

THÈSE

présentée par
Caroline GIROUX

U.F.R. des Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Laboratoire « Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives »
Équipe d'Accueil 3832

Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance,
Laboratoire Sport, Expertise et Performance

en vue de l'obtention du grade de :
Docteur de Normandie Université

délivré par
l'université de Rouen

École doctorale : Homme, Sociétés, Risques, Territoire (ED 556)
Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Spécialité : Biomécanique et Physiologie

**ANALYSE DES DÉTERMINANTS BIOMÉCANIQUES ET
NEUROMUSCULAIRES DE LA PERFORMANCE DANS LES
ACTIVITÉS SPORTIVES EXPLOSIVES**

13 Novembre 2014

Devant le jury composé de :

Rapporteurs : MARTIN Alain, Professeur des Universités, Université de Dijon
MORIN Jean-Benoît, Professeur des Universités, Université de Nice

Examineurs : MARKOVIC Goran, *Professor*, Université de Zagreb (Croatie)
SEYNNES Olivier, *Professor*, Ecole Norvégienne des Sciences du Sport, Oslo
(Norvège)

Directeur : CHOLLET Didier, Professeur des Universités, Université de Rouen

Co-directeurs : RABITA Giuseppe, Docteur, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la
Performance, Paris
GUILHEM Gaël, Docteur, Institut National du Sport, de l'Expertise et de la
Performance, Paris

Avant propos

Les travaux de recherche présentés dans ce manuscrit ont été réalisés dans le cadre d'un contrat doctoral octroyé par l'université de Rouen et se sont déroulés au laboratoire « Sport, Expertise et Performance » de l'Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance, de novembre 2011 à novembre 2014.

Au terme de ces trois années de thèse je tiens à exprimer mes sincères remerciements à toutes celles et ceux qui m'ont apporté leur soutien et ont contribué de près ou de loin à ces travaux. Mes remerciements s'adressent tout particulièrement à :

Mes deux co-encadrants Giuseppe RABITA et Gaël GUILHEM qui ont initié ce projet de thèse, qui m'ont permis de développer mes connaissances scientifiques et mes compétences en tant que chercheuse, et qui m'ont surtout épaulée pendant ces trois années. Jo, merci pour ta bonne humeur communicative. Merci pour le recul que tu as pu avoir sur notre travail. Cela nous a souvent amené à des ajustements de dernière minute mais toujours pour bonifier le résultat final! Gaël, merci pour ta disponibilité et ton énorme investissement en particulier dans la dernière ligne droite. Merci pour ta rigueur, souvent moquée mais ô combien formatrice! Je mesure de plus en plus la chance que j'ai eu de vous avoir comme encadrants pendant ces trois années... Merci aussi à tous les deux pour les formidables souvenirs que je garderai de mon premier congrès et de mon premier article. Enfin, j'espère que ce travail ne fait que marquer le début de notre collaboration et que nous aurons plein d'autres fous rires ensemble, en manip', à la TAL ou ailleurs...

Au Pr Didier CHOLLET pour avoir accepté de diriger cette thèse, pour avoir soutenu ce projet dès le début et tout au long de ces trois années et pour le partage de ses précieuses expériences scientifique et universitaire.

Au Pr Alain MARTIN et au Pr Jean-Benoît MORIN qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce travail de thèse.

À Olivier SEYNNES et Goran MARKOVIC pour avoir accepté de participer à mon jury de thèse.

À l'ensemble des membres du CETAPS et notamment à son directeur Olivier SIROST pour m'avoir permis de réaliser cette thèse dans les conditions qui me semblaient les plus adaptées pour mener à bien mon projet.

À l'ensemble des membres du laboratoire SEP et du Département de la Recherche de l'INSEP et particulièrement au Pr Elisabeth ROSNET puis à Christophe HAUSSWIRTH pour m'avoir accueillie au sein du laboratoire et avoir mis à ma disposition des moyens exceptionnels.

À tous les sportifs de l'INSEP qui ont participé aux études présentées dans ce manuscrit. Merci également à leurs entraîneurs : Cyril TAHON, Stéphane MARCELIN, Herbert VERON, Franck BOIDIN de la fédération française d'escrime, Renaud LONGUEVRE, Guy ONTANON, Bruno GAJER de la fédération française d'athlétisme et Myriam BAVEREL de la fédération française de taekwondo et disciplines associées.

À Abdel RAHMANI pour me donner la chance de poursuivre ma jeune carrière dans le laboratoire Motricité, Interaction et Performance à l'Université du Maine.

À Nicola MAFFIULETI, pour avoir pris le temps de nous conseiller sur ce manuscrit mais aussi pour m'avoir accueillie en stage dans son laboratoire à Zurich. Grazie Mille!!! Merci également à Nicolas PLACE qui a collaboré au projet réalisé dans le cadre de ce stage.

```
À Antoine COUTURIER,  
int ii ;  
loop (ii, 2011, 2014) {  
range traitements_de_données=merci1!$(ii) ;  
range TAL=merci2!$(ii) ;  
range photos_cultes=merci3!$(ii) ;  
};
```

À Alexia MONTAUBIN pour son soutien administratif, mais surtout pour tous les bons moments passés ensemble (je te l'avais promis... "YoYo Alexia !!!"). Petite pensée pour Marine DARDENNE qui nous a souvent accompagnées dans ces moments là.

À tous les doctorants et stagiaires du RDJ qui ont partagé mon quotidien pendant ces 3 années. Un merci tout particulier à Laurie-Anne MARQUET pour sa bonne humeur permanente, pour son écoute et ses conseils (pas que nutritionnels), surtout ces derniers mois... Un grand merci à Rachel BORNE, ma colloc' de bureau depuis plus de 3 ans, pour toutes nos (parfois trop) longues conversations, pour les "nocturnes" et tous nos "craquages"... Je te confirme "la thèse, ça forme". Merci les filles, je serai là quand ça sera votre tour!!!

À mes ami(e)s de Rouen City pour cette saison handballistique de folie, les soirées chez Popy, les B&B jusqu'au bout de la nuit, les "vendredi tout est permis", les week-ends au ski, les voyages en Australie... Pour tout ça Merci! Et c'est pas fini...

À Clémentine (alias Clem, La Go, ou encore La Courgette) et à Thomas (alias La Tomate), merci de me tenir compagnie dans le bac à légumes depuis tant d'années.

Enfin je ne remercierai jamais assez mes parents et mon frère pour leur soutien inconditionnel, même dans les moments difficiles et même quand j'ai mauvais caractère (si si c'est possible!). Ces trois dernières années n'auront pas uniquement été marquées par de jolis souvenirs, mais nous sommes plus forts et plus unis aujourd'hui !

Caroline GIROUX

Laboratoire « Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives » - EA 3832 - UFR STAPS - Université de Rouen

Laboratoire « Sport, Expertise et Performance » - Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance

Analyse des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance dans les activités sportives explosives

RÉSUMÉ :

La capacité d'un athlète à accélérer un objet ou son propre corps constitue un déterminant essentiel de la performance sportive dans de nombreuses disciplines. Cette qualité d'explosivité est liée aux limites mécaniques du système neuromusculaire et notamment à la puissance maximale que l'athlète est capable de produire. L'évaluation précise de ce paramètre peut se révéler particulièrement intéressante pour les sportifs experts de disciplines nécessitant des qualités de puissance et d'explosivité. En effet, elle permet de mieux définir leur profil athlétique et d'individualiser la calibration des contenus d'entraînement musculaire. Ce travail se proposait d'explorer les liens possibles entre des indicateurs innovants de la fonction neuromusculaire et la performance explosive appréhendée au plus près des conditions de compétition.

