JSC.0b013e31816193e7
- Samozino, P., Morin, J.-B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*, 41, 2940–2945. doi:10.1016/j.jbiomech.2008.07.028
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J.-B. (2012). Optimal force-velocity profile in ballistic movements—altius: Citius or fortius? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44, 313–322. doi:10.1249/MSS.0b013e31822d757a
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56, 650–656. doi:10.1007/BF00424805
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19, 231–240. doi:10.1519/15184.1
- Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21, 703–709. doi:10.1519/R-20516.1

- Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of Biomechanics*, 42, 2151–2157. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.05.032
- Zemková, E., Cepková, A., Uvaček, M., & Hamar, D. (2016). A new method to assess the power performance during a lifting task in young adults. *Measurement*, 91, 460–467. doi:10.1016/j.measurement.2016.05.077
- Zivkovic, M. Z., Djuric, S., Cuk, I., Suzovic, D., & Jaric, S. (2017). Muscle force-velocity relationships observed in four different functional tests. *Journal of Human Kinetics*, 56, 39–49. doi:10.1515/hukin-2017-0021

Etude 2 : Comparaison des méthodes de détermination du profil force-vitesse lors du mouvement de soulevé de terre haut (STH)

Introduction

Au cours des exercices de musculation, un individu réalise un mouvement contre des charges externes. On peut alors considérer deux manières d'évaluer la performance réalisée : soit on prend en compte l'ensemble du système en mouvement (*i.e.*, les parties du corps impliqués dans le mouvement + la charge soulevée), soit on ne considère que la trajectoire effectuée par la charge soulevée. Cela revient, dans le premier cas, à considérer le centre de masse du système global en mouvement en utilisant par exemple une plateforme de force, ou à ne considérer que le centre de masse de la charge mobilisée par l'utilisation d'un accéléromètre dans le second cas. Pour un mouvement comme le squat, Rahmani *et al.* (2001) n'ont montré aucune différence significative au niveau de la vitesse, de la force et de la puissance produites mesurées simultanément par une plateforme de force (PFF) et un système cinématique (ACC) placé sur la barre de squat. Cependant, pour les mouvements plus complexes, (*e.g.*, le soulevé de terre), Blatnik *et al.*, (2014) ont montré que les paramètres mécaniques mesurés par une plateforme de force et un accéléromètre pouvaient engendrer des écarts de valeurs induisant des sous-estimations dans la prise en charge des athlètes.

La première étude de notre travail a montré que les mesures réalisées lors de STH étaient reproductibles, et que les relations F-v étaient conformes à celles de la littérature (*i.e.*, linéaires). L'objectif de cette seconde étude était de comparer deux méthodes d'évaluation de la performance réalisée lors de STH (plateforme de force *vs.* kinématique) afin de vérifier si une méthodologie pouvait se substituer à une autre, arguant que l'utilisation d'accéléromètre serait plus facile sur le terrain. Nous avons émis l'hypothèse que les paramètres déterminés pour l'ensemble du système et ceux pour le mouvement de la charge n'étaient pas étroitement reliés.

Méthodes

Quatorze adultes ont réalisé une session de familiarisation et une session expérimentale comprenant 12 répétitions de STH (*i.e.*, trois répétitions par charge : 30, 40, 50, 60% de la masse corporelle). La force produite par les sujets a été mesurée à partir d'une plateforme de force (PFF). Simultanément, l'accélération de la charge en mouvement a été estimée à partir du déplacement vertical de la charge mobilisée via un système de caméras infrarouges (ACC). L'accélération de la barre a alors été calculée par double dérivation du déplacement vertical de la barre en fonction du temps, et la force produite est alors calculée en appliquant la seconde loi de Newton. La reproductibilité de ces mesures a été évaluée à partir du coefficient de variation (CV) et du coefficient de corrélation intra-classe (ICC). La relation F-v et la corrélation entre les résultats ont été évaluées à l'aide de régressions linéaires. La linéarité a été évaluée par le coefficient de détermination (R^2). La corrélation entre les méthodes a été évaluée par le coefficient de corrélation de Pearson (r). Le seuil de significativité p a été fixé à 0,05.

Résultats

Pour les performances individuelles des répétitions, seule la force mesurée avec les deux systèmes de mesure était étroitement liée ($r > 0,9 ; p < 0,01$) quelle que soit la charge considérée. Pour la performance moyenne de tous les sujets, la force et la vitesse mesurées avec la PFF et celles calculées à partir de l'ACC étaient significativement reliées ($r > 0,9 ; p < 0,01$), mais la corrélation obtenue pour la puissance était faible ($r < 0,2 ; p > 0,9$). A partir de ces deux méthodes, les valeurs maximales théoriques de force, vitesse et puissance étaient très faiblement liées ($r < 0,35, p > 0,25$). Quelle que soit la méthode considérée, la reproductibilité de la force était élevée ($CV < 3\% ; ICC > 0,95$). Les valeurs de reproductibilité pour la vitesse et la puissance restaient acceptables lorsque ces paramètres étaient déterminés avec la PFF ($CV < 9\% ; ICC > 0,8$). La reproductibilité pour les mêmes paramètres était meilleure avec l'ACC ($CV < 4\% ; ICC = 0,9$). La relation F-v lors du STH était significativement linéaire pour les deux méthodes ($R^2 > 0,95 ; p < 0,01$).

Conclusion

Les paramètres de force-vitesse-puissance estimés par les deux méthodes ne sont pas étroitement liés les uns avec les autres, mais les deux méthodes permettent de caractériser de

manière reproductible le profil F-v du sportif pratiquant le STH. Cette étude conseille aux entraîneurs d'utiliser l'accéléromètre pour évaluer le profil F-v de leurs athlètes car les résultats de cette méthode sont plus reproductibles.

Analysis of Force-velocity profile during the deadlift high pull: force platform method vs. kinematic method

Wei Lu^a, Sébastien Boyas^a, Marc Jubeau^b, Abderrahmane Rahmani^{a*}

^a *Laboratory ‘Movement, Interactions, Performance’, Faculty of Sciences and Technologies, Le Mans University, Le Mans, Sarthe, France*

^b *Laboratory ‘Movement, Interactions, Performance’, Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Nantes, Loire-Atlantique, France*

***corresponding author:** Abderrahmane Rahmani

Laboratory ‘Movement, Interactions, Performance’

Le Mans University, Avenue Olivier Messiaen, 72085, Le Mans, Cedex 9, France

Tel: 02 43 83 26 35

Fax: 02 43 83 36 62

E-mail: abderrahmane.rahamani@univ-lemans.fr

Abstract

Whatever the considered ballistic movement, the human performance can be investigated by considering only the external load or taking the whole moving system into account. The purpose of this study was to analyze the differences and possible correlations existing between two methods: the force platform (FP) *vs.* the kinematic method (ACC). Fourteen males (76.2 ± 9.6 kg; 1.78 ± 0.07 m; 27.6 ± 8.2 yrs) performed maximal deadlift high pull movement respectively against loads of 30, 40, 50 and 60% of their body mass. The overall force was recorded by the FP and the vertical displacement of the bar was recorded by a motion capture system. For both methods, the force-velocity performances showed a good reproducibility ($CV < 9\%$, $ICC > 0.8$) and a linear and negative relationship between them. However, the reproducibility and linearity were better in the ACC method than in the FP method. Considering the whole group, correlations between mean values measured by the two methods was good for force and velocity ($r > 0.99$, $p < 0.01$) while it was low for power ($r < 0.2$, $p > 0.9$).

This study showed that force, velocity and power values exerted to the bar were more reliable than the one exerted to the whole system. There might be a controlling mechanism to stabilise the performance exerted to the bar regardless of the great variation of body's movement.

keywords: kinematics, kinetics, muscle power, methods

Introduction

During vertical lifting movement, especially under vertical guided barbell, two forces can be considered as collinear: the force F produced by the individual during the lifting task and the weight (W) of both the added external load and its own body segments. F is then the vectorial sum of the weight ($W = m g$), which is constant over time and the inertial force ($I(t) = m a(t)$), which changes over time depending upon the vertical acceleration $a(t)$ in the upward direction.

The lifting kinematic and kinetic patterns, the dynamic power associated with the exercise, as well as the efficiency of the muscular system, are influenced by the manipulation of the lifted load (Frost *et al.*, 2010; Cormie *et al.*, 2011). External loading exercises have been extensively applied to improve functional performance in both athletes and clinical populations. The muscular force assessment is usually determined using a force platform (FP), considered as the ‘gold standard’ (Rahmani *et al.*, 2009; Young *et al.*, 2015), or kinematic systems, such as video systems, optical encoders (Rambaud *et al.*, 2008; Jandačka and Vaverka, 2009) or linear transducers (Cronin *et al.*, 2004; Garcíá-Ramos *et al.*, 2015; Garnacho-Castano *et al.*, 2015; Streckovic *et al.*, 2015).

It is intuitive that the body’s and bar’s velocity of movement should be related one to each other. Several studies showed that the mechanical parameters (*i.e.*, force, velocity and power) obtained from FP and kinematic systems were narrowly related during exercises like half-squat and bench press under a guided bar (Bosco *et al.*, 1995; Comstock *et al.*, 2011; Giroux *et al.* 2014; Rahmani *et al.*, 2001). Analysis of the force/power production during a ballistic pluri-articular movement can then be investigated in two ways: either considering only the external load (Comstock *et al.*, 2011), or taking the whole moving system (Rahmani *et al.*, 2001) (*i.e.*, body and load) into account. In this way, during squat exercise, it has been demonstrated that the force determined from the load displacement and the one simultaneously measured with a FP are superimposed during the pushing phase, indicating that the accelerations of the moving system (individual plus lifted mass) and the bar acceleration are identical (Rahmani *et al.*, 2001). In line with this result, during bench press exercise, Rahmani *et al.* (2009) also demonstrated that “the displacement of the upper limbs’ center of mass was similar to the displacement of the bar’s center of mass. Therefore, at each instant the acceleration of the barbell can be used to calculate the force applied to the system (*i.e.*, upper limbs plus lifted mass)”. However, for more complicated movements (*e.g.*, deadlift), some studies have shown that the movements of the body and the load were not always in pace during the movement (Blatnik *et al.*, 2014). This

revealed that the whole moving system's force-power values might not be proportional to that estimated at the external loads. That is, for a same series of trials, different methods of evaluation would lead to different rankings of performance. The concordance of these two methods' results was therefore in question.

The purpose of this study was then to compare the performance results obtained from two different methods (platform measurements *vs.* kinematic assessment) during a pluri-articular movement such as the deadlift high pull (DHP) and to assess reproducibility of the relationship between the force-velocity-power performance measured from these two methods. We hypothesized that the two methods highlight different results in terms of force-velocity relationships.

Methods and Material

Participants

Fourteen physically active males participated in the present study (76.2 ± 9.6 kg; 1.78 ± 0.07 m; 27.6 ± 8.2 yrs). All of them were regularly involved in weight-lifting exercises. They were healthy, without any consumption of drugs, medications or dietary supplements that could have influenced the testing. Participants were required not to be engaged in heavy physical activity in the 48 h prior to experimental sessions. All participants were informed of the procedures that will be performed and gave a written consent. The study was conducted according to the declaration of Helsinki and was approved by the institutional ethics committee of human research.

Experimental design

Each participant participated in two familiarization sessions and an experimental one, performed at the same time of the day and separated by a week. Each session began with a general warm-up including ten minutes of cycling at comfortable pace, and 30 DHP against sub-maximal loads (10 repetitions (reps) at 17 kg, 8 reps at 21 kg, 6 reps at 27 kg, 4 reps at 33 kg, 2 reps at 37 kg). Then, the participant performed three series of four randomized trials

against a load of 30, 40, 50 and 60% of their body mass. A rest period of 3 min followed each trial.

To perform a DHP trial, participants stood with their feet shoulder-width apart, knees bent at a 90° angle, back straight, and the bar, right under their knees, resting on the support of the vertical guide (*Figure 1*). Participants placed their hands shoulder-width apart and kept them just in contact with the bar without applying forces. Then, upon a verbal command, participants performed a DHP movement with maximum effort. To validate the trial, the following criteria were controlled: *i*) the bar was held in the participant's hands throughout the movement; *ii*) participants did not jump at the end of movement, *iii*) neither restrained the bar.



Figure 1. Starting position of the DHP movement

Material, data collection and analysis

All DHP movements were performed on a guided horizontal barbell (Multipower Basic, Panatta Sport, Spiro, Italy), allowing only vertical displacements. Participants stood on a FP (Kistler, type 9286B, Kistler Instrumente AG, Winterthur, Switzerland) while performing DHP. The vertical barbell's movement was recorded using the Qualisys Motion Capture System (Qualisys®, Gothenburg, Sweden). The use of the motion capture systems was aimed to synchronize it with the FP system through a trigger, which can start up simultaneously the measurements. The video system and the FP's sampling frequency were set at 250 Hz. The

motion movement allow determining the vertical acceleration of the barbell. This method is referred as the acceleration method (ACC) throughout the manuscript.

During DHP, only the accelerating phase during the rising movement was taken into account for analysis. For both methods, only the part where the bar's acceleration was superior to zero was taken into consideration.

Computation method

Using the FP's kinetic data, the moving system's acceleration was calculated as the vertical ground reaction force less the moving system weight divided by the moving system mass (Eq. 1).

$$a_{\text{sys}}(t) = \frac{F_{\text{sys}}(t) - (m_{\text{sys}} \cdot g)}{m_{\text{sys}}} \quad (\text{Eq. 1})$$

with $a_{\text{sys}}(t)$ the acceleration-time function of the system (individual plus lifted mass) centre of mass, $F_{\text{sys}}(t)$ the force-time function of the data collected by the FP, m_{sys} is the total mass of the system, and g the absolute value of gravity acceleration, taken as 9.81 m/s^2 .

The moving system's velocity was then calculated as the integral of acceleration over the accelerating period (Eq. 2).

$$v_{\text{sys}}(t) = \int_{t_0}^t a_{\text{sys}}(x) \cdot dx + v_{\text{sys}}(t_0) \quad (\text{Eq. 2})$$

with $v_{\text{sys}}(t)$ the vertical velocity-time function of the centre of mass of the system, $v_{\text{sys}}(t_0)$ the velocity of centre of mass at the beginning position, taken as 0 since the movement began from a static position.

The instantaneous power of the moving system was calculated as the product of the instantaneous force and velocity (Eq. 3).

$$P_{\text{sys}}(t) = F_{\text{sys}}(t) \cdot v_{\text{sys}}(t) \quad (\text{Eq. 3})$$

With $P_{\text{sys}}(t)$ the power-time function of the system's center of mass.

For the ACC method, the acceleration and velocity of the external load were directly derivated from the vertical displacement of the barbell recorded from the motion capture system (Eq.4, Eq 5).

$$v_{load}(t) = \frac{dl_{load}(t)}{dt} \quad (\text{Eq. 4})$$

$$a_{load}(t) = \frac{dv_{load}(t)}{dt} \quad (\text{Eq. 5})$$

With $l_{load}(t)$, $v_{load}(t)$ and $a_{load}(t)$ the vertical displacement-, velocity- and acceleration-time functions for the load, respectively.

The force applied to the load was then calculated as the product of the load's mass and acceleration plus its gravity (Eq. 6a). If considering the accelerations of the load and of the whole system as identical, the overall force was calculated as the product of the whole system's mass and acceleration plus its gravity (Eq. 6b)

$$F_{load}(t) = m_{load} \cdot (a_{load}(t) + g) \quad (\text{Eq. 6a})$$

$$F_{overall}(t) = m_{sys} \cdot (a_{load}(t) + g) \quad (\text{Eq. 6b})$$

With $F_{load}(t)$ and $F_{overall}(t)$, the time functions of the force applied to the load and to the whole system, respectively; $a_{load}(t)$ the acceleration-time function of the external load obtained by the motion capture system; m_{load} is the mass of the load and m_{sys} is the mass of the body plus load.

The instantaneous powers exerted to the load and to the whole system were calculated as the product of instantaneous force and velocity (Eq.7a, Eq.7b).

$$P_{load}(t) = F_{load}(t) \cdot v_{load}(t) \quad (\text{Eq. 7a})$$

$$P_{overall}(t) = F_{overall}(t) \cdot v_{load}(t) \quad (\text{Eq. 7b})$$

With $P_{load}(t)$ and $P_{overall}(t)$ the power-time function of the power exerted to the load and to the whole system.

Force-velocity relationships

The F-v relationships were determined by least squares linear regressions using the means of the trials of the four loads, *i.e.* the mean of the three series. F–v curves were extrapolated, to obtain F_0 and V_0 , which correspond to the intercepts of the F–v curve with the force and the velocity axis, respectively (Rahmani *et al.*, 2018). Values of the maximal power of the power-

velocity relationship (P_{max}) were calculated as previously proposed and validated (Yamauchi and Ishii, 2007), *i.e.* the product of 50% F_0 and 50% V_0 .

Statistical methods

The mean and peak force, velocity and power values were expressed as their mean \pm standard deviation. These values were taken as descriptors of performance. Their reproducibility was evaluated by the coefficient of variation (CV) and the intra-class correlation coefficient (ICC) (Hopkins, 2000). The CV values were interpreted as follows: CV less than 5% indicated little variation, 5%–10% moderate variation and more than 10% large variation (Petersen *et al.*, 2004). ICC were interpreted as follows: ICC less than 0.5 indicates poor to fair agreement; 0.5–0.6 moderate agreement; 0.6–0.7 moderately strong agreement; 0.7–0.8 strong agreement; and > 0.8 almost perfect agreement (Portney and Watkins, 2000). Acceptable reliability was determined as an $ICC > 0.7$ and a $CV < 10\%$ (Atkinson and Nevill, 1998).

The relationships between force and velocity were tested by one-order linear regression, and the linearity was evaluated by the coefficient of determination (R^2). The correlations between the methods were also assessed by Pearson's product moment (r). The threshold of significance in this study was set at $p < 0.05$.

The bias between the two methods was presented with Bland-Altman plots, with limits of agreement defined as the mean difference ± 1.96 SD of the difference (Bland and Altman, 1986)

Results

Reproducibility

The force, velocity and power performances during DHP were reproducible for both mean and peak values according to both methods' results. The mean and peak forces showed a strong to almost perfect agreement ($CV < 4\%$, $ICC > 0.95$ *Table 1*), the mean and peak velocities showed a strong agreement ($CV < 8\%$, $ICC > 0.8$, *Table 1*), while the mean and peak powers showed a fairly strong agreement ($CV < 9\%$, $ICC > 0.85$, *Table 1*). The reproducibility of the force values was slightly higher in FP method than in ACC method, while the reproducibility of velocity and power was higher in ACC method than in FP method (*Table 1*).