Dans le cadre d'une première partie expérimentale, nos travaux ont d'abord consisté à évaluer la validité et la reproductibilité de méthodes de terrain communément utilisées pour déterminer les qualités de puissance dans un mouvement explosif : le *squat jump*. L'effet de la charge sur les coordinations musculaires impliquées lors de la réalisation de ce mouvement balistique ont ensuite été analysées afin d'étudier les facteurs nerveux de la production d'un mouvement explosif. Les méthodes validées dans la première étude nous ont ensuite permis de montrer que les relations force-vitesse étaient dépendantes de l'activité sportive. Ces profils n'étaient par ailleurs pas systématiquement optimisés chez des sportifs très entraînés. La deuxième partie expérimentale a consisté à appliquer ces méthodes d'évaluation innovantes à l'étude de l'escrime. Dans un premier temps, les patterns mécaniques et neuromusculaires ont été décrits lors d'un assaut spécifique (i.e. *marché-fente*), mettant en évidence l'importance de la capacité à produire des niveaux de force élevés, notamment avec la jambe arrière, dans des mouvements exécutés à vitesse élevée. Les relations entre les profils force-puissance-vitesse optimaux, et les déterminants de la performance en escrime ont ensuite été identifiés, afin de vérifier la pertinence d'évaluer ces paramètres innovants dans cette discipline explosive. Enfin, les derniers travaux n'ont pas montré d'effet d'un entraînement musculaire balistique, calibré à partir des profils force- et puissance-vitesse des escrimeurs. Les résultats de cette étude préliminaire ouvrent toutefois des perspectives de recherche intéressantes, qui permettraient de mieux comprendre l'impact des adaptations neuromusculaires sur la performance explosive.

Mots-clés : puissance, relation force-vitesse, plate-forme de force, accélérométrie, électromyographie de surface, isocinétisme, renforcement musculaire

Caroline GIROUX

Laboratory « Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives » -
EA 3832 - UFR STAPS – University of Rouen

Laboratory « Sport, Expertise, and Performance » - French National Institute of Sport

**Analysis of the biomechanical and neuromuscular determinants of performance in
power oriented sports**

ABSTRACT:

The capacity of an athlete to quickly accelerate an object or her/his own body is a determinant of performance in many sports. This explosive quality is related to the mechanical limits of the neuromuscular system and especially to the maximal power output capacity of the athlete. Accurate quantification of this parameter can be particularly interesting in elite athletes practicing activities requiring power and explosive abilities. Indeed, it allows for a better assessment of athletic profile and individualization of muscle training contents. This work intended to explore the possible links between innovative indicators of the neuromuscular function and explosive performance determined in conditions closest to the competition.

In a first experimental section, our work primary consisted in evaluating the validity and reproducibility of field methods commonly used to assess the power output capacity in an explosive movement: the squat jump. The load effect on muscular coordination involved in the execution of this ballistic movement was then investigated in order to explore the neural factors of an explosive movement. Then, the methods validated in the first study allowed us to show that the force-velocity relationships were dependant of the practiced sport and that these profiles were not always optimized in highly trained athletes. The second experimental section consisted in the application of these innovative assessment methods to analyze the fencing activity. First, the mechanical and neuromuscular patterns of a specific fencing assault (i.e. *marché-fente*) were described. These patterns highlighted the importance of the ability to produce high levels of force, especially with the rear leg, in the execution of high velocity movement. The correlation between the optimal force-power-velocity profiles and the performance determinants of fencing were then identified, to ensure the relevance of evaluating these innovative parameters in this explosive sport. Finally, the last investigation did not show any effect of ballistic training calibrated to the fencers force- and power-velocity profiles. Nevertheless, the results of this pilot study raise interesting research perspectives, which would lead to a better understanding of the neuromuscular adaptations on explosive performance.

Keywords: power, force-velocity relationship, force platform, accelerometry, electromyography, isokinetic, muscle training

Ce travail a fait l'objet des publications et communications suivantes

Publications dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile? *Eur J App Physiol*. Soumis.

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? *J Electromyogr Kinesiol*. 2015. [AERES STAPS–1e] [ISI-IF: 1.644]

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method to assess lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med*. 2014. [AERES STAPS– e][ISI-IF:2.68]

Guilhem G, **Giroux C**, Couturier A, Chollet D & Rabita G Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault *Med Sci Sports Exerc* 2014. 46(2):341-50, [AERES STAPS–1e] [ISI-IF: 4.475]

Travaux menés hors contributions explicitement incluses dans la thèse

Guilhem G, **Giroux C**, Couturier A, Maffiuletti NA. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014. [AERES STAPS–1e] [ISI-IF: 1.644]

Giroux C, Place N, Roudit B, Duchateau J, Maffiuletti N. Effet de la largeur d'impulsion d'une stimulation électrique musculaire sur les réponses contractiles et nerveuses du quadriceps. *Manuscrit en préparation*.

Communications dans des congrès internationaux avec actes

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. (2014) Optimal force-velocity profiles in elite athletes. *XVI Congress of the European College of Sport Science*, Juillet, Amsterdam (The Netherlands).

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013) Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during *squat jumps*. *XX Congress of ACAPS*, Octobre, Grenoble (France).

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013) Muscle coordination and ground reaction forces during a specific assault in world-class female sabers. *XX Congress of the International Society of Biomechanics*, Août, Natal (Brazil).

Conférence invitée

Giroux C, Athletic profile and biomechanical determinant of elite fencers: what implications for muscle training? *Entretiens de l'INSEP – Enhancing muscle capacities: strength, power, velocity*, Mai, Paris (France).

Communications dans des congrès nationaux avec actes

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2014) Muscle coordination in loaded *squat jumps*. *39^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique*, Septembre, Valenciennes (France).

Table des matières

I. Liste des abréviations.....	1
II. Introduction générale.....	2
III. Cadre théorique.....	5
III.1. La production du mouvement explosif	6
III.1.1. Lois mécaniques du mouvement	6
III.1.2. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse.....	9
III.1.3. Types d'action musculaire.....	14
III.1.4. Modalité de résistance	16
III.1.5. Résumé / Summary.....	18
III.2. Facteurs neuromusculaires influençant la relation force-vitesse	19
III.2.1. Facteurs nerveux.....	19
III.2.2. Le complexe muscle-tendon	25
III.2.3. Résumé / Summary.....	33
III.3. Améliorer la performance explosive.....	35
III.3.1. Analyse des contraintes dans les activités explosives	37
III.3.2. Procédures d'évaluation des qualités d'explosivité.....	37
III.3.3. Conception des programmes d'entraînement explosif	40
III.3.4. Adaptations neuromusculaires induites par l'entraînement explosif.....	43
III.3.5. Résumé / Summary.....	51
III.4. Application dans une activité explosive : l'escrime.....	53
III.4.1. Analyse de l'activité	54
III.4.2. Les adaptations liées à la pratique de l'Escrime.....	57
III.4.3. Etat des lieux des pratiques	61
III.4.4. Résumé / Summary.....	63
III.5. Synthèse et problématique	64
IV. Méthodologie générale	66
IV.1. Populations.....	67
IV.2. Matériels et méthodes	67
IV.2.1. Plate-forme de force	67
IV.2.2. Méthode Samozino	68
IV.2.3. Transducteur de position linéaire	70

IV.2.4.	Accélérométrie.....	71
IV.2.5.	Profil optimal.....	71
IV.2.6.	Electromyographie de surface	73
IV.2.7.	Ergométrie isocinétique.....	76
IV.3.	Traitement des données et analyses statistiques	80
IV.3.1.	Traitement des données	80
IV.3.2.	Analyses statistiques.....	80
V.	Expérimentations Partie 1: Le <i>squat jump</i> comme modèle d'analyse de l'explosivité.	
	81
V.1.	ETUDE 1 : Validité et reproductibilité de méthodes actuelles permettant d'évaluer la relation force-vitesse des membres inférieurs en <i>squat jump</i>	82
V.1.1.	Résumé / Summary.....	83
V.1.2.	Introduction	85
V.1.3.	Méthode.....	86
V.1.4.	Résultats.....	90
V.1.5.	Discussion.....	98
V.2.	ETUDE 2 : Les coordinations musculaires sont-elles affectées par la condition de charge dans les mouvements balistiques ?	101
V.2.1.	Résumé / Summary.....	102
V.2.2.	Introduction	103
V.2.3.	Méthode.....	104
V.2.4.	Résultats.....	106
V.2.5.	Discussion.....	115
V.3.	ETUDE 3 : Impact de la pratique sportive élite sur les profils force-puissance-vitesse	119
V.3.1.	Résumé / Summary.....	120
V.3.2.	Introduction	121
V.3.3.	Méthode.....	123
V.3.4.	Résultats.....	126
V.3.5.	Discussion.....	132
VI.	Expérimentations Partie 2 : Application pratique en escrime.....	138
VI.1.	ETUDE 4 : Patterns biomécaniques et neuromusculaires des membres inférieurs lors d'assauts spécifiques en l'escrime.....	139
VI.1.1.	Résumé / Summary.....	140

VI.1.2.	Introduction	142
VI.1.3.	Méthode	143
VI.1.4.	Résultats.....	148
VI.1.5.	Discussion.....	157
VI.2.	ETUDE 5 : Liens entre profils force-puissance-vitesse en <i>squat jump</i> et performance en escrime.....	164
VI.2.1.	Résumé / Summary.....	164
VI.2.2.	Introduction	166
VI.2.3.	Méthode	168
VI.2.4.	Résultats.....	169
VI.2.5.	Discussion.....	173
VI.3.	ETUDE 6 : Effets d'un entraînement explosif individualisé chez des escrimeurs élités (étude préliminaire).....	176
VI.3.1.	Résumé / Summary.....	176
VI.3.2.	Introduction	177
VI.3.3.	Méthode	178
VI.3.4.	Résultats préliminaires	180
VI.3.5.	Discussion.....	182
VII.	Conclusion générale et perspectives	185
VIII.	Bibliographie	188
IX.	Annexes	203
	Annexe 1.....	204
	Annexe 2.....	212
	Annexe 3.....	215
	Annexe 4.....	224
	Annexe 5.....	227
	Annexe 6.....	230
	Annexe 7.....	232
	Annexe 8.....	234
	Annexe 9.....	245
	Annexe 10.....	248

I. Liste des abréviations

1RM	charge maximale pouvant être soulevée une seule fois
ANOVA	Analyse de variance
BF	<i>biceps femoris</i>
CSA	<i>Cross Sectional Area</i> ou surface de section transversale
e.g.	<i>exempli gratia</i> (par exemple)
EMG	électromyographie
F_0	force maximale théorique (N ou N.kg ⁻¹)
F_{0th}	force optimale (N ou N.kg-1)
F-V	force-vitesse
g	accélération gravitationnelle (9.81m.s ⁻²)
GL	<i>gastrocnemius lateralis</i>
G_{Max}	<i>gluteus maximus</i>
h_i	hauteur initiale du centre de masse lors d'un saut, i.e. en position de départ (m)
h_{PO}	distance de poussée verticale lors d'un saut, correspond au déploiement des membres inférieurs (m)
i.e.	<i>Id est</i> (c'est-à dire)
MVC	contraction isométrique maximale
P_{max}	puissance maximale théorique (W ou W.kg ⁻¹)
P-V	puissance -vitesse
RF	<i>rectus femoris</i>
RFD	<i>Rate of Force Development</i>
RMS	<i>Root Mean Square</i> ou moyenne quadratique
SOL	<i>soleus</i>
ST	<i>semitendinosus</i>
TA	<i>tibialis anterior</i>
UM	Unité motrice
VL	<i>vastus lateralis</i>
v_0	vitesse maximale théorique (m.s ⁻¹)
v_{0th}	vitesse optimale

II. Introduction générale

La capacité d'un athlète à accélérer un objet ou son propre corps constitue un déterminant essentiel de la performance sportive dans de nombreuses disciplines. Ainsi, l'explosivité fait référence à la capacité du système neuromusculaire à produire la force la plus importante en un temps restreint. Cette capacité est couramment associée à la notion de puissance (Newton, 1997). L'explosivité s'exprime dans les gestes sportifs les plus spectaculaires : un « *dunk* » en basket-ball, un « *kung-fu* » en handball, un départ de sprint en cyclisme, en natation, en course à pied ou encore une fente en escrime. L'exécution de ce type de geste résulte d'une combinaison de contractions des muscles engagés dans la production du mouvement. Aussi, pour chaque contraction, des facteurs nerveux, structuraux et mécaniques influencent la force, la vitesse et la puissance générées par le muscle et, par extension, lors du mouvement global (Cormie et al., 2011a). La performance explosive dépend donc des capacités neuromusculaires de l'athlète. L'évaluation et l'entraînement de ces capacités suscitent de ce fait un grand intérêt chez les entraîneurs et les scientifiques.

Aujourd'hui encore, la qualité musculaire qui reste le plus couramment évaluée est la force maximale dynamique. La principale méthode permettant d'évaluer cette capacité physique consiste à déterminer la charge maximale qu'un individu est capable de déplacer sur une seule répétition (1RM). Cependant, dans la plupart des activités explosives, la force maximale dynamique ne devient déterminante de la performance que lorsqu'elle est associée à d'autres qualités et en particulier la capacité à exercer de la force à des vitesses importantes. Dès 1935, Fenn et Marsh sont intéressés aux relations entre la force produite et la vitesse de raccourcissement d'un muscle isolé. Hill (1938) a repris ces travaux et confirmé l'existence d'une relation hyperbolique inverse illustrant une diminution de la force générée par la contraction musculaire, à mesure que la vitesse de raccourcissement du muscle augmente. La puissance pouvant être définie comme le produit de la force et de la vitesse, ce type de relation reflète également les capacités de puissance du muscle. Les scientifiques ont donc cherché à étudier ces relations sur des systèmes et des mouvements mono- et pluri-articulaires, afin de connaître les capacités et les limites de production de puissance d'un athlète. Le développement de nouveaux outils (e.g. plate-forme de force), de méthodes de mesure innovantes (e.g. méthodes anthropométriques simples basées sur la hauteur de saut) et l'avènement des capteurs embarqués (e.g. accéléromètre, capteur filaire, pédale instrumentée) ont permis de mettre en évidence des relations de type linéaire dans différents mouvements

pluri-articulaires : en squat (Rahmani et al., 2001), en saut vertical (Samozino et al., 2008), en course à pied (Morin et al., 2010) ou encore en pédalage (Dorel et al., 2010).