Mechanical parameters estimated from the two methods

Considering the mean values, the loads moved two times faster than the whole moving system (1.28 vs. 0.64 m/s, *Table 1*). The force (515.7 N vs. 1264.5 N, *Table 1*) and power (668.9 W vs. 830.2 W, *Table 1*) applied to the loads was less than that applied to the whole system. During DHP movement, the external load counted only for a minor part of the total mass, *e.g.* 60% BM counted 37.5% in overall mass (body plus lifted mass). However, the power exerted to the external load (according to FP method) could reach more than 80% of the total power output (according to FP method) (*Table 1*).

Table 1. Force platform and kinematic methods' results of mean, peak and theoretic maximal performance of force (\bar{F} , F_{peak} , F_0), velocity (\bar{V} , V_{peak} , V_0) and power (\bar{P} , P_{peak} , P_{max}).

	Force Platform Method			Kinematic Method			
	Mean ± SD	CV (%)	ICC	Mean ± SD (external load only)	Mean ± SD (overall system)	CV (%)	ICC
\bar{F} (N)	1264.5 ± 17.2	1.4	0.99	515.2 ± 8.0	1738.8 ± 27.0	1.6	0.97
\bar{V} (m/s)	0.64 ± 0.1	8.0	0.81	1.28 ± 0.05	1.28 ± 0.05	4.1	0.83
\bar{P} (W)	830.2 ± 69.4	8.7	0.87	668.9 ± 32.4	2257.5 ± 109.4	4.9	0.89
F_{peak} (N)	1619.3 ± 52.5	3.2	0.90	628.3 ± 18.1	2120.5 ± 61.9	2.9	0.92
V_{peak} (m/s)	1.42 ± 0.1	7.0	0.88	2.84 ± 0.07	2.84 ± 0.07	2.5	0.94
P_{peak} (W)	1929.0 ± 173.2	9.2	0.94	1316.09 ± 49.1	4441.9 ± 165.7	3.7	0.89
F_0	1991.2 ± 208.6	18.4	0.60	1173.3 ± 123.6	3959.9 ± 417.2	8.5	0.66
V_0	2.07 ± 0.65	31.4	0.49	2.71 ± 0.2	2.71 ± 0.2	7.8	0.65
P_{max}	1181.1 ± 238.8	20.2	0.32	723.0 ± 32.3	2440.1 ± 109.0	3.9	0.95

Otherwise, if we consider the lifted mass as the subject mass plus the lifted load, the calculated force and power (1738.8N and 2257.5W respectively, *Table 1*) were much greater than the values determined from FP method (force = 1264.5N, power = 830.2W, *Table 1*). The peak values showed a similar ratio between the values of the two methods (*Table 1*).

Relationship between the results of force platform and kinematic methods

Considering the individual performance, only the force exhibited a good correlation between the two methods ($r > 0.90$, *Figure 2.a.1.*). For the velocity, the correlation between the two methods was clearly lower ($r > 0.70$, *Figure 2.b.*). For power, the individual performances were quite scattered ($r < 0.2$, *Figure 2.c.1*). However, the mean values of the average force and velocity of all subjects measured with the FP and the ACC were significantly related ($r > 0.99$,

Figures 2.a.1, 2.b.1) while the mean values of the average power measured with the two methods were still barely related ($r < 0.2$, $p > 0.8$, *Figure 2.c.1*).

While the ACC method took the overall mass into account, its force and power values showed much higher values than the FP method, but the difference between the two methods decreased with the increase of load (*Figure 2.a.2., 2.c.2.*).

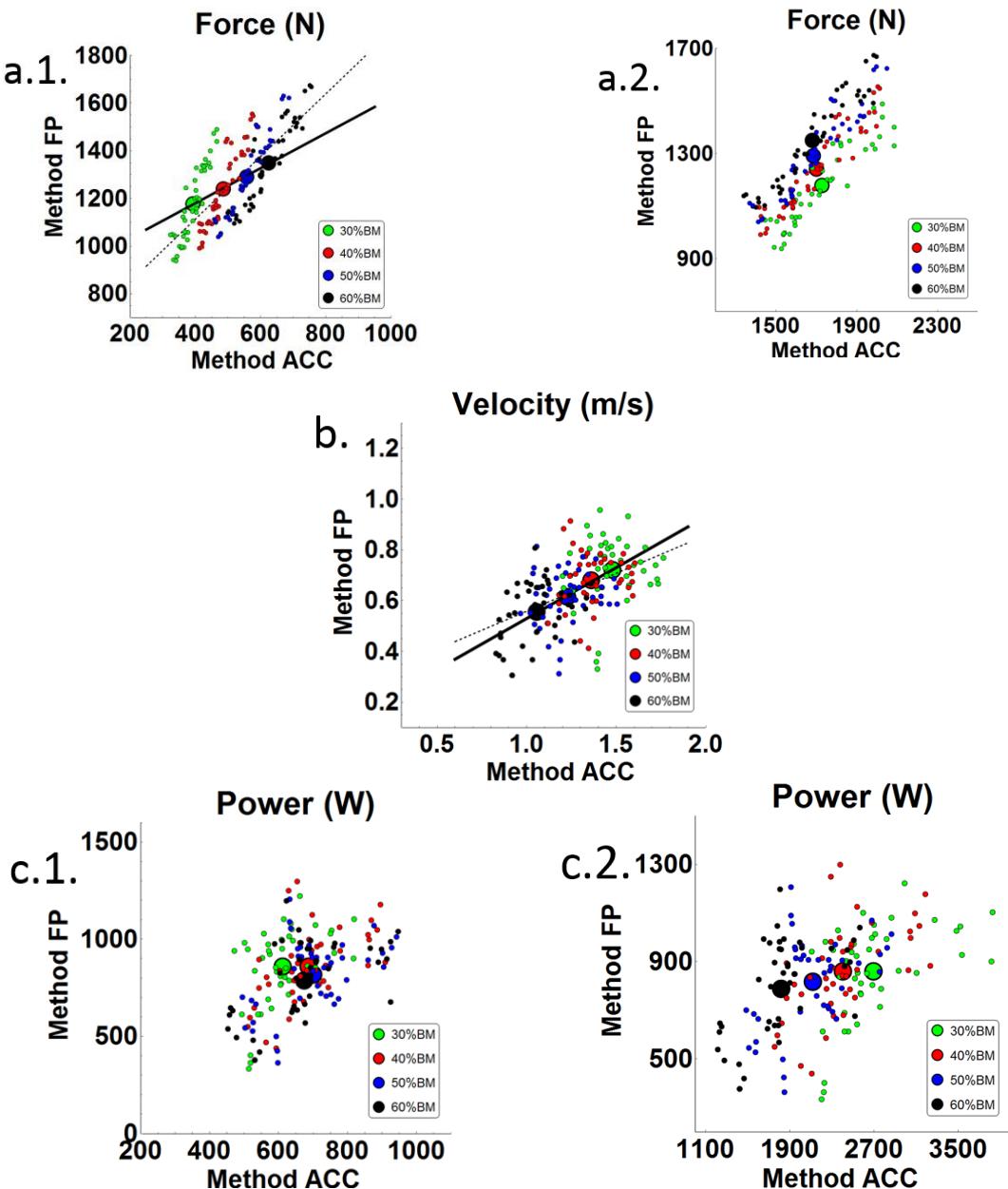


Figure 2, Correlation between the FP and ACC methods' results of force (a.), velocity (b.) and power (c.) performance

1. ACC method considering only the load

2. ACC method considering the overall mass of system

Mean value of the whole group's regression line presented with solid line

Individual values' regression line presented with dashed line

Bland-Altman plots are depicted in *Figure 3*. Graphical analysis showed a systematic difference between these two methods. The force and power values measured according to FP method was greater than the ones determined from the ACC method with biases of 84.2% and 21.5% for force and power, respectively (*Figure 3.a.1, 3.c.1*). The measured load's velocity (ACC method) was greater than that of the moving system (FP method) with a bias of 66%. However, considering the overall mass, the ACC method overestimates the force and the power with a bias of 29.3% and 92.5%, respectively.

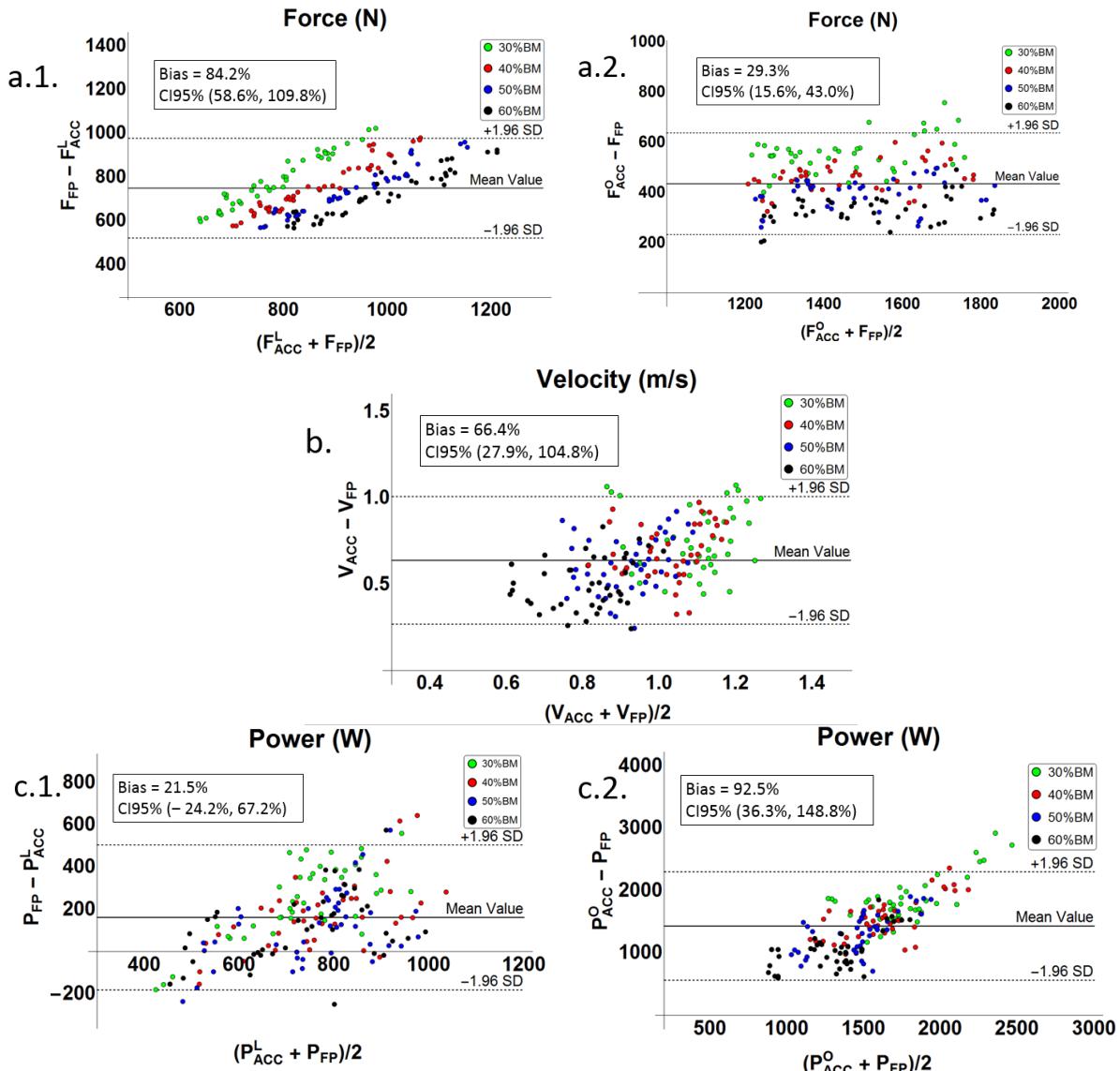


Figure 3, Bland-Altman plot (overall performance less performance to the bar) for the force (a.), velocity (b.) and power (c.) measured with the FP and ACC methods.

1. ACC method considering only the load (F_{ACC}^L, P_{ACC}^L)
2. ACC method considering the overall mass of system (F_{ACC}^O, P_{ACC}^O)

Force-velocity relationship

The force-velocity exhibited a significant linear shape for both methods, and for both mean and peak values (*Figure 4*). The linearity of the force-velocity relationship obtained from the ACC method considering only the load ($R^2 > 0.99$, $p < 0.001$ for mean value, $R^2 = 0.99$, $p < 0.001$ for peak value, *Figure 4*) was even better than that obtained from the FP method ($R^2 = 0.97$, $p < 0.001$ for mean value, $R^2 = 0.96$, $p < 0.01$ for peak value, *Figure 4*). However, for the ACC method considering the overall mass, the F-v relationship exhibited a linear shape of positive slope, with no intercept with the velocity axis.

Extrapolating each participant's F_0 and V_0 from each of the three series with all the four loads, the theoretical maximal values according to the ACC method ($CV < 9\%$, $ICC > 0.65$, *Table 1*) were much more reproducible than the theoretical maximal values according to the FP method ($CV \approx 20\%$, $ICC < 0.6$, *Table 1*), especially for the P_{max} ($CV_{FP} = 20\% \text{ vs. } CV_{ACC} = 3.9\%$, $ICC_{FP} = 0.32 \text{ vs. } ICC_{ACC} = 0.95$).

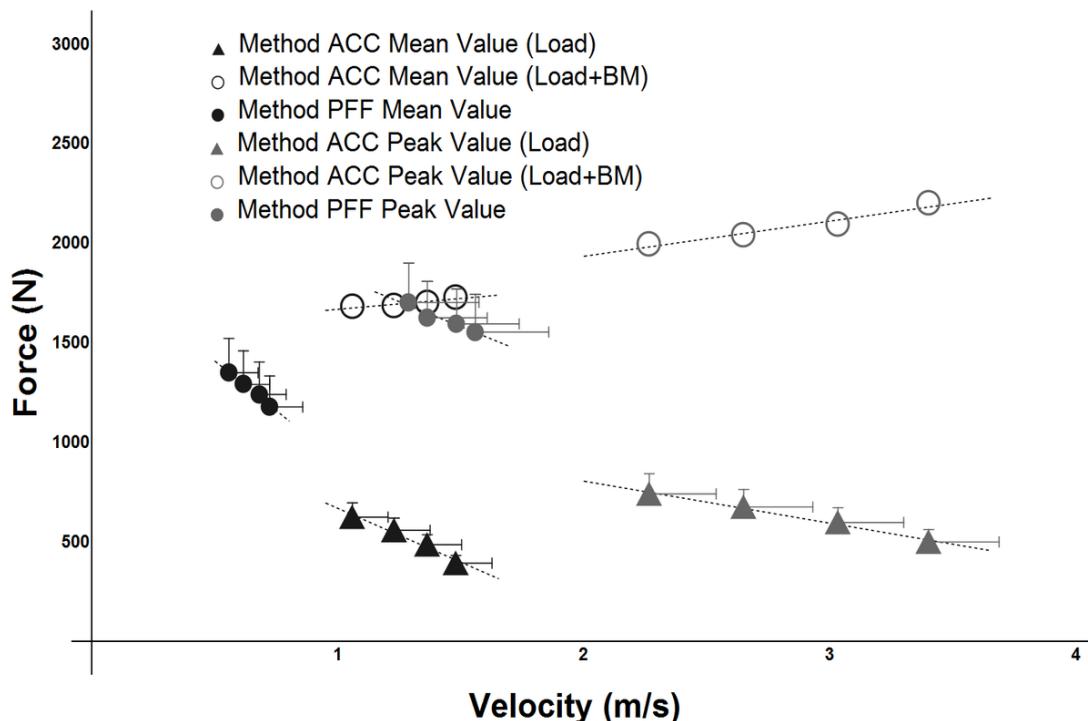


Figure 4. Force-velocity relationship for mean (black) and peak (grey) values of the moving system's (disc markers), load's movement considering only the load (triangle markers) and the load's movement taken as the whole system's movement (circle markers)

Discussion

The purpose of this study was to compare the performances measured with two methods (FP vs. ACC), and to establish, if possible, the F-v relationship according to the results of both methods. The results showed that FP and ACC methods are reliable to evaluate the force-velocity-power performance during ballistic DHP movement (*Table 1*). Moreover, the F-v relationship extrapolated from the results of both methods were significantly linear (*Figure 4*). Nevertheless, there was a significant bias between the force-velocity-power performance obtained from the two methods (*Figure 3*). Finally, considering the whole group, correlations between mean values measured by the two methods was good for force and velocity ($r > 0.99$, $p < 0.01$, *Figure 2.a.1, 2.b.1*) while it was nearly zero for power ($r < 0.3$, $p > 0.9$).

Mechanical parameters estimated from the two methods

Just as stated in a previous study (Lu *et al.* 2017), this study confirmed the high reproducibility of force, velocity and power performances whatever the considered methods (*Table 1*). Except for the mean and peak force values, the results observed on velocity and power were generally more reproducible in ACC methods than in FP methods. This is justified by the fact that the velocity is derived from the vertical displacement and the mathematical error is lower than the integration done from the force time function.

Despite the high reproducibility of the measurements, in opposition to squat (Rahmani *et al.* 2000) and bench press (Rahmani *et al.* 2009) exercises, this study found a high systematic bias of the velocity (66.4%) between the two methods (*Figure 3.b.*). In another word, during the DHP, there was a discrepancy between the movements of the load and of the whole moving system's centers of masses. Because of this discrepancy, the idea of taking the load's vertical movement for the whole system's movement, the so-called Bosco method (Bosco *et al.*, 1995), cannot be applied to the DHP's F-v analysis. In fact, Bosco method would overestimate greatly the force and power developed by the subject (*Table 1, Figure 3.a.2, Figure 3.c.2*). If we take FP method for “gold standard”, the force was overestimated to about 150% of its real value and the power, about 300%.