Sur le plan pratique, ces technologies offrent la possibilité d'établir un profil force-vitesse indépendant des qualités de puissance. Récemment, Samozino et al. (2012) ont proposé une approche théorique permettant de déterminer l'équilibre optimal entre les capacités de force et de vitesse pour produire la meilleure performance possible dans une situation sportive donnée. L'identification d'un profil optimal pour chaque athlète dans son activité présente en effet, un intérêt majeur. En effet, les profils force-vitesse sont sensibles au type d'entraînement et aux sollicitations musculaires chroniques résultant de la pratique d'une activité sportive. Ainsi, ces profils peuvent être différents entre deux disciplines mais aussi entre deux athlètes d'une même discipline. Le suivi des évolutions du profil force-vitesse d'un athlète au cours d'un programme de renforcement musculaire, pendant sa saison, suite à une blessure, ou encore tout au long de sa carrière peut donc renseigner sur la fonction neuromusculaire de l'athlète. En effet, l'évolution des qualités musculaires peut indiquer des processus adaptatifs induits par la pratique sportive, sur les plans nerveux, structural, ou mécanique (Enoka, 1997).

L'identification et la compréhension des mécanismes conduisant à ces adaptations apparaissent dès lors essentielles pour améliorer les contenus d'entraînement des plus jeunes, mais également pour optimiser l'utilisation des qualités musculaires, déjà particulièrement développées, chez les athlètes élites. Dans ce contexte, s'entraîner pour se rapprocher du profil optimal peut constituer une perspective prometteuse pour améliorer ses performances. En effet, chez les sportifs de haut niveau issus de disciplines explosives, la moindre amélioration des qualités musculaires peut être déterminante pour l'obtention d'une médaille ou d'un titre. En escrime par exemple, une amélioration de la puissance ou des coordinations musculaires peut contribuer à augmenter la vitesse d'exécution d'un mouvement pour toucher l'adversaire ou parer une de ses attaques.

Dans ce contexte, la connaissance de l'ensemble des contraintes inhérentes à l'activité pratiquée peut également permettre d'interpréter les adaptations observées chez des populations élites. Cependant, pour des raisons méthodologiques, les études décrivant les caractéristiques cinétiques, cinématiques ou encore les sollicitations neuromusculaires induites par les conditions réelles de pratique (plutôt qu'en laboratoire) restent rares. De plus, les effets de programmes de renforcement musculaire sur l'amélioration des performances ont été démontrés pour des exercices simples et communs à de nombreuses activités (saut, sprint), mais rarement sur l'amélioration de l'exécution de gestes techniques spécifiques à l'activité.

Par conséquent, ce travail de thèse a essentiellement visé à explorer les liens possibles entre des indicateurs innovants de la fonction neuromusculaire, en particulier les qualités de puissance et les coordinations musculaires, et leur impact sur la performance explosive appréhendée au plus près des conditions de compétition. Le manuscrit a donc été structuré en une partie théorique et deux parties expérimentales.

Le cadre théorique présente tout d'abord un état des lieux des connaissances scientifiques et pratiques relatives à la performance explosive, et leur application dans une discipline représentative de cette problématique : l'escrime. Une synthèse de cette revue de littérature nous a permis de dégager une problématique et de décliner les principaux objectifs du projet, auxquels les différentes études réalisées ont tenté de répondre.

La première phase expérimentale a consisté à étudier les relations force-vitesse lors d'un geste communément associé à la performance explosive : le saut vertical ou *squat jump*. L'étude 1 avait d'abord pour objectif d'étudier la validité des méthodes de terrain permettant de décrire les profils force- et puissance-vitesse en *squat jump*. Une seconde étude a cherché à décrire les coordinations musculaires des membres inférieurs lors de ce même mouvement, afin d'apporter un éclairage sur les adaptations nerveuses qui peuvent résulter de l'utilisation de cet exercice à l'entraînement. Enfin, grâce aux méthodes validées lors de la première étude, les profils force-puissance-vitesse et leur niveau d'optimisation ont été déterminés chez des athlètes élités pratiquant des activités dites explosives (étude 3).

Dans la deuxième partie expérimentale, nous nous sommes attachés aux liens potentiels entre ces qualités musculaires et la performance dans un modèle d'activité explosive : l'escrime. Dans ce contexte, nos recherches ont visé à identifier les déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance en escrime (étude 4) et à étudier leurs liens avec les profils musculaires optimaux (étude 5) caractérisés chez les populations références des équipes de France de fleuret et de sabre. Ces travaux ont ensuite permis de proposer des entraînements individualisés, adaptés aux profils de l'athlète et aux contraintes de son activité, afin d'en observer les effets sur la performance (étude 6).

III. Cadre théorique

III.1. La production du mouvement explosif

III.1.1. Lois mécaniques du mouvement

Le mouvement a toujours attisé la curiosité dans de nombreuses disciplines. Depuis les travaux pionniers d'Aristote, puis de Borelli, Marey, Sherrington ou encore Bernstein, il est établi que le fonctionnement du système nerveux et du muscle conduisant à la production de mouvements est contraint par les lois de la physique. Dans ce contexte, il apparaît fondamental de définir les trois grandeurs mécaniques qui sont principalement utilisées pour décrire le mouvement humain en général et le geste sportif plus particulièrement : la force, la vitesse et la puissance. Un rappel des trois lois énoncées par Isaac Newton est également proposé dans cette première partie. En effet, ces lois permettent l'analyse et la compréhension de mouvements mono-articulaires (e.g. extension de la jambe, rotation du tronc), de mouvements pluri-articulaires (e.g. lancer, sauts) ou encore de mouvements plus complexes engageant tous les segments corporels, tels que ceux réalisés dans la plupart des activités sportives explosives.

Une force est une action mécanique capable d'imposer une accélération et donc un mouvement au corps considéré. Les forces peuvent être externes : force gravitationnelle, résistance du milieu ambiant, aérien ou liquide ; ou internes : action des muscles, force élastique stockée au sein du tendon. Les trois lois énoncées par Newton au XVII^{ème} siècle dans les « *Principes mathématiques de la philosophie naturelle* » (Newton, 1687) permettent de décrire les mouvements humains au travers des forces appliquées au corps ou à l'objet considéré. La première des trois lois, également nommée principe d'inertie, indique que « *tout corps persévère dans l'état de repos ou de mouvement uniforme en ligne droite dans lequel il se trouve, à moins que quelque force n'agisse sur lui et ne le contraigne à changer d'état* ». Autrement dit, seule l'application d'une force extérieure peut provoquer un changement d'état d'un corps subissant un mouvement rectiligne uniforme et, par conséquent, une variation de l'accélération du corps considéré. Par exemple, lors d'un départ en sprint, le passage d'une position statique à la mise en action s'effectue grâce à une force produite par les membres inférieurs dans les *starting blocks*. L'énoncé de la deuxième loi de Newton ou principe fondamental de la dynamique est le suivant : « *l'altération du mouvement est proportionnelle à la force qui lui est imprimée ; et cette altération se fait en ligne droite dans la direction de la force* ». En d'autres termes, le changement de l'état de mouvement d'un corps est proportionnel à la force externe qui lui est appliquée. Un corps projeté subi au sommet de sa trajectoire un changement d'état correspondant au fait qu'il n'est désormais soumis qu'à la

gravité qui le ramène vers le sol. C'est ce qui peut être observé, par exemple, lors d'un saut vertical. Enfin, la troisième loi de Newton, correspond au principe des actions réciproques. Elle stipule que « *pour chaque action, il existe une réaction égale et opposée : l'action est toujours égale à la réaction ; c'est-à-dire que les actions de deux corps l'un sur l'autre sont toujours égales, et dans des directions contraires* ». En position statique, le poids et la réaction du support illustrent cette loi.

Par opposition aux forces linéaires globales décrites dans les lois de Newton, l'application d'une force au niveau d'une articulation entraîne des mouvements de rotation. L'action mécanique est alors nommée couple de force et correspond à la force appliquée multipliée par la distance entre le point d'application de la force et l'axe de rotation de l'articulation considérée : le bras de levier. Elle est exprimée en Newton.mètre (N.m). La Figure III.1.1 présente une relation entre le couple de force et la vitesse angulaire développés au niveau du genou, de la hanche et la cheville lors de sauts verticaux.

Le deuxième paramètre mesurable pour décrire les mouvements humains est la vitesse de mouvement. Elle correspond au déplacement par rapport au temps nécessaire pour couvrir une distance. En termes mathématiques, la vitesse est la dérivée de la distance par rapport au temps. Elle permet de retrouver l'accélération provoquée par l'application d'une force sur cette même période. L'application d'une force au sol en course à pied permet au coureur d'accélérer son centre de masse et de parcourir une distance en un temps donné à chaque foulée. La troisième variable, qui est celle qui est le plus souvent associée à la performance explosive, est la puissance. La puissance est définie comme la force appliquée multipliée par la vitesse de mouvement. Cette grandeur peut aussi être exprimée comme le travail (i.e. force multipliée par la distance parcourue) réalisé par unité de temps. Il en découle que la puissance est également définie comme la force appliquée multipliée par la vitesse de mouvement.

L'étude des relations entre la force et la vitesse permet donc d'estimer les qualités de puissance du système considéré (muscle, articulation, membre, corps dans son ensemble) et d'expliquer une part de la performance explosive.

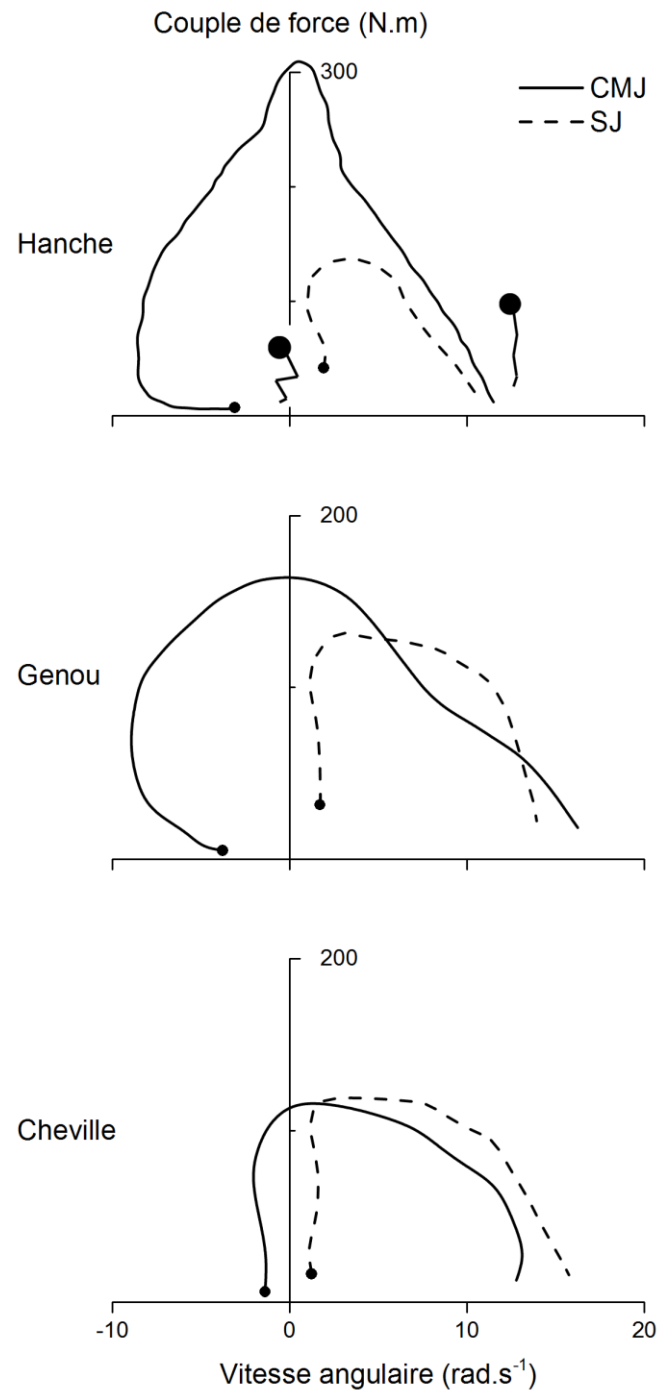


Figure III.1.1. Relation vitesse angulaire-couple de force en counter movement jump (CMJ) et squat jump (SJ) pour les articulations de la hanche, du genou et de la cheville (d'après Fukashiro et Komi, 1987).

III.1.2. Les relations force-vitesse et puissance-vitesse

Sur le plan pratique, l'évaluation des capacités musculaires passe bien souvent par l'évaluation des capacités de force maximale au travers de la détermination d'une 1RM. Or, d'autres qualités telles que la vitesse ou la puissance maximale peuvent fortement contribuer au niveau de performance dans les activités explosives.

III.1.2.1. Au niveau du muscle isolé

Lors de mouvements explosifs, le muscle peut être sollicité de différentes manières. En disséquant un muscle, placé ensuite dans une solution saline, en reliant une de ses extrémités à une charge constante et en stimulant électriquement son nerf, il est alors possible de mesurer la vitesse de contraction et la force produite par cette contraction (De Haan, 1998). La vitesse de contraction du muscle va alors dépendre du rapport entre la force qu'il va produire en se contractant et la force résultant de la charge qui lui est imposée. Lorsque la force appliquée est inférieure à la force produite par le muscle, celui-ci se raccourcit (contraction concentrique). Inversement, lorsque la force imposée dépasse la force qu'il génère, le muscle va s'allonger lors d'une contraction excentrique. Enfin, lorsque la force produite par le muscle est égale à la résistance, il n'y a pas de mouvement et on parle alors d'action isométrique ou statique. Ces capacités de force et de vitesse peuvent donc être mesurées expérimentalement pour une charge externe donnée résultant en un point de force et de vitesse associée. En multipliant les conditions de charge, ces points de données permettent de tracer l'intégralité de la relation appelée relation force-vitesse. D et March (1935) sont les premiers à avoir décrit précisément une relation entre les paramètres de force et de vitesse lors de contractions concentriques réalisées sur muscle isolé chez l'animal. D'après cette relation, plus la vitesse de raccourcissement du muscle augmente, moins la force générée par la contraction est importante. En 1938, Hill confirme cette relation hyperbolique inverse entre la force produite par un muscle isolé et la vitesse de raccourcissement et propose une équation permettant de modéliser ce comportement (Hill, 1938) (Figure III.1.2).

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

où F_0 est la force maximale isométrique, V_0 la vitesse maximale de raccourcissement, a et b des constantes ayant respectivement la dimension d'une force et d'une vitesse. Comme la puissance est définie par le produit de la force et de la vitesse, il est également possible d'établir une relation puissance-vitesse au niveau du muscle (Figure III.1.2).