A systematic bias exists between the two methods in all parameters (*Figure 3*). In contrary to simple movement, *such as squat* (Rahmani *et al.*, 2000; Giroux *et al.*, 2014) and bench press (Rahmani *et al.*, 2009), the correlation between the two methods was not always perfect. Indeed, only the force showed a clear correlation ($r > 0.9, p < 0.01$) between the two methods whatever the considered load (*Figure 2.a.1*). For the velocity, the data points were scattered with a moderate-strong correlation ($r > 0.7, p < 0.05$). However, if we observe all subjects' mean performance, the force and velocity obtained from the two methods were perfectly related ($r > 0.99, p < 0.01$, *Figures 3.a., 3.b.*) even though the relationship of power performance during DHP was nearly zero (*Figure 2.c.1*). Nevertheless, considering the individual performances, the velocity and power could not be precisely “converted” between the two methods.

Logically, the more the external load counts in the whole system's mass, the closer the results of the two methods would be. This explains why the slope of the relationship between the two methods (x-axis for ACC, y-axis for FP) was less than 1 for the force (*Figure 2.a.1*) and greater than 1 for the velocity (*Figure 2.b*). In other words, the results of the two methods were getting closer with the increase of loads, they were nearing the reference line of $x = y$. In the Bland-Altman graphics, we can see that when the load increases, the relative bias for the force decreased for the ACC method taking only the load into account (*Figure 3.a.1*) and decreased in absolute value for the ACC method taking the system's overall mass into account (*Figure 3.a.2*). For the velocity (*Figure 3.b*) and the power with ACC method taking the system's overall mass (*Figure 3.c.2*), with the increase of load, both the absolute and relative bias decreased. It is notable that for power, there were some negative values on the vertical axis, which means the neglected power (due to the relative movements between the segments) can be greater than the power exerted to the individual's body (*Figure 3.c.1*).

The discrepancy between the results of the two methods indicated that the effort done by the subject and the one undergone by the load can't be considered as identical. This is in accordance with the results observed by Blatnik *et al.*, (2014) during a deadlift exercise. In their study, for instance, with a load of 70% BM, the sum of the peak force applied to the bar (1657 N) and the peak force applied to the body (1161 N) was greater than the peak force applied to the whole system (2483 N). Another study on power clean (McBride *et al.*, 2011) has reported the similar phenomenon. The sum of the peak forces exerted to the bar's and to the body's was greater than the peak force exerted to the whole system. The results of these studies showed that the evolution of the load's and the moving system's force were not in pace, since their peak values arrived at different instant.

Force-velocity relationship

As indicated in the study of Bobbert (2012), the F-v relationship during a pluri-articular movement was quasi-linear rather than hyperbolic. Our study confirmed this conclusion since during the DHP movement the F-v relationship was perfectly linear for both mean and peak values, whatever the considered method (*Figure 4*). Compared with our first study on DHP with FP method ($R^2 > 0.95$, $p < 0.01$; Lu *et al.*, 2017), we found that the F-v relationship obtained with ACC method was of better linearity ($R^2 > 0.99$, $p < 0.001$; *Figure 4*). The linearity of DHP's F-v relationship in our study was comparable to that of the squat ($R^2 = 0.83\sim0.98$, $p < 0.05\sim0.0001$; Rahmani *et al.*, 2001) and bench press ($R^2 > 0.80$, $p < 0.001$; Rahmani *et al.*, 2018). This was true when the force is calculated by considering only the lifted mass for the ACC method. When the individual mass is added in the force calculation, a severe overestimation of the force values appears for the light loads. This leads to a force-velocity relationship with a positive slope (*Figure 4*). This is not physiologically possible since the heavier the load, the lower the velocity should be. In opposition to movement when only one muscular group is essential to perform the movement, the DHP involves the whole body from the lower limbs to the upper limbs, including the trunk. If it is logical to think that during the deadlift part of the DHP, the body mass should be taken into account, during the second part, only the trunk and the upper limbs are in movement. This suggests that a multisegmental analysis of the DHP should be done to accurately understand how the force is transferred from the lower to the upper limbs.

Practical applications and perspective

Power is usually considered as the essential parameter to consider for the sport movements demanding as much work as possible during a short instant of time. As a compromise of force and velocity, the two main parameters in the F-v relationship study, power is a relevant criteria to rank the performance in muscle power trials (Samozino *et al.*, 2012). Unfortunately, the correlation between the power estimated from FP and ACC methods was nearly zero (*Figure 2.c.1*). For a given subject and a given load, among the three trials, the best performed trial in power according to FP method might be the worst performed trial according to ACC method. To try to understand what can differentiate the two methods, we grouped respectively all “best trials” and “worst trials” and traced their force evolution with time and displacement (*Figure 5.*). According to the FP method, the highest and lowest performance trials were of similar durations (difference of 0.7%, *Figure 5*) but the mass displacement was different

(difference of 14.0%, *Figure 5*). The relationship between the displacement and power performance was significant ($r > 0.8$; $p < 0.001$). According to the ACC method, the best and worst trials were of quite similar displacements (difference of 0.6%, *Figure 5.a.*) but occurs on different durations (difference of 7.4%, *Figure 5*). The relationship between the duration and power performance was also significant ($r > 0.8$ and $p < 0.001$). Regardless the achieved power, the barbell's acceleration phase was relatively consistent in displacement and variable in duration while the whole system's acceleration was consistent in duration and variable in displacement (*Figure 5*). That might explain why the effort exerted to the barbell was more reproducible than that the one exerted to the body. To the whole system, it seemed that the subject exerted a force during a certain time, after that, the force decreases, no matter what performance has been achieved (*Figure 5*). Meanwhile, to the barbell, it seemed that all trials accelerated a certain load over a similar distance. If a trial started with smaller force, its force decreased slower and the acceleration phase lasted longer. One can suppose that an unconscious strategy was developed by the participants to maximize and stabilize the performance applied on the loads. Further studies with multisegmental motion capture and analysis as well as electromyographic analysis are needed to verify this hypothesis.

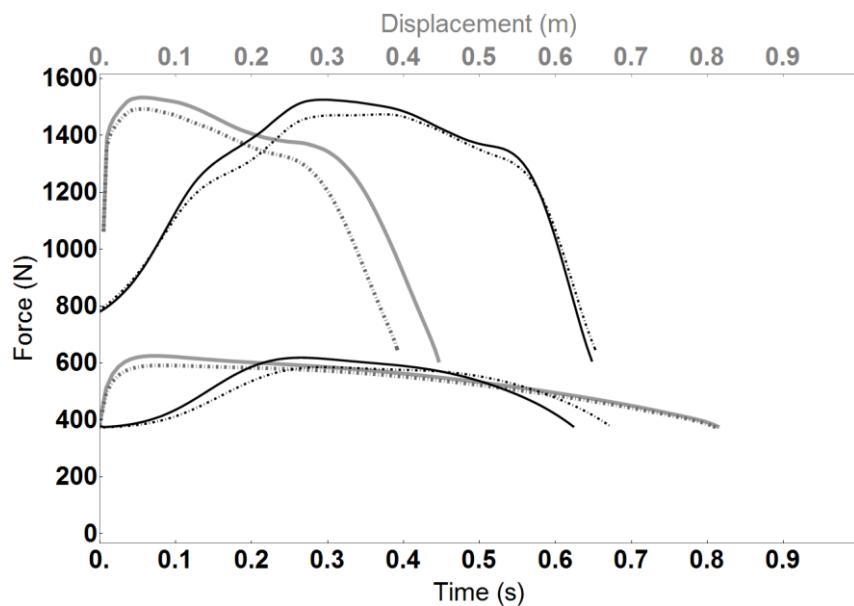


Figure 5, Force evolution during the deadlift high pull movement.

Upper side: force of the moving system over the time (black) and displacement (grey)

Lower side: force applied to the load over the time (black) and displacement (grey)

Solid lines: average curve of the highest performance repetitions on mean power

Dotted lines: average curve of the lowest performance repetitions on mean power

Conclusion

This study confirmed the reliability of DHP performance whatever the methods used to assess the individual capacity. The results obtained from the ACC method were generally more reproducible than the ones determined from the FP method. Even if a strong correlation was observed for the mean values of the sample subjects between the two methods for the force and velocity, it should be kept in mind that considering the individual performances, this relationship is not confirmed. Results of a method are not transferable from one method to another.

The use of ACC method should be confined to evaluate only the effort applied to the barbell. However, this study suggests practitioners to choose the ACC method to monitor and calibrate their training exercises because of its simplicity and higher reliability. After all, in a pragmatic vision, almost all sports and daily tasks count only the effort exerted to the external load/resistance in their results.

Etude 3 : L'influence de la fatigue neuromusculaire induite par d'un mouvement maximal répété du corps entier à deux charges différentes sur la relation force-vitesse d'un mouvement complexe

Introduction

Pour les fibres musculaires isolées, la relation F-v a été modélisée par une courbe hyperbolique (Hill, 1938). Une revue de littérature (Jones, 2010) a conclu que la fatigue induite par les contractions maximales répétées pouvait non seulement affecter la performance de la force et de la vitesse, mais aussi augmenter la courbure de la relation F-v. Une étude sur un mouvement mono-articulaire (Penasso and Thaller, 2018), *i.e.* l'extension du genou, a rapporté que l'impact de la fatigue sur la relation F-v était similaire à celui sur la fibre isolée. Après fatigue, la force maximale isométrique extrapolée de la relation F-v (F_0) a diminué de 40% alors que la vitesse maximale (V_0) n'a diminué que de 4%. Dans le même temps, la courbure est passée de 0,35 à 0,42.

Dans le cadre d'une étude sur le développé-couché, Garcia-Ramos *et al.* (2017) ont rapporté qu'après une fatigue induite par des répétitions avec une charge de 60% de la répétition maximale (1-RM) jusqu'à épuisement, la baisse de V_0 ($-37,1\% \pm 13,4\%$) était plus importante que celle de la F_0 ($-25,2\% \pm 12,9\%$). A l'inverse, après un protocole de fatigue induite par des répétitions à 80% d'1-RM, la baisse de F_0 ($-9,6\% \pm 7,0\%$) était plus importante que celle de V_0 ($-0,7\% \pm 13,2\%$). Cependant, la pente de la relation F-v n'a pas été significativement modifiée.

Ainsi, l'objectif de cette étude était de clarifier l'impact de la fatigue sur la relation F-v au cours du soulevé de terre haut. Nous avons émis l'hypothèse qu'une baisse de la force serait plus marquée que celle de la vitesse après un protocole de fatigue.

Méthodes

Dix adultes ont réalisé deux sessions d'expérimentation, chacune comprenant le test pré-fatigue, l'exercice fatiguant et le test post-fatigue. Au cours d'une session, l'exercice fatiguant consistait à réaliser 40 répétitions de soulevé de terre haut (STH) avec une charge de 60% de la

masse corporelle (BM) pendant 5 min et dans une seconde session, 60 répétitions de STH contre une charge de 30% BM pendant 5 min. La quantité de travail a ainsi été égalisée entre les deux protocoles de fatigue. Le mouvement de la barre a été enregistré avec un système d'analyse du mouvement via caméras infrarouges et les activités EMG de dix muscles ont été enregistrées. Ces dix muscles sont les principaux muscles moteurs et stabilisateurs lors du STH : longissimus, muscle grand glutéal, muscle droit fémoral, biceps fémoral, muscle gastrocnémien, muscle vaste latéral, muscle deltoïde, triceps brachial, biceps brachial, muscle trapèze. Sous la supposition que le mouvements DHP est symétrique, seules les muscles de la moitié droite du corps ont été enregistrés. Les systèmes de caméra et d'EMG étaient synchronisés.

Résultats

La différence entre les performances pré- et post-fatigue en force ($-11.7 \pm 5.1\%$), vitesse ($-7.1 \pm 5.5\%$) et puissance ($-21.9 \pm 8.5\%$) était significativement différente ($p < 0.05$). Quant aux valeurs théoriques maximales, la baisse de F_0 ($-16.5 \pm 8.1\%$) et de P_{max} ($-22.9 \pm 12.1\%$) était significative ($p < 0.05$). Cependant, après l'extrapolation du profil F-v avec la pente modifiée par l'effet de la fatigue, la baisse de V_0 ($-5.6 \pm 9.2\%$) n'était pas significative ($p = 0.08 \sim 0.11$). La baisse de F_0 , V_0 et P_{max} était similaire ($p > 0.7$ pour F_0 ; $p > 0.3$ pour V_0 ; $p > 0.9$ pour P_{max}). Au cours de l'exercice fatigant, la baisse des paramètres de force, vitesse et puissance a été progressive en fonction du temps ($\eta^2 > 0.8$). Lorsque l'on divise le temps de travail en cinq parties égales (soit une minute d'exercice par partie), la force diminue significativement au cours du temps ($p < 0.05$). Cependant, on ne note pas de diminution significative pour la vitesse et la puissance ($p \approx 0.2$).

Une baisse du niveau moyen d'activité EMG sur la partie de l'accélération positive du mouvement a été observée aux différentes charges : une baisse significative pour les muscles gastrocnémien et vaste latéral après l'exercice fatiguant avec la charge de 30% BM, et une baisse significative pour les muscles biceps brachial, deltoïde médial après l'exercice fatiguant avec la charge de 60% BM. Seul le muscle stabilisateur triceps brachial a augmenté son niveau d'activité après l'exercice fatigant avec la charge de 30%BM. Cependant, la variabilité intersujets importante des activités EMG rend la baisse d'activité EMG pour la plupart des muscles non significative. En général, la baisse du niveau d'activité EMG est plus marquée sur les muscles des membres supérieurs (-8.2%) que celle des muscles des membres inférieurs (-4.3%).

Conclusion

Cette étude a montré qu'après 5 minutes d'exercice fatigant à l'effort maximal, la même quantité de travail a résulté d'une baisse similaire de la performance. Pendant les tests post-fatigue, la baisse de la performance des répétitions avec la charge lourde est plus marquée que celle avec les charges légères. Par conséquent, la pente du profil F-v a été modifiée au profit de la conservation de V_0 . D'après les diminutions de l'activité EMG observées, nous pouvons supposer que les membres supérieurs étaient les plus fatigués et qu'en conséquence une compensation relative vers les membres inférieurs a été effectuée pour maintenir la performance.

Influence of neuromuscular fatigue induced by whole-body repeated maximal exercise at different movement velocity on force-velocity relationship during a deadlift high pull

Wei Lu^a, Marc Jubeau^b, Abderrahmane Rahmani^a, Sébastien Boyas^{a*}

^a *Laboratory 'Movement, Interactions, Performance', Faculty of Sciences and Technologies, Le Mans University, Le Mans, Sarthe, France*

^b *Laboratory 'Movement, Interactions, Performance', Faculty of Sport Sciences, University of Nantes, Nantes, Loire-Atlantique, France*

***corresponding author:** Sébastien Boyas

Laboratory 'Movement, Interactions, Performance'

Le Mans University, Avenue Olivier Messiaen, 72085, Le Mans, Cedex 9, France

Tel: 02 43 83 26 35

Fax: 02 43 83 36 62

E-mail: sebastien.boyas@univ-lemans.fr

Abstract

This study aimed to investigate how fatigue influences the force-velocity (F-v) relationship during a whole-body and complex movement, the deadlift high pull (DHP). The F-v profiles of ten male (75.8 ± 10.9 kg; 1.79 ± 0.06 m; 25.1 ± 5.2 yrs) were evaluated during DHP before and after a 5-min fatiguing exercise consisting of repeated DHP movements against two different loads (30%BM vs. 60%BM) in two different sessions. Between pre- and post- tests, the force ($-11.7 \pm 5.1\%$), velocity ($-7.1 \pm 5.5\%$) and power ($-21.9 \pm 8.5\%$) performances were significantly decreased ($p < 0.05$). With similar cumulative work (55463.1 ± 3201.0 J vs. 56689.3 ± 3322.4 J), the protocols with loads of 30%BM and 60%BM led to a similar extent of F-v profile modification. The theoretical maximal force ($-16.5 \pm 8.1\%$) and power ($-22.9 \pm 12.1\%$) decreased similarly but significantly ($p < 0.05$) for both protocols. The theoretical maximal velocity ($-5.6 \pm 9.2\%$) also decreased but not significantly ($p \approx 0.1$). During the 5-min fatiguing exercise, the force decrease was significant between each 1-min period. However, the decrease in velocity and power was not significant ($p \approx 0.2$).

This study confirmed that fatigue impaired the F-v relationship by impacting in a greater extent the maximal force rather than the velocity (Penasso and Thaller, 2018). It also suggests that the work quantity is a primer determinant of the fatigue rather than the load used during the whole-body fatiguing exercise.

Keywords: muscle profile, ballistic movement, power, performance

Introduction

The force-velocity (F-v) profile evaluation could help athletes to calibrate their training program (Giroux *et al.*, 2014) according to the required quality of their sport discipline (Sale, 1991). Training to balance the F-v profile (Samozino *et al.*, 2013) or to adjust the load for maximal power output (Cormie *et al.*, 2007) can help the athlete to achieve their best power performance.

Studies focusing on different maximal ballistic multi-joint movements (*e.g.* bench press (Garcia-Ramos *et al.*, 2016; Rahmani *et al.*, 2018), squat jump (Rahmani *et al.*, 2001; Giroux *et al.*, 2014), cycling (Granier *et al.*, 2017) and sprinting (Samozino *et al.*, 2016) have reported that subjects' F-v profile was always linear and remained reproducible within a session and throughout different sessions under a similar physical condition of subjects. Even for a whole-body and complex movement, such as the deadlift high pull (DHP), which consists in raising a barbell from the floor to the maximum height possible in a single movement, F-v relationship was still found to be linear and reliable ($R^2 > 0.90$, $p < 0.005$) (Lu *et al.*, 2017). The reproducibility of F-v performance enables these parameters to monitor athletes' physical condition or training effect. The linearity of the F-v relationship facilitates its application to guide the on-the-field trainings for the simplicity of linear functions' interpolation and extrapolation calculations.

In spite of the performance constancy under "fresh" condition, during a long-lasting and high-intensity exercise, the effects of fatigue would undoubtedly reduce the subject's force production capacity (Morel *et al.*, 2015). As a consequence, the velocity attained during movements (Rousanoglou *et al.*, 2016) could also be affected and the F-v relationship would be modified. However, it remains unknown whether fatigue affects F-v relationship during a complex movement, such as the deadlift high pull.