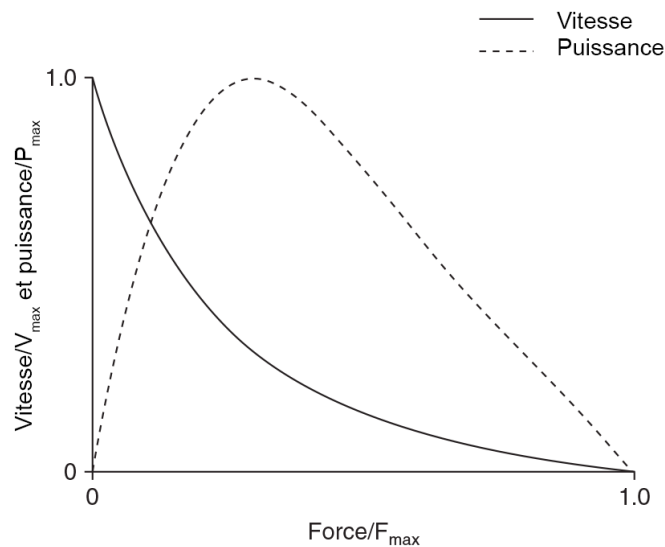


Figure III.1.2. Relations force-vitesse et puissance-vitesse au niveau du muscle isolé. La force est exprimée par rapport à la force maximale (F_{max}) développée à vitesse nulle. La puissance est exprimée en fonction de la puissance maximale (P_{max}) développée par le muscle lors d'une contraction. La vitesse est exprimée par rapport à la vitesse maximale (V_{max}) observée pour une force nulle (Cormie et al., 2011a).

III.1.2.2. Mouvements globaux impliquant différents muscles

Le développement des ergomètres isocinétiques à la fin des années 60 a permis d'appréhender les caractéristiques de la relation force-vitesse lors de mouvements mono-articulaires comme les extensions/flexions du genou, du coude ou les flexions plantaires et dorsales. Ces mesures ont par exemple mis en évidence que lorsque la vitesse de mouvement augmente, la force produite en contraction concentrique par les extenseurs du genou diminue selon une relation curvilinéaire, jusqu'à une valeur plateau au deçà de laquelle la force reste stable. La force produite en contraction excentrique est en revanche moins dépendante de la vitesse que de l'articulation considérée (Figure III.1.3). Toutefois, les mouvements isocinétiques ne permettent pas d'investiguer de très hauts niveaux de vitesse et constituent une modalité d'exercice relativement différente des actions sportives. Ainsi, l'utilisation de mouvements mono-articulaires balistiques réalisés à charge légère complète ces observations mettant en évidence une relation force-vitesse relativement proche de celle observée sur muscle isolé (Duchateau et Hainaut, 1984).

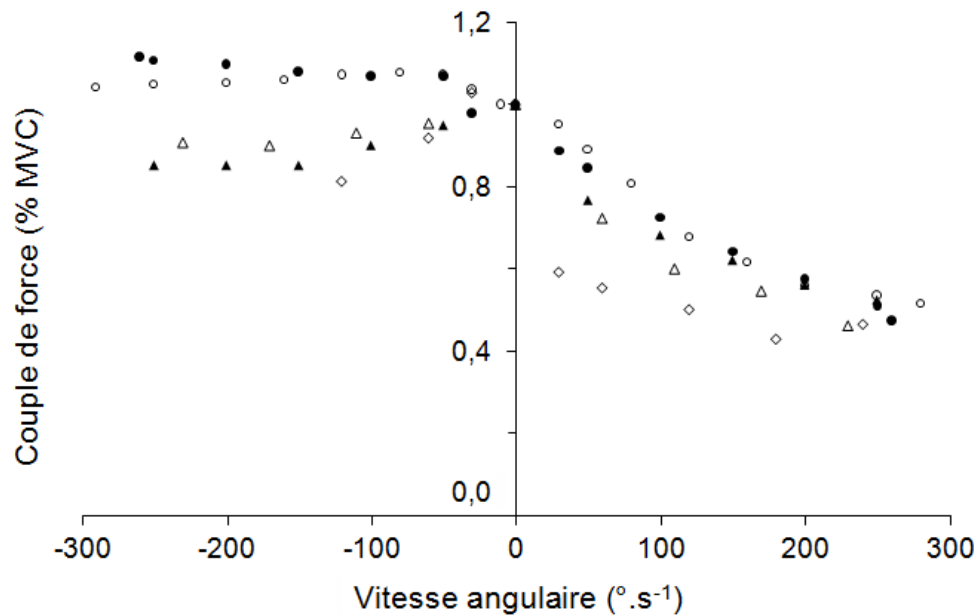


Figure III.1.3. Évolution du couple de force normalisé par rapport à la force maximale volontaire isométrique en fonction de la vitesse angulaire de mouvement selon plusieurs études ayant caractérisé la relation « force-vitesse » (d'après Guilhem et al., 2010).

MVC : contraction isométrique maximale, ▲ articulation du genou (Webber et Kriellaars, 1997), ● articulation du genou (Westing et al., 1988) △ articulation du coude (Komi et al., 2000), ○ articulation du genou (Dudley et al., 1990), ◇ articulation du coude (Colson et al., 1999)

Dès 1928, (Best et Partridge) ont observé la relation entre la force et la vitesse lors de mouvements pluri-articulaires. Leur étude, réalisée sur un exercice de sprint, montrait en effet que la composante de force horizontale maximale appliquée par les membres inférieurs diminuait à mesure que la vitesse de course augmentait. Comme le montre la Figure III.1.4, ces relations force-vitesse (ou charge-vitesse) et puissance-vitesse ont ensuite été confirmées pour de nombreux mouvement pluri-articulaires : extension de jambes sur presse horizontale (Bobbert, 2012), mouvement de squat (Rahmani et al., 2001), sauts verticaux (Samozino et al., 2008, Samozino et al., 2012), pédalage (Dorel et al., 2010, Vandewalle et al., 1987a) et sprint en course à pied (Morin et al., 2012). Au cours de ces différents mouvements, à mesure que la charge ou la résistance augmente, la force nécessaire pour créer un déplacement est plus importante. De manière concomitante, la vitesse d'exécution diminue. Contrairement à la forme hyperbolique observée au niveau du muscle, les relations force-vitesse sur des mouvements pluri-articulaires sont linéaires. Cette linéarité suscite quelques débats dans la littérature. Bobbert et al. (2012) suggèrent que l'origine de ce phénomène provient des dynamiques segmentaires alors que Yamauchi et Ishii (2007) l'attribuent d'avantage à des mécanismes nerveux variables. En résumé, les différentes caractéristiques, structurales,

anatomiques et nerveuses de l'ensemble des structures impliquées peuvent influencer la relation force-vitesse et sa linéarité (Cormie et al., 2011a). L'étude coordonnée de l'ensemble de ces éléments facilite donc la compréhension et l'interprétation de ces relations.

À partir de ces différentes relations, il devient alors possible d'extraire la force maximale (F_0) développée à vitesse nulle, la vitesse maximale (v_0) estimée par extrapolation pour une force nulle et la puissance maximale (P_{max}) développée lors du mouvement considéré. Ces paramètres théoriques maximaux représentent les limites mécaniques et neuromusculaires du ou des segments considérés (Cormie et al., 2011a, Samozino et al., 2008, Vandewalle et al., 1987a). De manière intéressante, on constate que ces paramètres maximaux sont généralement corrélés aux performances athlétiques ou sportives (Cronin et Hansen, 2005). Enfin, d'un point de vue pratique, ces paramètres peuvent permettre un ajustement précis des charges d'entraînement, afin d'imposer un stress mécanique adapté pour induire des adaptations neuromusculaires servant l'amélioration des performances physiques.