For an isolated muscle fibre or a single muscle, the F-v relationship was described based on Hill's hyperbolic model (Hill, 1938). A number of studies working on isolated muscle showed that fatigue induced from repeated maximal contractions could not only reduce the force and velocity performance, but also increase the F-v profile curvature (Jones, 2010). A recent study on mono-articular movement, *i.e.* knee-extension (Penasso and Thaller, 2018), confirmed that the F-v profile of a mono-articular muscle group was similar to that of a single muscle (Wilkie, 1950). That confirmed also that the influence of fatigue on the joint's F-v profile was similar to

that on a single muscle's F-v profile, that is, a decrease in force and velocity, but an increase in the F-v profile curvature.

However, although the power performance under fatigued condition could be closely related to performance during competition, the impact of fatigue on whole-body exercise has not yet been much investigated. To our knowledge, only one study (García-ramos *et al.*, 2017) investigated the effect of fatigue on F-v relationship during a multi-joint movement so far. This study compared subjects' F-v profile before and after a fatiguing exercise. The fatiguing exercise was repeated bench press with loads of 60% of one repetition maximum (RM) in two sessions and 80% of RM for two others. During the two sessions with the same load, subjects were fatigued at different levels (protocol until failure *vs.* 50% repetitions of protocol until failure). This study showed that the decrease in muscle power was related to the level of fatigue, but there was no significant slope change in the F-v profile, meaning that the force and velocity were affected in a similar extent. Nevertheless, different loads and different fatigue levels could influence differently the theoretical maximal parameters of force (F_0) and velocity (V_0).

The consequences of fatigue induced by repeated maximal effort exercises at different velocities on neuromuscular function was studied by Morel *et al.* (2015) using rugby tasks. These authors reported that scrum (static) led to the greatest loss of maximal force ($-23\% \pm 13\%$), that the sprint led to the least ($-7\% \pm 2\%$) while the maul (moderate velocity) led to an intermediate loss ($-12\% \pm 10\%$). On a mono-joint movement, knee extension, Morel *et al.* (2014) also reported that with similar cumulative work, greater contraction velocity can cause greater maximal voluntary torque loss, *e.g.* $-16.4 \pm 8.5\%$ after 20 sets of isokinetic extension at $30^\circ/\text{s}$, $-32.6 \pm 6.3\%$ after 20 sets of isokinetic extension at $240^\circ/\text{s}$. These seemingly contradictory findings raise question about the impact of fatigue induced by different velocity movements on the force and velocity performance.

The aforementioned studies of Penasso and Thaller (2018) and Morel *et al.* (2015) have reported an EMG activity decrease in fatigued conditions. For the former study, the EMG amplitudes of vastus medialis, vastus lateralis and rectus femoris at maximum voluntary isometric contraction (MVIC) were respectively reduced to $63.5 \pm 19.9\%$, $59.8 \pm 15.0\%$ and $53.4 \pm 16.2\%$ of their initial level after a maximal knee-extension task of $10 \text{ set} \times 9 \text{ repetitions (rep)} \times 3 \text{ seconds (s)}$. For the latter study, after maximal efforts for $5 \text{ reps} \times 5 \text{ s}$ of scrum and maul tasks, the EMG amplitude of vastus lateralis at MVIC has respectively dropped by $20.8 \pm 3.2\%$ and $12.6 \pm 2.5\%$ of their initial level under "fresh" condition.

The purpose of this study was to evaluate the effect of fatigue on F-v relationship during the DHP exercise, a whole-body and complex movement. To evaluate this impact of fatigue, we would test the hypothesis that both the light and heavy loads would lead to a decrease of force, velocity and power performance as well as the principal driving muscles' EMG activity level. For the theoretical maximal performance, the force (F_0) would be more affected than the velocity (V_0) and the fatiguing exercise with light load would preferably affect the F-v relationship more than that with heavy load.

Methods and Material

Participants and experimental procedures

Ten male participants were recruited in the present study (75.8 ± 10.9 kg; 1.79 ± 0.06 m; 25.1 ± 5.2 yrs). This number of participants was chosen according to previous studies on F-v relationship, which desired a statistical power at 0.8 with a significant level of $p < 0.05$ (Cuk *et al.*, 2014; Zivkovic *et al.*, 2017). All participants were healthy, physically active and familiar with weight-lifting exercises. According to the declaration of Helsinki, the procedure of this study was established and approved by the local ethics committee for human experimentation. Before the whole experiment, participants were informed of the procedures and gave a written consent.

Participants were required not to be engaged in heavy physical activity in the 48 hours prior to experimental sessions. Before the two experimental sessions, a session was organised to familiarize the participants with the techniques used in the study, especially the DHP. Each experimental session consisted of two assessments of profile F-v respectively before and after a fatiguing exercise during 5 min.

During the assessments and fatiguing exercises, the bar's movement was recorded with a motion capture system (Qualisys[®], Gothenburg, Sweden), and the parameters of force, velocity and power were calculated. Meanwhile, the electrical activity of 10 muscles was recorded with an EMG system (PowerLab[®], ADInstruments, Sydney, Australia) synchronized with the motion capture system.

Pre- and Post-fatigue testing

Each session started with a standardized warm-up process, which consisted of (i) 10 min of cycling at a freely-chosen comfortable pace and (ii) 30 DHP against sub-maximal loads (10 reps at 17 kg, 8 reps at 21 kg, 6 reps at 27 kg, 4 reps at 33 kg, 2 reps at 37 kg).

After the warm-up, each subject performed three series of DHP movements with four loads (30, 40, 50, 60% of body mass) in randomized order to establish his F-v profile. As in our previous study (Lu *et al.*, 2017), DHP movements were performed on a guided horizontal barbell (Multipower Basic, Panatta Sport, Spiro, Italy), allowing only vertical displacements. The DHP movement were performed with the feet shoulder-width apart. At the starting position, participants kept their back straight and their knees at a 90° angle and placed their hands shoulder-width apart in contact with the bar without applying forces. Participants were asked to raise the barbell from the floor to the maximum height as fast as possible with maximum effort. During the DHP movement, only the parameters during the accelerating phase were calculated and analyzed.

Each trial was separated by a rest period of 2 min 30 s in pre-fatigue testing whereas the rest period was cut down to only a few seconds after the fatiguing exercise (time needed to change the load between reps) to limit the recovery process.

Fatiguing exercises

For the fatiguing exercises, two loads, one for each experimental session, were used in a random order. For the session of light-loaded fatigue protocol, participants performed 60 DHP reps against the load of 30% of their body mass (BM) in 5 min at a rhythm of one DHP every 5 s. For the session of heavy-loaded fatigue protocol, participants performed 40 DHP reps against the load of 60% of their BM in 5 min at the rhythm of one DHP every 7.5 s. The frequency and number of repetition trials were chosen according to pre-manipulation to get a similar amount of cumulative work. All through the fatiguing exercise, participants were actively encouraged to give their maximal effort.

Kinematic and EMG measurements

The motion capture system was synchronized with the EMG system with a trigger, which could start up the acquisition of the motion capture system and mark the EMG signal with an impulsion at the same instant.

Data analysis

Kinematic data treatment and analysis

The barbell's displacement was recorded by the motion capture system with an infrared reflection marker attached to the barbell. The motion capture system consisted of six cameras installed around the experimental space. The capture frequency was set at 250 Hz.

The captured raw displacement-time $d_l(t)$ data were filtered with lowpass Butterworth filter (order 2) with cut-off frequency at 10 Hz. Using the captured filtered data, the load's velocity-time $v_l(t)$ and accelerations-time $a_l(t)$ data were calculated respectively by the first and second order numerical derivatives (finite difference method) (*Eq.1*, *Eq. 2*):

$$v_t(t) = \frac{d(t+\Delta t) - d(t)}{\Delta t} \quad (\text{Eq.1})$$

$$a_t(t) = \frac{v(t+\Delta t) - v(t)}{\Delta t} \quad (\text{Eq.2})$$

where Δt is the time interval between two acquisition points, taken as 0.004s in our study for the capture frequency setting at 250 Hz.

The instantaneous force applied to the load $F_l(t)$ was calculated as the force to overcome the gravity ($-m_l g$, with g the gravity acceleration, taken as $-9.81 m/s^2$) and the force to accelerate the load. The latter was calculated according to Newton's second law as the product of the load's mass and acceleration (*Eq. 3*):

$$F_l(t) = -m_l g + m_l a_l(t) \quad (\text{Eq. 3})$$

The power exerted by the participant on the load $P_l(t)$ was calculated as the product of instantaneous force and velocity (*Eq. 4*).

$$P_l(t) = F_l(t) \cdot v_l(t) \quad (\text{Eq. 4})$$

The F-v relationships were determined by least squares linear regressions using the means of the trials of the four loads, *i.e.* the mean of the 3 series. The theoretical maximum values of force (F_0) and velocity (V_0) were determined by the intercepts of extrapolated of F-v curve with respectively the force and the velocity axis. The values of theoretical maximum power (P_{max}) were calculated as the product of optimal force (F_{opt}) and velocity (V_{opt}) (Bourdin *et al.*, 2010; Jaric, 2016; Yamauchi *et al.* 2009) .

EMG signal recording and treatment

The electrical activity of ten muscles was recorded during the entire experimentation: biceps brachii (BB), biceps femoris (BF), deltoideus medium (DM), gastrocnemius lateralis (GL), gluteus maximus (GM), longissimus (Long), rectus femoris (RF), trapezius medius (TM), triceps brachii (TB), vastus lateralis (VL). EMG activity was recorded with a system of electromyography (EMG), using surface electrodes (Disposable Surface Adhesive Electrode, Spes Medica, Genova, Italy). The EMG acquisition frequency was set at 1000 Hz.

With an inter-distance of 20 mm between their two poles, electrodes were placed at the muscle belly according to SENIAM recommendations (Hermens *et al.*, 2000). Before fixing electrodes, the skin was first shaved and then cleaned with alcohol. The electrodes were fixed with adhesive medical tapes to the skin and oriented longitudinally to the muscle fibers.

Raw EMG signals were filtered with bandpass Butterworth (order 2) with cut-off frequencies of 15 and 500 Hz and calculated root mean squared values with a 50-ms moving window. The EMG signal was normalized as a percentage of the subject's peak value (considered as 100%) of signals throughout all trials during the pre-fatigue tests.

For each of the ten muscles, the mean EMG activity level over the accelerating phase of DHP movement was compared between pre- and post- fatigue tests to evaluate the impact of fatigue on the muscle activity. We also compared the EMG activity level between LL and HL fatiguing protocols to verify if the factor "load" influences muscle activity modification caused by fatigue.

Statistical analysis

The descriptive statistics in the text, tables and figure are presented as means and standard deviations (SD). The linearity of the F-v relationship was evaluated by the coefficient of determination (r^2) and p -value, with the significance threshold respectively at 0.9 and 0.05.

The reliability of trial-to-trial force, velocity and power performance and their theoretical maximum values (F_0 , V_0 and P_{max}) of the pre- and post-fatigue test was assessed by the coefficient of variation (CV) and the intraclass correlation coefficient (ICC). A one-way ANOVA was used to compare changes in these variables before and after fatiguing exercise.

The fatiguing exercise was divided into 5 equal parts (0~20%, 20~40%, 40~60%, 60~80%, 80~100%). We conducted *post-hoc* analysis to evaluate the effect size with an eta squared (η^2) to objectify the main factor in performance decrease and EMG activity level.

The curve fitting and plotting works were performed with Mathematica version 10.4. The statistical analyses were performed with SPSS software version 24.

Results

Reliability of force, velocity and power measurements

Mean force, velocity and power showed an almost perfect agreement between trials, within the same session and between different sessions. The force performance exhibited a perfect agreement between trials under the same condition (ICC > 0.95, CV < 3%, *Table 1*), while the velocity showed a good agreement between trials (ICC > 0.85, CV < 5%, *Table 1*). For the power, its ICC was still higher than 0.85 and CV lower than 6% (*Table 1*). It is notable that the fatiguing exercises did not affect the reproducibility of performance even though it caused a significant decrease of performance. Between pre- and post-fatigue tests, the difference was significant ($p < 0.05$) in the force, velocity and power performance.

Table 1. Reliability for mean force, velocity and power during the accelerating phase of deadlift high pull

	Session with load “30%BM”			Session with load “60% BM”			Between-session		
	Mean (SD)	CV (%)	ICC	Mean (SD)	CV (%)	ICC	CV (%)	ICC	p-value
F _{pre} (N)	501.6 (79.0)	1.8 (1.1-2.4)	0.98 (0.97-0.99)	503.5 (74.3)	1.8 (1.5-2.2)	0.99 (0.98-0.99)	2.5 (0.8-5.7)	0.97 (0.96-0.98)	0.91
F _{post} (N)	445.0 (56.7)	1.7 (1.6-1.9)	0.97 (0.96 - 0.98)	444.9 (60.7)	1.9 (1.4-2.5)	0.98 (0.97-0.99)	1.8 (0.0-3.0)	0.98 (0.96-0.99)	0.96
V _{pre} (m/s)	1.36 (0.14)	3.8 (3.2-4.2)	0.87 (0.80 - 0.91)	1.33 (0.17)	3.8 (2.7-4.8)	0.93 (0.88-0.97)	4.6 (1.7-7.1)	0.85 (0.81-0.87)	0.66
V _{post} (m/s)	1.27 (0.16)	3.4 (2.4-5.1)	0.92 (0.89 - 0.94)	1.24 (0.14)	4.1 (2.1-6.1)	0.86 (0.73-0.98)	4.2 (1.9-8.8)	0.87 (0.80-0.94)	0.78
P _{pre} (W)	667.9 (128.9)	5.4 (4.7-6.2)	0.91 (0.85 - 0.94)	656.3 (147.1)	5.2 (3.8-6.8)	0.96 (0.93-0.98)	4.8 (2.5-9.7)	0.94 (0.93-0.96)	0.87
P _{post} (W)	547.6 (100.8)	4.7 (3.2-6.1)	0.90 (0.87 - 0.94)	539.3 (104.0)	5.9 (3.4-8.6)	0.89 (0.75-0.98)	5.6 (1.0-10.0)	0.89 (0.81-0.96)	0.86

CV, coefficient of variation; *ICC*, intraclass correlation coefficient; *SD*, standard deviation
F_{pre}, force exerted to the lifted mass during the pre-fatigue test
F_{post}, force exerted to the lifted mass during the post-fatigue test
V_{pre}, velocity of the lifted mass during the pre-fatigue test
V_{post}, velocity of the lifted mass during the post-fatigue test
P_{pre}, power exerted to the lifted mass during the pre-fatigue test
P_{post}, power exerted to the lifted mass during the post-fatigue test
p-value, two-sample *t*-test

Force-velocity relationships

Despite differences in pace (7.5s/rep vs. 5s/rep) and numbers of repetitions (40 rep vs. 60 rep), the two fatiguing protocols, with light load (LL) (55463.1 ± 3201.0 J) and heavy (HL) load (56689.3 ± 3322.4 J), ended up with a similar total work (difference = 2.2 %). Both before and after LL and HL protocol of fatiguing exercise, DHP F-v relationships exhibited a significant linear shape ($R^2 > 0.95$, $p < 0.05$, *Figure 1*). For the theoretical maximal force (F₀), velocity (V₀) and power (P_{max}), there was no significant difference between the results regressed from different sessions' performance ($p > 0.7$ for force; $p > 0.3$ for velocity; $p > 0.9$ for power *Table 2*).

However, there were significant differences between pre- and post-fatigue performances for the parameters of F₀ ($-16.5 \pm 8.1\%$, $p < 0.05$, *Table 2*), P_{max} ($-22.9 \pm 12.1\%$, $p < 0.05$, *Table 2*) and the linear slope ($p < 0.05$, *Table 2*, *Figure 1*), with the only exception of V₀ ($-5.6 \pm 9.2\%$) ($p > 0.05$, *Table 2*). With *post-hoc* analysis of Tukey's test, the effect size of factor "fatiguing protocol" (LL vs. HL) in the decrease of F₀, V₀ and P_{max} was minor with $\eta^2 < 0.1$, while the major factor for the decrease of these theoretical values was "period" (pre- vs. post-fatigue) with the $\eta^2 > 0.8$.

Performance decrease between pre- and post-fatigue tests

There was a significant difference between the results of pre- and post-fatigue tests for the parameters of force ($-11.7 \pm 5.1\%$), velocity ($-7.1 \pm 5.5\%$) and power ($-21.9 \pm 8.5\%$) ($p < 0.05$,

Table 1). During the post-fatigue trials, the velocity performance with heavier loads (50%BM, 60%BM) was more affected than the one with lighter loads (30%BM, 40%BM) (*Figure 1*). This caused a significant change of the F-v slope ($p<0.05$, *Table 2*, *Figure 1*). With a similar total work, there was no evidence that the load's weight could influence the extent of performance decrease (*Table 1*, *Figure 1*).