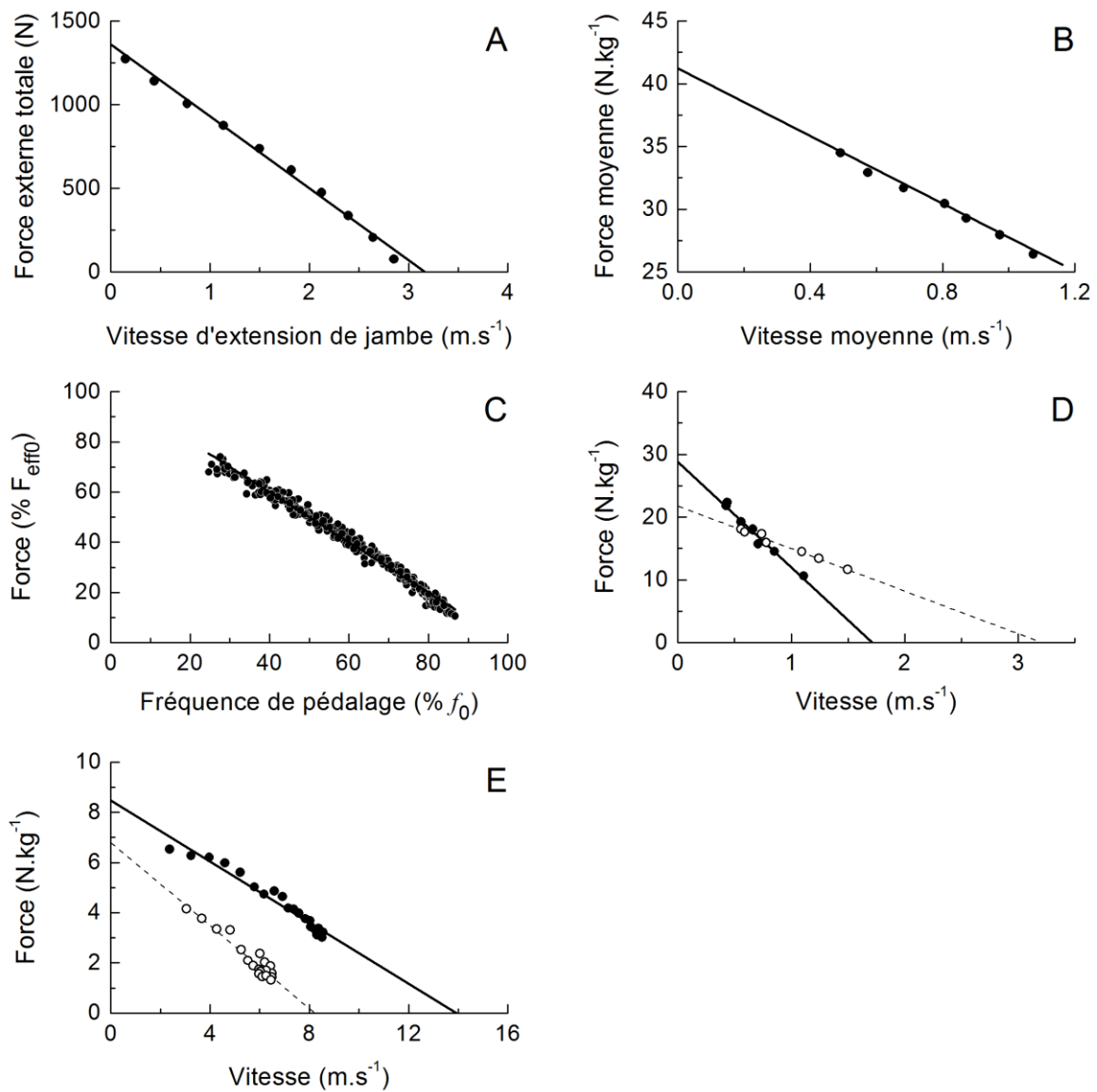


Figure III.1.4. Relations force-vitesse mesurées sur presse horizontale (A) (Bobbert, 2012) ; dans un mouvement de squat (B) (Rahmani et al., 2001); en pédalage (C) (Dorel et al., 2010), lors d'un saut vertical (D) (Samozino et al., 2008), en sprint en course à pied (Morin et al., 2012). f_0 : fréquence de pédalage optimale ; F_{eff0} : force maximale correspondant à une fréquence de pédalage nulle.

III.1.3. Types d'action musculaire

La capacité à produire de la puissance est conditionnée par le type d'action dans laquelle le muscle sera engagé: excentrique, isométrique, concentrique. La modalité d'exercice va également intervenir. L'explosivité peut s'exprimer lors d'une contraction isométrique. De hauts niveaux force peuvent être atteints dans cette modalité et permettre notamment d'appréhender la notion de taux de développement de la force (*rate of force development* RFD). En revanche, lors de contractions dynamiques, l'explosivité s'exprime dans les mouvements balistiques qui se terminent par une projection de la charge déplacée à la fin d'une contraction concentrique, produisant ainsi de hauts niveaux de vitesse. Ce type d'action est défini en opposition aux mouvements non-balistiques, qui correspondent à la plupart des exercices de musculation. Au cours de ces mouvements, le déplacement de la charge est stoppé à la fin de l'amplitude disponible, sans projection de la masse totale. La condition balistique présente donc l'avantage de ne pas être limitée par le fait de devoir décélérer la charge à la fin du mouvement (Frost et al., 2010). En d'autres termes, la production de force intervient tout au long de l'amplitude du mouvement. L'utilisation de ce type d'action musculaire génère par conséquent des forces, des vitesses et des niveaux d'activité musculaire plus importants que lors d'une contraction concentrique non-balistique.

Que ce soit en condition balistique ou non, il est rare qu'un type de contraction soit utilisé de manière isolée pour réaliser des mouvements naturels. Si le muscle peut être le moteur du mouvement en produisant une force, il peut également absorber de l'énergie qui est ensuite dissipée sous forme de chaleur ou restituée en énergie élastique (Reich et al., 2000). Cet enchaînement d'une contraction excentrique immédiatement suivie d'une contraction concentrique, observé au cours de la locomotion (i.e. marche, course) est classiquement désigné comme le cycle « étirement-détente » ou *stretch-shortening cycle* (SSC, Komi, 2000). Lorsqu'une fibre musculaire activée est étirée juste avant de se raccourcir, la force et la puissance générée lors de la contraction concentrique est plus élevée que celle résultant d'une contraction concentrique isolée. Il est donc admis que la puissance maximale est supérieure lors de mouvements de type SSC (Cavagna et al., 1965). En revanche, les mécanismes responsables de cette augmentation de la performance lors de SSC sont encore débattus dans la littérature.

Une des hypothèses explicatives de ce phénomène repose sur le fait que l'utilisation de la phase excentrique procure davantage de temps aux muscles pour générer de la force en comparaison d'une contraction concentrique isolée (van Zandwijk et al., 1996). Une vision

alternative de ce processus est de considérer que la distance sur laquelle la force est développée augmente lors d'un SSC. Toutefois, lorsque la contraction excentrique est remplacée par une contraction isométrique de même durée, la puissance en SSC reste supérieure à celle produite lors d'un mouvement concentrique, ce qui indique que le temps n'est pas le seul facteur explicatif.