Table 2. The theoretical maximal force, velocity and power, for the whole group during the deadlift high pull

	Pre-fatigue			Post-fatigue			Between Pre & Post	
	Session "30"		p-value	Session "60"		p-value	p-value	
	Session "30"	Session "60"		Session "30"	Session "60"		Session "30"	Session "60"
F_0 (N)	1180.3 (237.2)	1156.12 (212.7)	0.758	1013.3 (168.8)	1042.5 (166.0)	0.968	0.027*	0.038*
V_0 (m/s)	2.44 (0.41)	2.53 (0.46)	0.338	2.31 (0.28)	2.33 (0.36)	0.777	0.114	0.088
P_{max} (W)	709.1 (134.2)	706.5 (191.3)	0.974	577.2 (109.6)	571.1 (108.0)	0.908	0.008*	0.013*
Slope	-506.7 (172.7)	-496.7 (212.9)	0.835	-455.7 (110.0)	-446.4 (113.2)	0.979	0.038*	0.048*

F_0 , theoretical maximal force at null velocity
 V_0 , theoretical maximal velocity with zero load
 P_{max} , theoretical maximal power output (force: $F_0/2$, velocity: $V_0/2$)
 SD , standard deviation
p-value, two-sample t-test
* significantly different

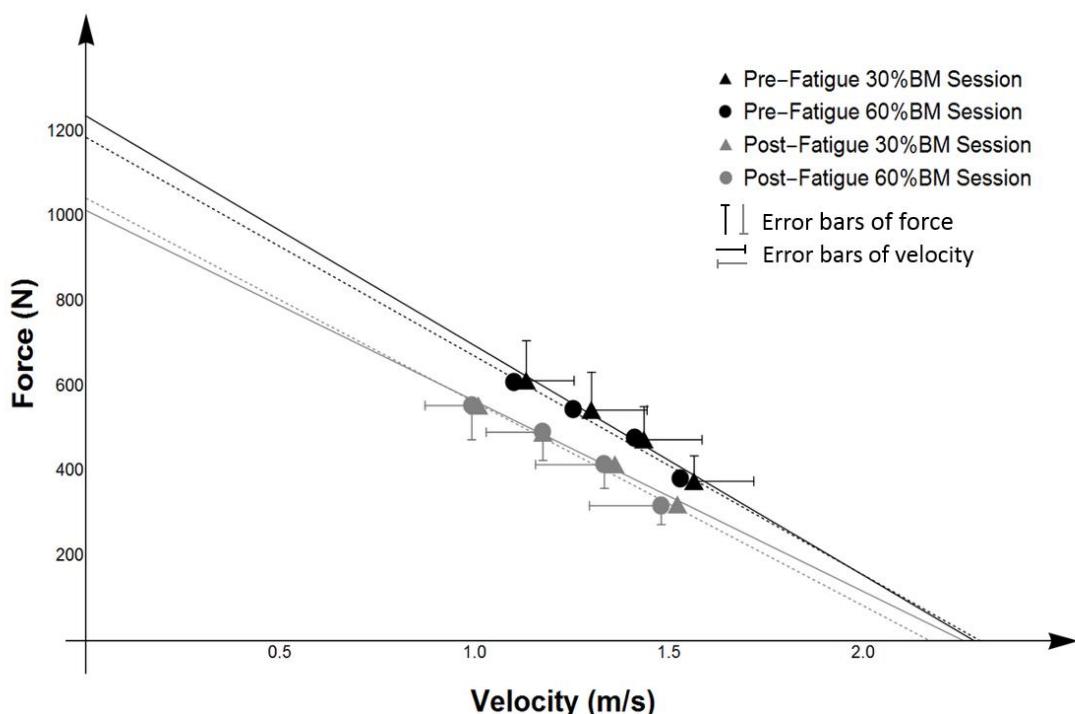


Figure 1. Force-velocity relationship regressed from all participants' average value of the mean force and velocity during DHP before and after a 5-min fatiguing exercise with the load of 30%BM and 60%BM

Performance decrease during the fatiguing exercise

During the fatiguing exercises, the force, velocity and power performances showed a progressive decrease. For the force, in regard to its small SD, the decrease was always significant ($p < 0.05$, *Figure 2.1*). However, for the velocity and power, the progressive decrease during the exercise was only a tendency (*Figure 2.2*, *Figure 2.3*). The effect size of “period” ($\eta^2 > 0.8$) indicated that the endured time of fatiguing exercise was the main factor for performance decrease. It is notable that the post-fatigue test showed a slight regain of performance compared to that of the last 20% part of fatiguing exercises.

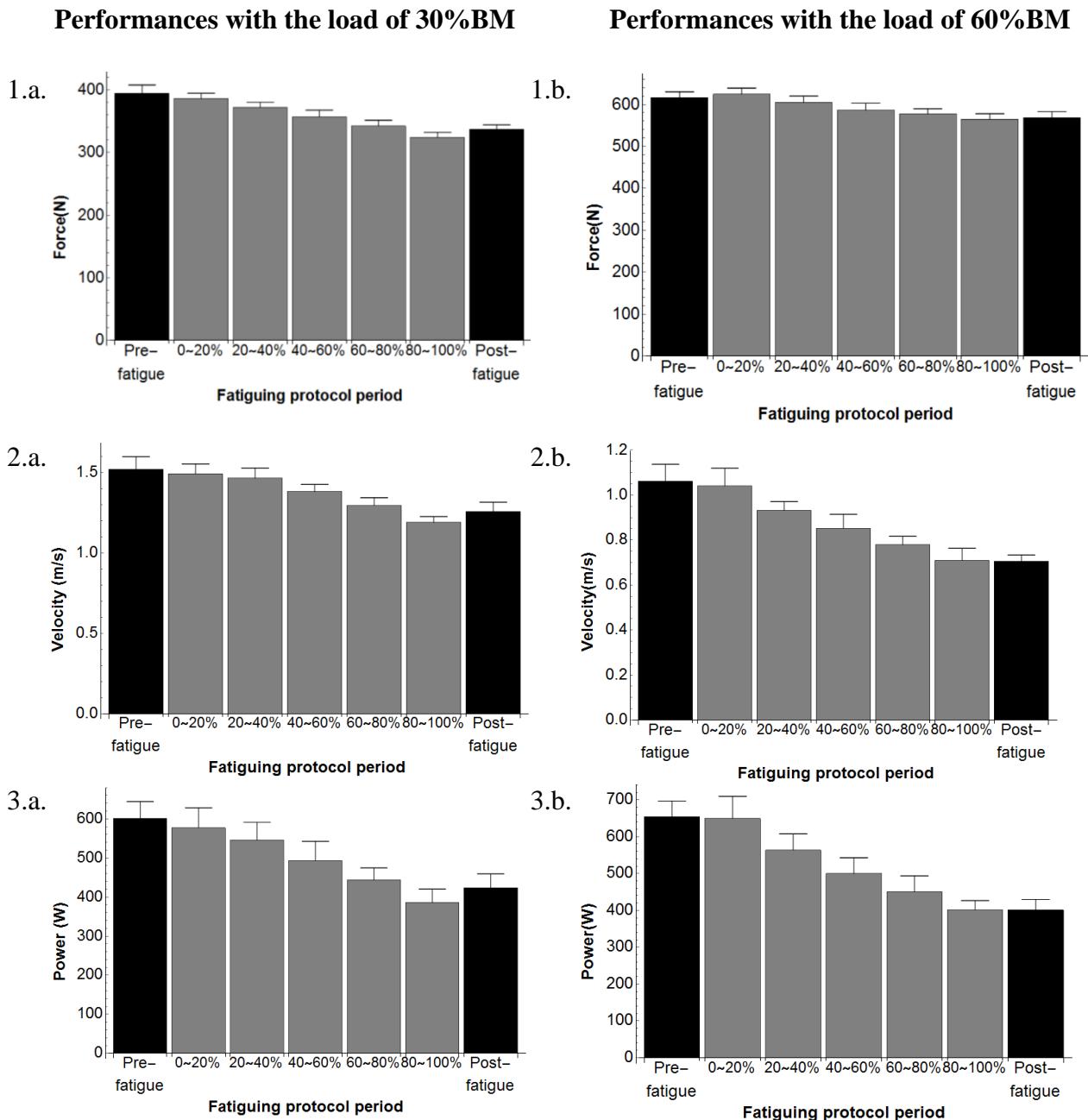


Figure 2. The evolution of force, velocity and power performance during the pre- and post-fatigue tests (black) and fatiguing exercises (gray) with the load of 30%BM (left) and 60%BM (right). The performances were presented with mean value of all subjects (barchart) with standard deviation intra-subject (error bar at top). The fatiguing exercise was divided into five equal parts, that is 12 repetitions for the light load protocole and 8 repetitions for the heavy load protocole.

Intensity and evolution of electrical activity (EMG)

The mean EMG activity were similar between exercises with light and heavy loads except for RF before fatigue (*Figure 3.a.*) and except for TB, GM and VL after fatigue (*Figure 3.b.*). As shown in *Figure 4.a.* and *Figure 4.b.*, the contrast between pre- and post-fatigue's mean

EMG activity were different with different loads (TB, GL, VL for the 30%BM load and BB, TM for the 60%BM load).

For some muscles, *i.e.* BB, DM and TB, activation level dropped clearly with the increase of fatigue with the effect size η^2 of time more than 0.7 both for heavy and light loads. For some other muscles, *i.e.* Long, GL, GM and VL, the drop was only significant with LL. For the antagonist muscle TB, the activation intensity increased with the fatigue with LL. Except for TB, with HL, the decrease of upper limbs' EMG activity level was greater than that of the lower limbs (8.2% vs. 4.3%).

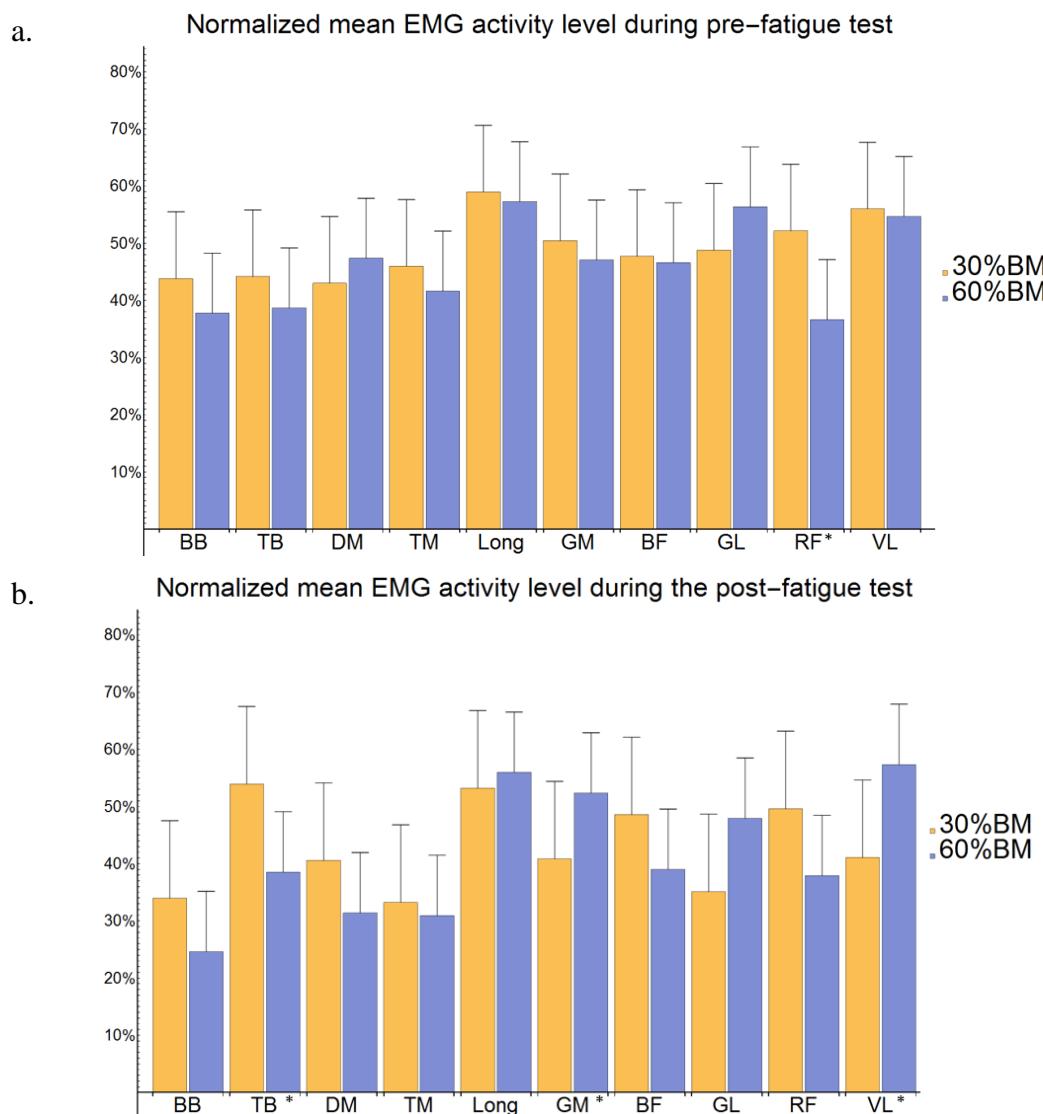


Figure 3. The mean EMG activity level pre-(a.) and post-fatigue(b.) with 30%BM and 60% BM loads (mean value of all subjects presented with barchart and standard deviation with error bar at top, significant differences between fatiguing protocols marked with *)
biceps brachii (BB), biceps femoris (BF), deltoideus medium (DM), gastrocnemius lateralis (GL), gluteus maximus (GM), longissimus (Long), rectus femoris (RF), trapezius medium (TM), triceps brachii (TB), vastus lateralis (VL)

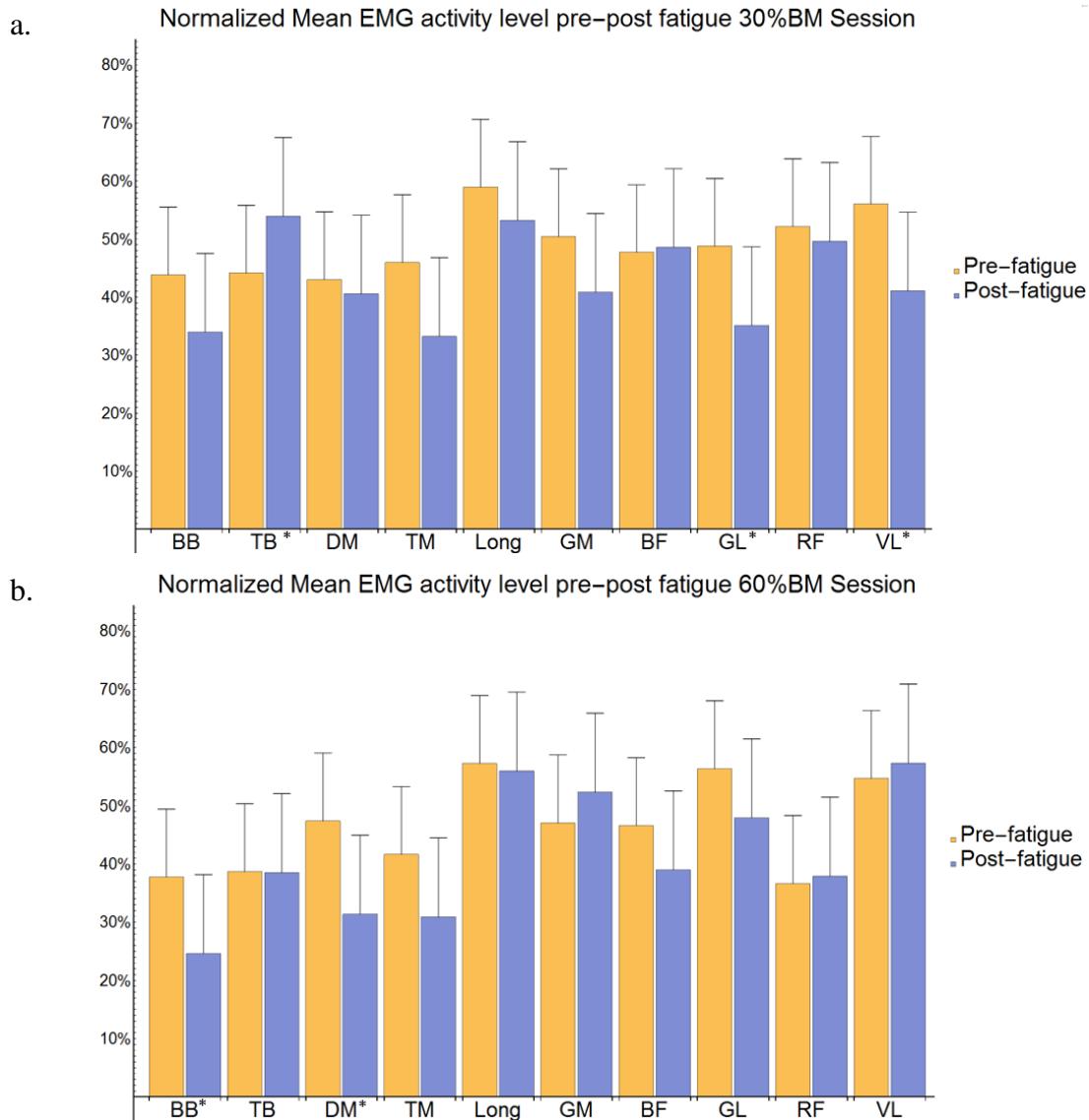


Figure 4. The comparison of mean EMG activity level pre- and post-fatigue with 30%BM (a.) and 60% BM (b.) loads (mean value of all subjects presented with barchart and standard deviation with error bar at top, significant differences between pre- and post-fatigue tests marked with *)

biceps brachii (BB), biceps femoris (BF), deltoideus medium (DM), gastrocnemius lateralis (GL), gluteus maximus (GM), longissimus (Long), rectus femoris (RF), trapezius medium (TM), triceps brachii (TB), vastus lateralis (VL)

Discussion and Implications

This study aimed to analyse the effect of fatigue on the F-v relationship during whole-body and maximum-effort movement associated with different loads. The high reproducibility of pre- and post-fatigue performance and of the F-v relationship made it possible to objectify the impact of new added factors, as the factor “fatigue” in this study.

Modification of the force-velocity relationship

The results confirmed our hypothesis that the force, velocity and power performances during DHP decreased significantly after a 5-min fatiguing exercise of the same movement. The results confirmed also that the F_0 ($-16.5\% \pm 8.1\%$) was more affected than the V_0 ($-5.6 \pm 9.2\%$). In fact, even though the velocity performance decreased significantly, the significant modification ($p < 0.05$) of the slope of F-v relationship reduced the decrease of x-intercept (V_0) after extrapolation. Nevertheless, we have not found any effect of the load on the extent of performance decrease because the F-v profiles were affected to a similar extent ($p > 0.9$) after the fatiguing exercises with LL and HL.

Comparing to the similar study of García-ramos *et al.*, (2017), our study confirmed their result that the load would not play a significant role in the change of F-v profile. However, in opposition to their results reporting no significant difference between the F-v slope of pre- and post-fatigue tests, our study found a significant modification of F-v profile after the 5-min fatiguing exercise. According to the result of the study of García-Ramos *et al.*, the F_0 and V_0 decreased at different rates in different times. At the beginning of the fatigue protocol, the maximum velocity decreased slower than the force, whereas in a later phase, the maximum velocity declined faster than the maximum force. For the late-stage fatigued condition would lead to a significant reduce of the pulling height of DHP movement, our study has chosen a 5-min period of fatiguing exercise to keep the pre- and post-fatigue tests achieved with similar amplitude. In our study, the fatiguing exercise probably led to only an early-stage fatigue, during which the F_0 was more impaired than V_0 . If our fatiguing exercise had been more exhausting, *e.g.* until task failure, the F-v relationship would have been modified in a different manner, *i.e.* with F_0 be more affected than the V_0 .

The hyperbolic model based study of Penasso and Thaller (2018) reported a greater decrease in F_0 ($\approx -40\%$) than in V_0 ($\approx -4\%$) after 10 sets of fatiguing exercises, each set consisted of 9 maximal voluntary knee contractions during 3 s. Our study confirmed the result that F_0 was more affected than V_0 , ($-16.5\% \text{ vs. } -5.6\%$) due to the slope modification. This means that the optimal load for P_{max} decreased progressively with the increase of fatigue during the exercise.

Force-velocity-power performance decrease

For the force, velocity and power performances, we found a progressive decline during the fatigue protocol. However, after the LL fatigue protocol, we observed a slight increase in performance for each of the three factors as force, velocity and power. It had been proved that different situations (competitions, deadlines and limits, *etc.*) can alter the subjects' intrinsic motivation (Guay *et al.*, 2000). This slight increase of performance might mean that the effect of motivation cannot be eliminated from the experimentation. The post-fatigue test was brief and held at the end of the session. The subject would be more motivated during the "ending test" than during the long-lasting and fatiguing exercise. Nevertheless, in the post-fatigue assessment with heavy load, the subject could not have a regain of performance.

However, this did not break the reliability of post-fatigue performance between-loads (*Table 1*). In post-fatigue test, the performance with LL decreased less than the performance with HL, especially in force. This disproportion caused a significant modification of the F-v profile's slope in favor of the maintenance of V_0 .

Modification of the EMG activity

As revealed in the study of Lee *et al.* (1986) on the wrist flexion movement, there was an effect of load on EMG activity patterns (*Figure 3*). During the fatiguing exercises, the only change of EMG signal was the intensity (*Figure 4*). Except for the antagonist muscle TB with light load, no other muscle exhibited an increase in intensity. This means that there was no direct compensation between the principal driving muscles in the fatigued condition. For the EMG amplitude decreases at maximal effort was usually considered as a sign of fatigue (Hanon *et al.*, 2005), we supposed that the upper limbs were more fatigued than the lower limbs. As suggested in our previous study (Lu *et al.*, 2017), the performance of DHP was generally limited by the capacity of upper limbs. As the EMG activity decreased less in the lower-limb muscles than in upper-limbs, their relative contribution to the movement might have increased. This might be a relative compensation in the fatigue condition in favor of the maintenance of performance.

A study on maximal knee extension (Morel *et al.*, 2014) reported that for a similar cumulative work (5000J), the high-speed-low-resistance repetitions (240°/s) fatiguing exercise

caused more torque decrease ($-24.3 \pm 5.3\%$) than the low-speed-high-resistance ($30^\circ/\text{s}$) ones ($-10.0 \pm 6.8\%$). In contrary to the mono-articular movement, the force decrease was similar regardless the load during the trials of our study. It might be that the muscular coordination optimized the load sharing to harmonize the individual muscle's contribution (Praagman *et al.*, 2010). Therefore, the load's effort was minimized, which made the cumulative work the only determinant of the extent of performance decrease.

Supposition and perspectives

The study of Morel *et al.*(2014) reported also that the high-speed-low-resistance fatiguing exercise consumed oxygen ($20.8 \pm 4.9 \text{ mL/min/kg}$) at a higher rate than the low-speed-high-resistance exercise ($14.6 \pm 4.8 \text{ mL/min/kg}$) even though after a similar cumulative work (5000J). There might have been different myotropologies of the solicited muscles during the trials with different loads. The maximal effort involves always aerobic and anaerobic energy supplies. If anaerobic process counts more during the low-speed-high-resistance movement, the performance of this movement would decrease faster. We suppose that the myotropology of the involved muscles caused greater performance decrease for the trials with heavier loads during the post-fatigue tests. Future studies are needed to clarify why the performance of trials with heavy loads decreased more than that with light loads.

Limitations

On one hand, the effect of “quick recovery” is unavoidable in this study since neuromuscular fatigue is a precarious state and even a short recuperation period within 5-10s can allow a rapid recovery (Sargeant and Dolan, 1987; Penasso and Thaller, 2018). Unfortunately, testing the F-v profile requires some time for it consists of performing the same movement with a series of different loads. The time needed to add or remove weights cannot be removed even though we loaded the barbell as quickly as possible to minimize the recovery effect.

On the other hand, fatigue might develop during the post-fatigue test. To avoid the “quick recovery effect”, we have taken out the recovery period between repetitions and leave only the time necessary for changing load. This pace of high-intensity trials might develop fatigue (Froyd *et al.* 2013) and interfere the performance between repetitions.

Furthermore, we have encouraged all subjects in the same passionate manner to stimulate them for the best performance and all subjects tried their best. However, motivational effects cannot be totally eliminated from the whole experimental period. It is well known that the effects of situational motivations exist and the external events such as competition, deadlines and limits can alter one's intrinsic motivation (Guay *et al.*, 2000). This might partly explain the slight regain of performance (*Figure 2*) during the post-fatigue tests in comparing to the last 20% part of fatiguing exercise.

Practical applications

Our study found that optimal load decreased progressively with the increase of fatigue. To maintain the optimal power output in the fatigued condition, a progressive reduction of load, if adjustable, might be helpful for the subject to release her/his potential for velocity. Even for a maximal effort of a whole-body-movement, the different part of muscles fatigued differently. A good movement design sharing more efforts to stronger parts of body would be an efficient way to delay the severe fatigue. Since the aptitude of upper limbs was the main limit of DHP performance, a training aiming to reinforce the weak part might be an efficient way to enhance the whole body's performance.

Conclusion

According to our results, during the 5-min of maximum effort DHP movement, the same amount of work fatigued the subject to a similar extent. The performance of trials with HL decreased more than that with LL, especially for the force. That caused a significant modification of the F-v relationship, which, as a result, maintained the extrapolated value of V_0 . The upper-limbs muscles seemed more fatigued than those of the lower-limbs, which caused a relative compensation of the lower-limbs to the upper-limbs. Further investigation is needed to reveal more physiological and neurological details of the effect of fatigue induced by a whole-body movement and the body's adaptation to that condition in favor of maintaining the performance.

Acknowledgements

The authors thank all participants who volunteered in this study, especially Martin Chartogne, who had helped us in all the operating steps of experimentation.

IV. Discussion générale et perspectives

Discussion générale

Ce travail de thèse visait à étudier la relation F-v lors d'un mouvement du corps entier, le soulevé de terre haut (STH). Contrairement à des mouvements comme le squat ou le développé couché qui font principalement intervenir un groupe musculaire ou une partie du corps, le STH est réalisé avec l'ensemble de la chaîne segmentaire. Le mouvement démarre avec les membres inférieurs et se terminent avec les membres supérieurs, le transfert de l'un à l'autre étant effectué par le tronc. A notre connaissance, aucune étude ne s'est intéressée aux relations force-vitesse d'un tel mouvement, ni à l'effet induit par la fatigue induite par un tel exercice sur la relation F-v.

1. Reproductibilité des mesures et paramètres mécaniques

Quelle que soit la méthode d'analyse utilisée, les différentes études de ce travail nous ont montré que les mesures réalisées étaient reproductibles au cours d'une même session et entre les sessions (études 1 et 2), indépendamment des conditions de fatigue (étude 3). Ainsi, la force est parfaitement reproductible ($CV < 5,0\%$, $ICC > 0,9$), tout comme certains auteurs l'ont observée au cours de mouvements moins complexes, tels que le squat (Rahmani *et al.*, 2001; Giroux *et al.*, 2014) et le développé-couché (Garcia-Ramos *et al.*, 2016; Rahmani *et al.*, 2018). La reproductibilité de la vitesse ($CV < 8,0 \%$, $ICC > 0,8$) et de la puissance ($CV < 10 \%$, $ICC > 0,7$) est assez bonne, ce qui conforte l'idée que le mouvement STH peut être utilisé dans la caractérisation des capacités en puissance musculaires (Zemková *et al.*, 2016). En effet, dans des disciplines comme l'aviron où l'ensemble de la chaîne segmentaire revêt une importance dans la production de la force, les évaluations sont souvent réalisées à partir des mouvements n'impliquant principalement que les membres inférieurs (*i.e.*, le squat) ou les membres supérieurs (*i.e.*, le développé couché). Si les paramètres de force, vitesse et puissance estimés à partir de ces mouvements sont reliés à la performance sur ergomètre d'aviron (Giroux *et al.*, 2017), un mouvement comme le STH, qui fait intervenir les mêmes groupes musculaires que ceux utilisés en aviron devrait permettre de mieux caractériser les athlètes. Des études complémentaires devraient pouvoir nous permettre de vérifier cette hypothèse.

L'étude 2 a fait ressortir que la reproductibilité des mesures avec la méthode ACC était meilleure que celle des mesures avec la méthode PF. Par ailleurs, en comparant les répétitions

les plus performantes à celles qui ont été moins réussies selon la puissance, nous avons noté que, quel que soit l'essai, la durée des mouvements était quasi-identique (différences à 0,7% en PFF vs. 7,4% en ACC) lorsqu'on considère les mesures PF alors que l'analyse des essais par méthode ACC montre une durée différente mais un déplacement de la charge à peu près constant (différences à 0,6% en ACC vs. 14,0% en PFF). Ceci s'explique principalement par le fait que les deux méthodes ne considèrent pas le même centre de masse, et que le déplacement de ces deux centres de masse n'évolue pas de la même manière. Ceci est en opposition avec les conclusions observées en squat (Rahmani *et al.*, 2000) et en développé-couché (Rahmani *et al.*, 2009), pour lesquels il a été montré que les déplacement des centres de masse de la charge d'une part, et du système en mouvement d'autre part, étaient identiques. Les différences de mesures entre les deux systèmes sont donc liées à des différences de traitement. Autrement dit, on ne s'intéresse pas à la même mesure. En fait, l'hétérogénéité des mouvements des différentes parties du corps rend la méthode ACC inadaptée pour évaluer la performance du mouvement STH. Par exemple, la vitesse de la charge ($1,28 \pm 0,05$ m/s) est en général deux fois plus importante que celle du système entier ($0,64 \pm 0,1$ m/s). Si, comme en squat, on prenait en considération la masse de la charge et de l'individu, la force serait surestimée jusqu'à 200%. Avec l'augmentation de la charge, la position des centres de masse de la charge et du système global en mouvement se rapproche. Le biais entre ces deux méthodes se réduit. Cependant, limité par l'aptitude des membres supérieurs, le STH deviendrait très difficile pour un sujet non-athlète contre la charge de 70% BM, en sachant que la masse de 70% BM ne représente qu'environ 40% de la masse du système entier. Enfin, pour la puissance, qui correspond au produit de la force et de la vitesse, la surestimation de la méthode ACC peut atteindre 400% par rapport à la méthode PF. De plus, nous n'avons observé aucune corrélation entre les deux méthodes. De nombreuses études restent à réaliser pour comprendre comment le transfert de force produite par les individus se retrouve au niveau de la barre afin de proposer une vraie estimation des efforts produits pendant le STH.

2. *La Relation force-vitesse*

A partir d'une simulation, Bobbert (2012) a tenté de comprendre et d'expliquer pourquoi la relation F-v établie pour des mouvements pluri-articulaires est linéaire contrairement à la forme hyperbolique décrite dans le cas d'une fibre musculaire (Hill, 1938) ou pour les mouvements réalisés avec un seul muscle (Jones, 2010). D'après Bobbert, en raison de l'amortissement de

la force au sein du système plurisegmentaire, la force exercée à l’extérieur est très inférieure à la somme des forces développées par les muscles. Comme pour les autres mouvements pluri-articulaires, *e.g* le squat (Rahmani *et al.*, 2001; Giroux *et al.*, 2014) et le développé-couché (García-Ramos *et al.*, 2015; García-ramos *et al.*, 2017; Rahmani *et al.*, 2018), nous avions émis l’hypothèse que la relation force-vitesse mesurée au cours du STH serait linéaire. Nos deux premières études vérifient en effet ce constat quelle que soit la méthode utilisée. La linéarité selon la méthode ACC ($R^2 > 0,99$) était encore plus élevée que celle selon la méthode PFF ($R^2 = 0,95$) et la reproductibilité des performances théoriques maximales, soit F_0 et V_0 , plus élevée selon la méthode ACC ($CV < 10\%$, $ICC > 0,6$). En fait, la variabilité du profil F-v des individus est grandement réduit lorsque nous établissons le profil F-v à partir des mesures réalisées sur la barre de squat. Sept à neuf sujets suffiraient pour obtenir un profil F-v très reproductible ($CV < 1,5\%$, $ICC > 0,9$ pour la F_0 , $CV < 6\%$, $ICC > 0,7$ pour la V_0).

Cependant, la méthode ACC ne prend pas en compte la masse du système en mouvement. En première estimation, nous avons tenté de voir si en prenant en compte la masse du système et la masse de la charge en compte dans le calcul de la force, on pouvait se rapprocher des valeurs de force directement mesurée avec la PFF. Dans notre étude 2, les résultats ont donné une relation F-v linéaire, mais avec une pente positive. Aux charges légères, la surestimation de la force, et *a posteriori* de la puissance, est trop importante pour respecter un principe physiologique fort : plus la charge est légère, moins les muscles sont capables de produire de la force. Contrairement au squat, où le corps peut finalement être modélisé comme une masse en translation, cette approximation n’est pas réaliste dans le cas du STH. Une analyse segmentaire du mouvement est donc nécessaire pour comprendre comment les masses en mouvement interviennent au cours du STH.

En comparant les performances du squat (Rahmani *et al.*, 2001; Giroux *et al.*, 2014) et du développé-couché (Rahmani *et al.*, 2009; García-ramos *et al.*, 2017), il est facile de constater que les membres supérieurs ont moins de force que les membres inférieurs. Limitées par le chaînon le plus faible dans la chaîne du transfert de force, les valeurs théoriques maximales extrapolées de la relation F-v lors du STH (F_0 à 1991 N, V_0 à 2,07 m /s, Lu *et al.*, 2017) sont aussi globalement plus faibles que le squat (F_0 à 3300 N, V_0 à 3,62 m/s, Bourdin *et al.*, 2010 ; F_0 à 3325 N, V_0 3,31 m/s, Rahmani *et al.*, 2001) qui est un mouvement qui n’implique que les membres inférieurs. Cela pourrait être une cause importante du phénomène découvert dans notre étude 3 : limités par l’aptitude des membres supérieurs, les membres inférieurs ont étaient sous-chargés au cours du STH par rapport à leur capacité maximale. Il était probable que les

membres inférieurs ont été moins fatigués. Les preuves et l'analyse seront présentées dans la section suivante.

3. Activité musculaire et impact de la fatigue

Au cours du STH, même si ce mouvement est réalisé à l'effort maximal, la valeur moyenne d'activité EMG est très inférieure à la valeur pic atteinte (entre 20% et 60%), et encore plus inférieur par rapport à la valeur MVCI. Le *timing* intermusculaire et le pattern de l'évolution de l'activité musculaire signifient que les muscles n'ont pas atteint leur activité maximale tout au long du mouvement, tout comme cela a été observé sur des mouvements en apparence moins complexes tels que le mouvement de pédalage (Hug *et al.*, 2010) et en extension du genou (Bobbert, 2012).

Hormis le muscle stabilisateur triceps brachial avec la charge légère, aucun muscle parmi les dix considérés n'a augmenté son activité EMG après l'exercice fatigant. Nous n'avons pas trouvé de compensation absolue après la fatigue. Cependant, l'activité EMG des muscles des membres inférieurs a moins diminué moins que celle des membres supérieurs. Le rapport entre les activités musculaires des membres inférieurs et des membres supérieurs a augmenté. Cette augmentation de rapport pourrait être un signe de compensation entre les muscles les plus fatigués et les moins fatigués (Boyas *et al.*, 2013). Nous sommes conscients que notre étude 3 n'a inclus que les 10 muscles supposés être les plus sollicités durant le STH (Turpin *et al.*, 2011). Il est possible que le rôle des autres muscles dans l'adaptation à la fatigue ait été négligé.

Avant et après l'exercice de STH durant 5 min, respectivement avec les charges de 30%BM (protocole « léger/rapide ») et de 60%BM (protocole « lourd/lent »), nous avons comparé la performance et la relation F-v. En accord avec les résultats des protocoles non-exhaustifs (*non-failure*) dans l'étude de García-Ramos *et al.* (2017), la charge n'a pas joué un rôle dans la diminution de la performance et dans la modification de la relation F-v (étude 3). Quel que soit le protocole fatigant, la modification de la relation F-v et la diminution de la performance ont été similaires. Au cours de l'exercice fatigant, le facteur « période » est le facteur déterminant ($\eta^2 > 0,8$) de la diminution de la performance. Cela signifie que la performance diminue progressivement au cours du temps.

Nous avons constaté que l'activation des muscles moteurs diminue au cours de l'exercice fatigant. La diminution est plus marquée pour les muscles des membres supérieurs que pour

les muscles des membres inférieurs. Cela signifie que les membres supérieurs ont été moins activés après le protocole fatiguant, ce qui pourrait s'expliquer par une fatigue majorée sur ces groupes musculaires par rapport aux membres inférieurs (Hanon *et al.*, 2005). Il sera intéressant d'analyser les mesures réalisées avec les caméras infrarouges (Pouliquen *et al.*, 2018) pour voir si une compensation s'est opérée par les muscles non-fatigués, c'est-à-dire les muscles des membres inférieurs.

En accord avec l'étude de Penasso et Thaller (2018), dans notre protocole de 5 min, la baisse de la F_0 a été plus marquée que celle de la V_0 . Cependant, l'étude de García-Ramos *et al.* (2017) a montré que la F_0 et la V_0 diminue de manière différente sous l'impact de la fatigue. Il est possible qu'au début, la F_0 diminue plus rapidement que la V_0 , mais qu'après un certain moment, la V_0 décroît plus vite que la F_0 . Selon leur résultats, l'altération de la V_0 s'est accélérée dans un état de fatigue avancé induit par le protocole contre une charge légère jusqu'à l'échec de tâche. Notre étude 3 n'a pas de protocole exhaustif de fatigue en vue d'éviter la réduction significative de l'amplitude du mouvement lors de l'épuisement. Si nous prolongions notre exercice fatigant, il serait possible que la modification de la pente du profil F-v soit inversée.

Conclusion et perspectives

Dans un premier temps, en utilisant la PFF, nous sommes arrivés à valider la reproductibilité de la performance et la linéarité de la relation F-v pour un mouvement qui implique l'ensemble de la chaîne segmentaire d'un individu. Dans un second temps, en enregistrant simultanément les répétitions de STH et en comparant les résultats de performance, nous sommes parvenus à constater que la performance selon la méthode d'ACC est plus reproductible que celle selon la méthode PFF. Dans un troisième temps, nous avons également noté que l'effort fait à la charge et celui fait au système entier étaient bien différents. Dans un quatrième temps, avec la méthode ACC (réalisée avec un système capture des mouvements) et le système d'EMG, nous avons constaté que la performance a diminué significativement après un exercice fatigant de 5 min et que la F_0 a été plus altérée que V_0 . Le profile F-v s'est modifié de manière similaire après l'exercice fatiguant contre des charges différentes (légères vs. lourdes). Cependant, la charge a un effet sur les activités d'EMG, *i.e.* différentes charges entraînent différentes modifications de l'activation EMG.

Ce travail peut être considéré comme une des premières approches de l'analyse de la relation F-v au cours d'un mouvement du corps entier. La validation de la linéarité de la relation F-v et de la reproductibilité de la performance ouvre la possibilité des recherches en induisant d'autres facteurs, *e.g.* la fatigue dans l'étude 3 de ce manuscrit. Notre encouragement intense et standardisé a incité les sujets à faire leur maximum. Nous avons enchaîné immédiatement le test post-fatigue et réussi à l'accomplir en un bref instant pour limiter la récupération rapide après l'exercice fatiguant. C'est déjà le maximum que nous avons pu faire dans les tests du profil F-v *in vivo* en face de l'instabilité de l'état de fatigue.

Le mouvement volontaire est bien plus complexe que la contraction musculaire stimulée. Dans notre étude 3, nous n'avons évalué que l'effort fait à la charge. Le rôle des différentes parties du corps, *e.g.* les membres inférieurs, les membres supérieurs, le tronc, la chaîne de transfert de la force, *etc.*, pourraient révéler plus de détails sur la coordination motrice et son adaptation à la fatigue. En fait, le mouvement STH est un mouvement proche de l'aviron et les groupes musculaires sollicités sont à peu près les mêmes. Avec les méthodes de dynamique inverse ou de capture du mouvement, les nouvelles investigations seront intéressantes pour approfondir notre connaissance sur ce mouvement.

Au niveau de la coordination intermusculaire et interarticulaire, sous l'effet de la fatigue, comment évolue la coordination entre les muscles épuisés et les muscles moins fatigués ? Dans

notre étude, seule la valeur moyenne du signal EMG a été comparée. Les analyses plus avancées, *e.g.* la synergie musculaire, l’analyse temporelle ou/et fréquentielle, sont nécessaires pour mieux comprendre comment le sujet s’adapte à la fatigue au cours du mouvement pluri-articulaire.

Par ailleurs, pour les autres types de fatigues, *e.g.* celle induite par un exercice de longue durée mais de basse intensité, ou celle induite par un autre exercice que le STH, il serait intéressant d’étudier l’impact de la fatigue sur la relation F-v. Cela supprimerait le biais de l’apprentissage d’exercice ou de possible compensation qui pourrait être due au fait que le mouvement réalisé au cours de l’épreuve fatigante et celui analysé sont les mêmes. Enfin, des études et des tests sur le terrain sont nécessaires pour mettre les connaissances en application afin de calibrer la charge lors de l’entraînement et de la compétition permettant d’exprimer toujours la puissance optimale de l’individu.

Bibliographie

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Trolle, M., Bangsbo, J., & Klausen, K. (1996). Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiologica Scandinavica*, 156, 123–129.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26, 217–238.
- Barry, B. K., Warman, G. E., & Carson, R. G. (2005). Age-related differences in rapid muscle activation after rate of force development training of the elbow flexors. *Experimental Brain Research*, 162, 122–132.
- Beck, T. W., von Tscharner, V., Housh, T. J., Cramer, J. T., Weir, J. P., Malek, M. H., & Mielke, M. (2008). Time/frequency events of surface mechanomyographic signals resolved by nonlinearily scaled wavelets. *Biomedical Signal Processing and Control*, 3, 255–266.
- Bigland-Ritchie, B., Cafarelli, E., & Vøllestad, N. K. (1986). Fatigue of submaximal static contractions. *Acta Physiologica Scandinavica. Supplementum*, 556, 137–48.
- Bland, J. M., & Altman, D. G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327, 307–310.
- Blatnik, J. A., Goodman, C. L., Capps, C. R., Awelewa, O. O., Triplett, T. N., Erickson, T. M., & McBride, J. M. (2014). Effect of load on peak power of the bar, body and system during the deadlift. *Journal of Sports Science & Medicine*, 13, 511–515.
- Bobbert, M. F. (2012). Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *Journal of Applied Physiology*, 112, 1975–1983.
- Bosco, C., Belli, A., Astrua, M., Tihanyi, J., Pozzo, R., Kellis, S., & Tranquilli, C. (1995). A dynamometer for evaluation of dynamic muscle work. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70, 379–386.
- Bourdin, M., Rambaud, O., Dorel, S., Lacour, J.-R., Moyen, B., & Rahmani, A. (2010). Throwing performance is associated with muscular power. *International Journal of Sports Medicine*, 31, 505–510.
- Boyas, S. (2007). Analyse des évolutions du signal électromyographique en vue de la prédition de l'éendurance limite lors de taches mono- et multi-segmentaire. Université de Nantes.
- Boyas, S., & Guével, A. (2011). Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 54, 88–108.
- Boyas, S., Remaud, A., Rivers, E., & Bilodeau, M. (2013). Fatiguing Exercise Intensity Influences the Relationship between Parameters Reflecting Neuromuscular Function and Postural Control Variables. *PLoS ONE*, 8, 1–10.
- Callahan, D. M., & Kent-Braun, J. A. (2011). Effect of old age on human skeletal muscle force-velocity and fatigue properties. *Journal of Applied Physiology*, 111, 1345–1352.
- Cao, H. (2010). Modélisation et évaluation expérimentale de la relation entre le signal EMG de surface et la force musculaire Table des matières. *Traitement du Signal*. Université de Technologie de Compiègne.
- Casartelli, N., & Maffiuletti, N. (2010). Validity and Reliability of the Myotest Accelerometric System for the Assessment of Vertical Jump Height. Article in *The Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Cavagna, G. (1975). Force platforms as ergometers. *Journal of Applied Physiology*, 39, 174–179.
- Chowdhury, R. H., Reaz, M. B. I., Ali, M. A. B. M., Bakar, A. A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface electromyography signal processing and classification techniques. *Sensors (Basel, Switzerland)*, 13, 12431–66.
- Clarys, J. P., & Cabri, J. (1993). Electromyography and the study of sports movements: A review. *Journal of Sports Sciences*, 11, 379–448.
- Comstock, B. A., Solomon-Hill, G., Flanagan, S. D., Earp, J. E., Luk, H.-Y., Dobbins, K. A., ... Kraemer, W. J. (2011). Validity of the Myotest® in Measuring Force and Power Production in the Squat and Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25, 2293–2297.

- Cormie, P., McCaulley, G. O., Triplett, N. T., McBride, J. M., & Triplett, N. T. (2007). Optimal loading for maximal power output during lower-body resistance exercises. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 39, 340–349.
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 2 training considerations for improving maximal power production. *Sports Medicine*, 41, 125–146.
- Crewther, B. T., Kilduff, L. P., Cunningham, D. J., Cook, C., Owen, N., & Yang, G. Z. (2011). Validating two systems for estimating force and power. *International Journal of Sports Medicine*, 32, 254–258.
- Criswell, E., & Cram, J. R. (2011). Cram's introduction to surface electromyography. Jones and Bartlett.
- Cronin, J. B., Hing, R. D., & McNair, P. J. (2004). Reliability and validity of a linear position transducer for measuring jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 18, 590–593.
- Cross, M. R., Lahti, J., Brown, S. R., Chedati, M., Jimenez-Reyes, P., Samozino, P., ... Morin, J. B. (2018). Training at maximal power in resisted sprinting: Optimal load determination methodology and pilot results in team sport athletes. *PLOS ONE*, 13, e0195477.
- Crowninshield, D., & Brand, A. (1981). A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion.
- Cuk, I., Markovic, M., Nedeljkovic, A., Ugarkovic, D., Kukolj, M., & Jaric, S. (2014). Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *European Journal of Applied Physiology*, 114, 1703–1714.
- Curtin, N. A., & Edman, K. A. (1994). Force-velocity relation for frog muscle fibres: effects of moderate fatigue and of intracellular acidification. *The Journal of Physiology*, 475, 483–494.
- de Haan, A., Jones, D. A., & Sargeant, A. J. (1989). Changes in velocity of shortening, power output and relaxation rate during fatigue of rat medial gastrocnemius muscle. *Pflügers Archiv European Journal of Physiology*, 413, 422–428.
- De Luca, C. J. (1997). The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135–163.
- De Ruiter, C. J., & De Haan, A. (2000). Similar effects of cooling and fatigue on eccentric and concentric force-velocity relationships in human muscle. *Journal of Applied Physiology*, 90, 2109–2116.
- De Ruiter, C. J., Didden, W. J. M., Jones, D. A., & De Haan, A. (2000). The force-velocity relationship of human adductor pollicis muscle during stretch and the effects of fatigue. *Journal of Physiology*, 526, 671–681.
- De Ruiter, C. J., Jones, D. A., Sargeant, A. J., & De Haan, A. (1999). The measurement of force/velocity relationships of fresh and fatigued human adductor pollicis muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80, 386–393.
- Debold, E. P. (2012). Recent insights into muscle fatigue at the cross-bridge level. *Frontiers in Physiology*, 3, 151.
- Debold, E. P., Beck, S. E., & Warshaw, D. M. (2008). Effect of low pH on single skeletal muscle myosin mechanics and kinetics. *American Journal of Physiology. Cell Physiology*, 295, C173–9.
- Debraux, P., Debraux, P., Manolova, A. V., Soudain-Pineau, M., Hourde, C., & Bertucci, W. (2013). Maximal torque and power pedaling rate relationships for high level BMX riders in field tests. *Journal of Science and Cycling*, 2, 51–57.
- Dern, R. J., Levene, J. M., & Blair, H. A. (1947). Forces exerted at different velocities in human arm movements. *American Journal of Physiology*, 151, 415–437.
- Dimitrova, N. A., & Dimitrov, G. V. (2002). Amplitude-related characteristics of motor unit and M-wave potentials during fatigue. A simulation study using literature data on intracellular

- potential changes found in vitro. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 12, 339–49.
- Dorel, S. (2018). Maximal Force-Velocity and Power-Velocity Characteristics in Cycling: Assessment and Relevance. In *Biomechanics of Training and Testing* (pp. 7–31). Cham: Springer International Publishing.
- Dorel, S., Couturier, A., Lacour, J.-R., Vandewalle, H., Hautier, C. A., & Hug, F. (2009). Force-Velocity Relationship in Cycling Revisited. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 42, 1.
- Dorel, S., Hautier, C. A., Rambaud, O., Rouffet, D. M., Van Praagh, E., Lacour, J.-R., & Bourdin, M. (2005). Torque and Power-Velocity Relationships in Cycling: Relevance to Track Sprint Performance in World-Class Cyclists. *International Journal of Sports Medicine*, 26, 739–746.
- Edman, K. A. P., & Mattiazzi, A. R. (1981). Effects of fatigue and altered pH on isometric force and velocity of shortening at zero load in frog muscle fibres. *Journal of Muscle Research and Cell Motility*, 2, 321–334.
- Edwards, R. H., Hill, D. K., & Jones, D. A. (1975). Metabolic changes associated with the slowing of relaxation in fatigued mouse muscle. *J. Physiol.*
- Farina, D., Merletti, R., & Enoka, R. M. (2004). The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology*, 96, 1486–1495.
- Fenn, W. O. (1924). The relation between the work performed and the energy liberated in muscular contraction. *The Journal of Physiology*, 58, 373–395.
- Fenn, W. O., & Marsh, B. S. (1935). Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of Physiology*, 85, 277–97.
- Fraysse, F. (2009). Estimation des activités musculaires au cours du mouvement en vue d'applications ergonomiques.
- Frost, D. M., Cronin, J., & Newton, R. U. (2010). A biomechanical evaluation of resistance: Fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Medicine*.
- Froyd, C., Millet, G. Y., & Noakes, T. D. (2013). The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *The Journal of Physiology*, 591, 1339–46.
- Galvani, L. (1792). *De viribus electricitatis in motu musculari (Scientiari)*. Bononiae.
- Gandevia, S. C. (2001). Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiological Reviews*, 81, 1725–1789.
- García-Ramos, A., Jaric, S., Padial, P., & Feriche, B. (2016). Force-velocity relationship of upper body muscles: Traditional versus ballistic bench press. *Journal of Applied Biomechanics*, 32, 178–185.
- García-Ramos, A., Padial, P., Garcíá-Ramos, M., Conde-Pipó, J., Arguélles-Cienfuegos, J., Štirn, I., & Feriche, B. (2015). Reliability Analysis of Traditional and Ballistic Bench Press Exercises at Different Loads. *Journal of Human Kinetics*, 47, 51–59.
- García-ramos, A., Torrejón, A., Feriche, B., Morales-artacho, A. J., Pérez-castilla, A., Padial, P., & Jaric, S. (2017). Selective effects of different fatigue protocols on the function of upper body muscles assessed through the force–velocity relationship. *European Journal of Applied Physiology*, 0.
- Garnacho-Castano, M. V., Lopez-Lastra, S., & Mate-Munoz, Jose, L. (2015). Reliability and Validity Assessment of a Linear Position Transducer. *Journal of Sports Science & Medicine*2, 14, 128–136.
- Giroux, C. (2014). Analyse des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance dans les activités sportives explosives. Université de Rouen.
- Giroux, C., Rabita, G., Chollet, D., & Guilhem, G. (2014). What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *International Journal of Sports Medicine*, 36, 143–149.

- Giroux, Caroline, Maciejewski, H., Ben-Abdessamie, A., Chorin, F., Lardy, J., Ratel, S., & Rahmani, A. (2017). Relationship between Force-Velocity Profiles and 1,500-m Ergometer Performance in Young Rowers. *International Journal of Sports Medicine*, 38, 992–1000.
- Gordon, A. M., Huxley, A. F., & Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 184, 170–92.
- Granier, C., Hausswirth, C., Dorel, S., & Yann, L. M. (2017). Validity And Reliability Of The Stages Cycling Power Meter. *Journal of Strength and Conditioning Research*.
- Guay, F., Vallerand, R. J., & Blanchard, C. (2000). On the Assessment of Situational Intrinsic and Extrinsic Motivation: The Situational Motivation Scale (SIMS). *Motivation and Emotion* (Vol. 24).
- Guidetti, L., Rivellini, G., & Figura, F. (1996). EMG patterns during running: Intra- and inter-individual variability. *Journal of Electromyography and Kinesiology : Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 6, 37–48.
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., Chollet, D., & Rabita, G. (2014). Mechanical and Muscular Coordination Patterns during a High-Level Fencing Assault. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46, 341–350.
- Gülch, R. W. (1994). Force-Velocity Relations in Human Skeletal Muscle. *International Journal of Sports Medicine*, 15, S2–S10.
- Hanon, C., Thépaut-Mathieu, C., & Vandewalle, H. (2005). Determination of muscular fatigue in elite runners. *European Journal of Applied Physiology*, 94, 118–125.
- Hermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 361–374.
- Hill, A. V. (1922). The maximum work and mechanical efficiency of human muscles, and their most economical speed. *J. Physiol*, 56, 19–41.
- Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*, 126, 136–195.
- Hof, A. L., & van den Berg, J. (1977). Linearity between the weighted sum of the EMGs of the human triceps surae and the total torque. *Journal of Biomechanics*, 10, 529–539.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, 30, 1–15.
- Hug, F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 21, 1–12.
- Hug, F., & Dorel, S. (2009). Electromyographic analysis of pedaling: A review. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19, 182–198.
- Hug, F., Turpin, N. A., Guével, A., & Dorel, S. (2010). Is interindividual variability of EMG patterns in trained cyclists related to different muscle synergies? *Journal of Applied Physiology*, 108, 1727–1736.
- Hughes, R. E., Chaffin, D. B., Lavender, S. A., & Andersson, G. B. J. (1994). Evaluation of muscle force prediction models of the lumbar trunk using surface electromyography. *Journal of Orthopaedic Research*, 12, 689–698.
- Hultman, E., & Sjöholm, H. (1983). Energy metabolism and contraction force of human skeletal muscle in situ during electrical stimulation. *The Journal of Physiology*, 345, 525–32.
- Huxley, A. F., & Simmons, R. M. (1970). Rapid “give” and the tension “shoulder” in the relaxation of frog muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 210, 32P-33P.
- Huxley, H. E. (1958). The contraction of muscle. *Scientific American*, 199, 67-72 passim.
- Huxley, H. E., Hanson, J., & Huxley, A. F. (1954). Changes in the cross-striations of muscle during contraction and stretch and their structural interpretation. *Nature*, 173, 973.
- Jandačka, D., & Vaverka, F. (2009). Validity of Mechanical Power Output Measurement at Bench Press Exercise. *Journal of Human Kinetics* (Vol. 21).a

- Jaric, S. (2016). Two-load method for distinguishing between muscle force, velocity, and power-producing capacities. *Sports Medicine*, 46, 1585–1589.
- Jones, D. A., De Ruiter, C. J., & de Haan, A. (2006). Change in contractile properties of human muscle in relationship to the loss of power and slowing of relaxation seen with fatigue. *Journal of Physiology*, 576, 913–922.
- Jones, David A. (2010). Changes in the force-velocity relationship of fatigued muscle: implications for power production and possible causes. *The Journal of Physiology*, 588, 2977–2986.
- Kamen, G., & Gabriel, D. A. (2010). Essentials of electromyography. Human Kinetics.
- Kaneko, M., Fuchimoto, T., Toji, H., & Suei, K. (1981). Training effects on force, velocity and power relationship in human muscle. *Japanese Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*.
- Kleissen, R. F. M., Buurke, J. H., Harlaar, J., & Zilvold, G. (1998). Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait & Posture*, 8, 143–158.
- Komi, P. ., Suominen, H., Heikkinen, E., Karlsson, J., & Tesch, P. (1982). Effects of heavy resistance and explosive-type strength training methods on mechanical, functional, and metabolic aspects of performance. In *Exercise and Sport Biology* (pp. 90–102).
- Konrad, P. (2005). *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*.
- Lacouture, P., Fradet, L., & Monnet, T. (2014). La mesure du mouvement humain. In *Métrologie en biomecanique* (pp. 11–61).
- Lan, N., Li, Y., Sun, Y., & Yang, F. S. (2005). Reflex Regulation of Antagonist Muscles for Control of Joint Equilibrium Position. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 13, 60–71.
- Lee, J. A., Westerblad, H., Allen, D. G., Lee, B. Y. J. A., & Allent, D. G. (1991). Changes in tetanic and resting $[Ca^{2+}]_i$ during fatigue and recovery of single muscle fibres from *Xenopus laevis*. *The Journal of Physiology*, 433, 307–326.
- Lee, R. G., Lucier, G. E., Mustard, B. E., & White, D. G. (1986). Modification of Motor Output to Compensate for Unanticipated Load Conditions During Rapid Voluntary Movements.
- Li, L., Tong, K., Song, R., & Koo, T. K. K. (2007). Is maximum isometric muscle stress the same among prime elbow flexors? *Clinical Biomechanics*, 22, 874–883.
- Linari, M., Bottinelli, R., Pellegrino, M. A., Reconditi, M., Reggiani, C., & Lombardi, V. (2003). The mechanism of the force response to stretch in human skinned muscle fibres with different myosin isoforms. *The Journal of Physiology*, 554, 335–352.
- Lu, W., Boyas, S., Jubeau, M., & Rahmani, A. (2017). Reliability of force-velocity relationships during deadlift high pull. *Sports Biomechanics*, 1–12.
- Luboslav, Š., Brodáni, J., Štefanovský, M., & Todorov, S. (2016). Basic reliability parameters of a boxing punch. *Journal Of Physical Education and Sport*, 16, 241–244.
- Maton, B. (1981). Human motor unit activity during the onset of muscle fatigue in submaximal isometric isotonic contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 46, 271–81.
- McBride, J. M., Haines, T. L., & Kirby, T. J. (2011). Effect of loading on peak power of the bar, body, and system during power cleans, squats, and jump squats. *Journal of Sports Sciences*, 29, 1215–1221.
- McDonald, K. S. (2000). Ca^{2+} dependence of loaded shortening in rat skinned cardiac myocytes and skeletal muscle fibres. *The Journal of Physiology*, 525 Pt 1, 169–81.
- McMahon, T. A. (1984). *Muscles, reflexes, and locomotion*. Princeton University Press.
- Morel, B. (2014). *Etiologie de la fatigue neuromusculaire lors d'effort maximaux répétés*. Claude Bernard – Lyon 1 University.

- Morel, B., Cléménçon, M., Rota, S., Millet, G. Y., Bishop, D. J., Brosseau, O., ... Hautier, C. A. (2014). Contraction velocity influence the magnitude and etiology of neuromuscular fatigue during repeated maximal contractions. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 25, e432–e441.
- Morel, B., Rouffet, D. M., Bishop, D. J., Rota, S., & Hautier, C. A. (2015). Fatigue Induced by Repeated Maximal Efforts is Specific to the Rugby Task Performed. *International Journal of Sports Science & Coaching*, 10, 11–20.
- Morel, B., Rouffet, D. M., Saboul, D., Rota, S., Cléménçon, M., & Hautier, C. A. (2015). Peak torque and rate of torque development influence on repeated maximal exercise performance: Contractile and neural contributions. *PLoS ONE*, 10, e0119719.
- Morris, C. A., Tobacman, L. S., & Homsher, E. (2003). Thin filament activation and unloaded shortening velocity of rabbit-skinned muscle fibres. *Journal of Physiology*, 550, 205–215.
- Moss, R. L. (1986). Effects on shortening velocity of rabbit skeletal muscle due to variations in the level of thin-filament activation. *The Journal of Physiology*, 377, 487–505.
- Naik, G. R. (2014). Applications, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing. (G. Naik, Ed.). Hershey, USA: IGI GLOBAL.
- Penasso, H., & Thaller, S. (2018). Model - based analysis of fatigued human knee extensors contractions. *European Journal of Applied Physiology*, 0, 0.
- Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1978). Muscle force-velocity and power-velocity relationships under isokinetic loading. *Medicine and Science in Sports*, 10, 159–66.
- Petersen, C. J., Wilson, B. D., & Hopkins, W. G. (2004). Effects of modified-implement training on fast bowling in cricket. *Journal of Sports Sciences*, 22, 1035–1039.
- Pezzack, J. C., Norman, R. W., & Winter, D. A. (1977). An assessment of derivative determining techniques used for motion analysis. *Journal of Biomechanics*, 10, 377–382.
- Portney, L. G., & Watkins, M. P. (2000). Foundations of clinical research: applications to practice. New Jersey, NJ: Prentice Hall Health.
- Pouliquen, C., Nicolas, G., Bideau, B., Garo, G., Megret, A., Delamarche, P., & Bideau, N. (2018). Spatiotemporal analysis of 3D kinematic asymmetry in professional cycling during an incremental test to exhaustion. *Journal of Sports Sciences*, 36, 2155–2163.
- Praagman, M., Chadwick, E. K. J., van der Helm, F. C. T., & Veeger, H. E. J. (2010). The effect of elbow angle and external moment on load sharing of elbow muscles. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20, 912–922.
- Prilutsky, B. I. (2000). Muscle coordination: the discussion continues. *Motor Control*, 4, 97–116.
- Prilutsky, B. I., Isaka, T., Albrecht, A. M., & Gregor, R. J. (1998). Is coordination of two-joint leg muscles during load lifting consistent with the strategy of minimum fatigue? *Journal of Biomechanics*, 31, 1025–1034.
- Rahmani, A. (2001). Mesure de la force musculaire à partir de l'accélération appliquée à une charge : Relation force-vitesse dans des conditions ballistiques. Université Claude Bernard.
- Rahmani, A., Belli, A., Kostka, T., Dalleau, G., Bonnefoy, M., & Lacour, J.-R. (1999). Evaluation of knee extensor muscles under non-isokinetic conditions in elderly subjects. *Journal of Applied Biomechanics*, 15, 337–344.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Belli, A., & Lacour, J.-R. (1998). Mesure de la force dynamique par un test balistique. *Science & Sports*, 13, 241–242.
- Rahmani, A., Dalleau, G., Viale, F., Hautier, C. A., & Lacour, J.-R. (2000). Validity and reliability of a kinematic device for measuring the force developed during squatting. *Journal of Applied Biomechanics*, 16, 26–35.
- Rahmani, A., Rambaud, O., Bourdin, M., & Mariot, J.-P. (2009). A virtual model of the bench press exercise. *Journal of Biomechanics*, 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. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13, 200–207.
- Rahmani, A., Samozino, P., Morin, J. B., & Morel, B. (3000). A simple method for assessing upper-limb force-velocity profile in bench press. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 13, 200–207.
- Rahmani, A., Viale, F., Dalleau, G., & Lacour, J.-R. (2001). Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *European Journal of Applied Physiology*, 84, 227–232.
- Rambaud, O., Rahmani, A., Moyen, B., & Bourdin, M. (2008). Importance of upper-limb inertia in calculating concentric bench press force. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 22, 383–389.
- Regnier, M., Morris, C., & Homsher, E. (1995). Regulation of the cross-bridge transition from a weakly to strongly bound state in skinned rabbit muscle fibers, 269.
- Reilly, C. H., & Marras, W. S. (1989). Simulift: a simulation model of human trunk motion. *Spine*, 14, 5–11.
- Rouffet, D. M., & Hautier, C. A. (2008). EMG normalization to study muscle activation in cycling. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18, 866–878.
- Rousanoglou, E. N., Noutsos, K., Pappas, A., Bogdanis, G., Vagenas, G., Bayios, I. A., & Boudolos, K. D. (2016). Alterations of vertical jump mechanics after a half-marathon mountain running race. *Journal of Sports Science and Medicine*, 15, 277–286.
- Ruiz-Olaya, A. F. (2014). Modeling the Human Elbow Joint Dynamics from Surface Electromyography. In G. R. Naik (Ed.), Applicaitons, Challenges, and Advancements in Electromyography Signal Processing (pp. 114–128). Hershey, USA: IGI GLOBAL.
- Sale, D. G. (1991). Testing Strength and Power. In H. Kinetics (Ed.), Physiological testing of the high performance athlete (2nd editio, pp. 21–106). Champaign.
- Sale, D., & MacDougall, D. (1981). Specificity in strength training: a review for the coach and athlete. *Canadian Journal of Applied Sport Sciences. Journal Canadien Des Sciences Appliquees Au Sport*, 6, 87–92. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7016357>
- Samozino, P. (2009). Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical.
- Samozino, P., Edouard, P., Sangnier, S., Brughelli, M., Gimenez, P., & Morin, J.-B. (2013). Force-Velocity Profile: Imbalance Determination and Effect on Lower Limb Ballistic Performance. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 505–510.
- Samozino, P., Morin, J. B., Hintzy, F., & Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *Journal of Biomechanics*, 41, 2940–2945.
- Samozino, P., Rabita, G., Dorel, S., Slawinski, J., Peyrot, N., Saez de Villarreal, E., & Morin, J. B. (2016). A simple method for measuring power, force, velocity properties, and mechanical effectiveness in sprint running. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 26, 648–658.
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J. B. (2012). Optimal force-velocity profile in ballistic movements—altius: citius or fortius? *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44, 313–322.
- Sánchez-Medina, L., González-Badillo, J., Pérez, C., & Pallarés, J. (2013). Velocity- and Power-Load Relationships of the Bench Pull vs. Bench Press Exercises. *International Journal of Sports Medicine*, 35, 209–216.
- Sargeant, A. J. (1994). Human Power Output and Muscle Fatigue. *International Journal of Sports Medicine*, 15, 116–121.
- Sargeant, A. J., & Dolan, P. (1987). Effect of prior exercise on maximal short-term power output in humans. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md. : 1985)*, 63, 1475–80.

- Sargeant, A. J., Hoinville, E., & Young, A. (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *Journal of Applied Physiology*, 51, 1175–1182.
- Schultz, A., Haderspeck, K., Warwick, D., & Portillo, D. (1983). Use of lumbar trunk muscles in isometric performance of mechanically complex standing tasks. *Journal of Orthopaedic Research*, 1, 77–91.
- Soderberg, G. L., & Cook, T. M. (1984). Electromyography in Biomechanics. *Physical Therapy*, 64, 1813–1820.
- Solnik, S., Rider, P., Steinweg, K., DeVita, P., & Hortobágyi, T. (2010). Teager–Kaiser energy operator signal conditioning improves EMG onset detection. *European Journal of Applied Physiology*, 110, 489–498.
- Sreckovic, S., Cuk, I., Djuric, S., Nedeljkovic, A., Mirkov, D., & Jaric, S. (2015). Evaluation of force–velocity and power–velocity relationship of arm muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 115, 1779–1787.
- Strazza, A., Verdini, F., Burattini, L., Fioretti, S., & Di Nardo, F. (2018). Time-frequency analysis of surface EMG signals for maximum energy localization during walking. *IFMBE Proceedings*, 65, 823–826.
- Taylor, N. A., Cotter, J. D., Stanley, S. N., & Marshall, R. N. (1991). Functional torque-velocity and power-velocity characteristics of elite athletes. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 62, 116–21.
- Thongpanja, S., Phukpattaranont, P., & Limsakul, C. (2013). Mean and Median Frequency of EMG Signal to Determine Muscle Force Based on Time-Dependent Power Spectrum Neuroscience View project Evidence informed methods for predicting rehabilitation outcomes in patellofemoral pain View project, 19.
- Thorstensson, A., & Karlsson, J. (1976). Fatigability and Fibre Composition of Human Skeletal Muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, 98, 318–322.
- Ting, L. H., & McKay, J. L. (2007). Neuromechanics of muscle synergies for posture and movement. *Current Opinion in Neurobiology*, 17, 622–628.
- Turpin, N. A., Guével, A., Dossat, A., Durand, S., & Hug, F. (2010). Recognition of muscle functional organisation in rowing by synergy identification. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 13, 141–142.
- Turpin, N. A., Guevel, A., Durand, S., Hug, F., & Guével, A. (2011). Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *Journal of Experimental Biology*, 214, 3305–3314.
- Uchiyama, T., & Akazawa, K. (1999). Muscle activity-torque-velocity relations in human elbow extensor muscles. *Frontiers of Medical and Biological Engineering : The International Journal of the Japan Society of Medical Electronics and Biological Engineering*, 9, 305–13.
- Vandewalle, H., Peres, G., Heller, J., Panel, J., & Monod, H. (1987). Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 56, 650–656.
- Viitasalo, J. T. (1985). Measurement of force-velocity characteristics for sportsmen in field conditions. *Biomechanics*, IX-A, 96–101.
- Visser, S. L., & de Rijke, W. (1974). Comparison of the EMG in Normal Test Subjects, Hemiparetic Patients and Parkinson Patients; with Special Reference to Changes in Response to Fatigue. *European Neurology*, 11, 97–107.
- von Tscharner, V. (2000). Intensity analysis in time-frequency space of surface myoelectric signals by wavelets of specified resolution. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 433–445.
- von Tscharner, V., & Nigg, B. M. (2008). Point: Counterpoint: Spectral properties of the surface EMG can characterize/do not provide information about motor unit recruitment strategies and muscle fiber type. *Journal of Applied Physiology*, 105, 1671–1673.

Bibliographie

- Wang, L., Wang, Y., Ma, A., Ma, G., Ye, Y., Li, R., & Lu, T. (2018). A Comparative Study of EMG Indices in Muscle Fatigue Evaluation Based on Grey Relational Analysis during All-Out Cycling Exercise. *BioMed Research International*, 2018,
- Weber, E. F. (1846). Muskelbewegung. *Handwörterbuch der Physiologie*.
- Westerblad, H., Dahlstedt, A. J., & Lännergren, J. (1998). Mechanisms underlying reduced maximum shortening velocity during fatigue of intact, single fibres of mouse muscle. *The Journal of Physiology*, 510 (Pt 1), 269–77.
- Wicke, J., & Dumas, G. A. (2014). A new geometric-based model to accurately estimate arm and leg inertial estimates. *Journal of Biomechanics*, 47, 1869–1875.
- Wickiewicz, T. L., Roy, R. R., Powell, P. L., Perrine, J. J., & Edgerton, V. R. (1984). Muscle architecture and force-velocity relationships in humans. *Journal of Applied Physiology*, 57, 435–443.
- Wilkie, D. R. (1950). The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of Physiology*, 110, 249–80.
- Wilmore, J. H., & Costill, D. L. (2002). Physiologie du sport et de l'exercice : Adaptations physiologiques à l'exercice physique.
- Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *Journal of Strength & Conditioning Research*, 21, 703–709.
- Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of Biomechanics*, 42, 2151–2157.
- Young, K. P., Haff, G. G., Newton, R. U., Gabbett, T. J., & Sheppard, J. M. (2015). Assessment and monitoring of ballistic and maximal upper-body strength qualities in athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 10, 232–237.
- Zemková, E., Cepková, A., Uváček, M., & Hamar, D. (2016). A new method to assess the power performance during a lifting task in young adults. *Measurement*, 91, 460–467.
- Zivkovic, M. Z., Djuric, S., Cuk, I., Suzovic, D., & Jaric, S. (2017). Muscle force-velocity relationships observed in four different functional tests. *Journal of Human Kinetics*, 56, 39–49.



Titre : Relations force-vitesse lors du mouvement pluri-articulaire : impact de la fatigue

Mots clés : explosivité musculaire, puissance musculaire, soulevé de terre haut, accéléromètre, plateforme de force, électromyographie

Résumé : L'explosivité musculaire, associée à la notion de puissance (produit de la force et de la vitesse), représente la capacité à produire le plus de travail possible en un temps restreint. Au cours des mouvements pluri-articulaires, e.g. le squat, le développé-couché, le pédalage, la relation entre la force et la vitesse est représentée par une relation linéaire négative.

Cependant, au cours des mouvements encore plus complexes qui impliquent l'ensemble de la chaîne segmentaire, la linéarité de cette relation force-vitesse n'a jamais été étudiée. De plus, au cours de protocole de fatigue, la modification du profil force-vitesse des individus est encore peu étudiée.

Ce travail de thèse se proposait d'explorer l'impact de la fatigue sur la relation force-vitesse lors d'un mouvement explosif impliquant le corps entier.

Dans le cadre d'une série d'études expérimentales, nous avons d'abord fait une étude pour évaluer la reproductibilité de la performance et de la relation force-vitesse lors du mouvement soulevé de terre haut. Ensuite, nous avons comparé la différence et la corrélation entre les deux méthodes couramment utilisées, la plateforme de force et l'accéléromètre. Enfin, nous avons analysé l'impact de la fatigue sur la performance réalisée lors du mouvement de soulevé de terre haut et la relation force-vitesse.

Title: Force-velocity relationship during pluri-articular movement: impact of fatigue

Keywords: muscular explosivity, muscle power, deadlift high pull, accelerometer, force platform, electromyography

Abstract: Muscular explosivity is associated velocity relationship during a movement that with the notion of power (product of force and involved all body segments, the deadlift high velocity) and represents the skill to produce as pull; and ii) to explore the impact of fatigue on much work as possible in a short time period. this relationship.

During multi-articular movement, e.g. squat, bench press and pedalling, the force-velocity relationship has been described by a negative linear relationship. However, during more complex movements that involve the whole-body, the linearity of the force-velocity relationship has not been established yet. Moreover, the impact of fatigue on the force-velocity relationship remains uninvestigated. This work intended to explore the impact of fatigue on the force-velocity relationship during a movement that involved all body segments. This work intended i) to investigate the force-

In the experimental part of our work, we first determined the shape of the force-velocity relationship during the deadlift and high pull. Then, we evaluated the reproducibility of the performance and the force-velocity associated with this movement. After that, we compared the difference and correlation between the two commonly methods used to assess force-velocity relationships: the force platform and the accelerometer. At last, the impact of fatigue on the force-velocity performance and the force-velocity relationship was analyzed.