La capacité du système musculo-articulaire à stocker et restituer de l'énergie élastique est souvent mise en avant pour expliquer l'impact du SSC sur la puissance produite (van Ingen Schenau et al., 1997). Cette énergie élastique correspond à une partie du travail absorbé lors des actions frénatrices et stocké dans les éléments élastiques du complexe muscle-tendon (Cavagna et Citterio, 1974, Cavagna et al., 1968, Cavagna et al., 1965). Les interactions entre les éléments contractiles et élastiques du complexe musculo-tendineux semblent également contribuer à ce phénomène puisque l'énergie restituée par le tendon influence la contribution des éléments contractiles au travail produit lors de SSC (Ettema et al., 1992). Cet effet dit « catapulte » peut ainsi s'observer au niveau de mouvements globaux avec SSC, ou au niveau articulaire lors de stratégies visant à mettre en tension un groupe musculaire transmettant ensuite l'énergie élastique aux articulations adjacentes. L'accentuation de l'angle de flexion du tronc pour utiliser l'énergie stockée dans les éléments élastiques des extenseurs de la hanche lors d'un saut vertical peut constituer une illustration de ces stratégies de réalisation (Bobbert et al., 2013).

D'autres mécanismes explicatifs ont été proposés, tels que la contribution du réflexe d'étirement induit par l'allongement forcé du muscle ou encore la potentialisation des ponts actine-myosine dont l'impact semble lié à une augmentation de la force produite par chaque pont actif plutôt qu'à une augmentation du nombre de ponts (Cavagna et al., 1985). Si le réflexe d'étirement semble avoir la capacité de participer de manière significative à l'augmentation de la force lors de la contraction concentrique, le réel effet de la potentialisation lors du SSC nécessite encore des études pour être clairement établi (Cormie et al., 2011a).

III.1.4. Modalité de résistance

La relation force-vitesse a été établie en premier lieu au niveau du muscle, à charge fixe et tension musculaire constante c'est-à-dire en contraction isotonique. Une approche originale consiste à mesurer la force et la vitesse *in vivo*, sans détacher le muscle de l'os. En attachant un capteur de force au tendon du muscle soléaire d'un chat et en le filmant en train de courir sur un tapis roulant. Gregor et al. (1988) ont obtenu une relation force-vitesse présentant des valeurs de force et de puissance supérieures à celles obtenues en condition isotonique, pour une même vitesse donnée. Ces résultats démontrent que la modalité isotonique sous-estime les capacités musculaires maximales, notamment lors d'une activité cyclique comme la locomotion. De manière intéressante, des études récentes réalisées chez l'homme confirment l'influence de la modalité d'exercice utilisée sur les qualités musculaires d'un individu (Biewener et Roberts, 2000, Kawakami et Fukunaga, 2006).

La modalité la plus couramment utilisée et qui reproduit le mieux les conditions de la pratique sportive, est celle qui utilise une charge constante (modalité de résistance isoinertielle). En effet, la plupart des activités sportives consistent à déplacer ou projeter un objet ou son propre corps dans l'espace (e.g. courir, sauter, lancer). Il n'est donc pas surprenant que de nombreuses études aient identifié la propre masse de l'athlète comme étant la charge optimale permettant de maximiser la production de puissance des membres inférieurs lors d'un exercice de saut vertical (Bevan et al., 2010, Cormie et al., 2008, Cormie et al., 2007, Davies et Young, 1984, Driss et al., 2001). De nombreux auteurs ont donc supposé que la charge d'entraînement la plus efficace pour améliorer les performances en saut était cette charge optimale correspondant souvent à la propre masse de l'athlète (Cormie et al., 2010a, McBride et al., 2002, Nuzzo et al., 2010). Jaric et Markovic (2009) ont souligné que les membres inférieurs sont principalement conçus pour une production dynamique maximale (*maximale dynamic output* : MDO) dans des mouvements rapides comme le saut ou le sprint, contre une charge imposée correspondant à la masse mais aussi à l'inertie de son propre corps. Par conséquent, la modification des niveaux de charges mais aussi de l'inertie lors des exercices d'entraînement peut avoir un impact sur l'amélioration des capacités de puissance. Récemment, la comparaison de ces différentes modalités (Figure III.1.5), a permis de mettre en évidence que l'utilisation de *squat jumps* allégés pouvait également permettre d'améliorer la puissance produite lors du saut, mais également que les adaptations et les gains de puissance induits par l'entraînement étaient spécifiques à la modalité choisie (Argus et al., 2011b, Markovic et al., 2013).

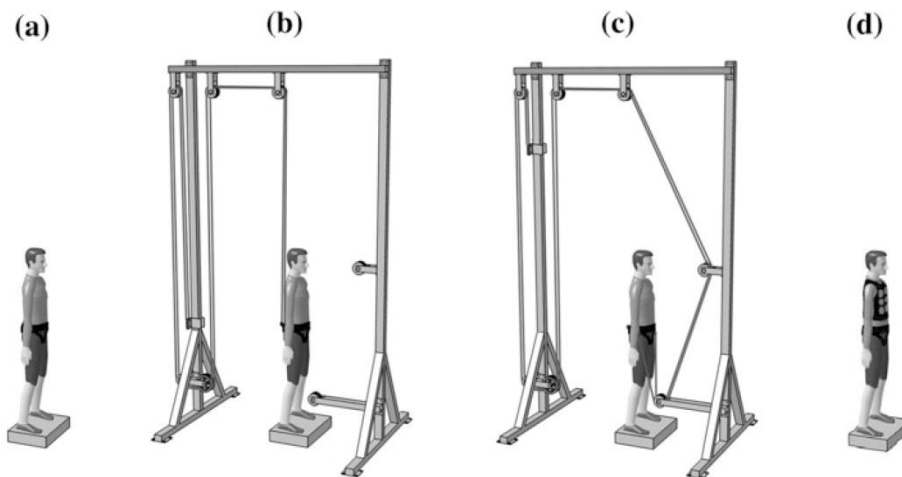


Figure III.1.5. Représentation schématique de différents types de résistances. a : pas de charge additionnelle au poids de corps. b : bandes élastiques tirant l'athlète vers le haut et réduisant le poids du corps. c : bandes élastiques tirant l'athlète vers le bas simulant ainsi une augmentation du poids du corps. d : utilisation d'une veste lestée simulant une augmentation à la fois du poids du corps et de l'inertie du corps (d'après Markovic et al., 2013).

Tout en gardant à l'esprit que ces adaptations doivent, *in fine*, être transférables dans la pratique sportive, d'autres types de résistances apparus grâce aux progrès technologiques pourraient être envisagés pour améliorer les qualités musculaires et notamment les relations force-vitesse. Des études récentes ont ainsi mis en évidence un effet de la modalité de résistance sur la force produite au cours de l'exercice (Aboodarda et al., 2011, Guilhem et al., 2011, Norrbrand et al., 2011), mais aussi après un programme d'entraînement de plusieurs semaines (Guilhem et al., 2013, Loehr et al., 2010, Peltonen et al., 2013, Walker et al., 2013). L'impact d'entraînements réalisés avec des résistances de type élastique (dépendante de la tension d'une bande et de son coefficient d'élasticité), isocinétique (mouvement réalisé à vitesse constante), visqueuse, hydrodynamique, pneumatique, électrique, etc., sur ces qualités nécessiterait donc d'être investigué pour déterminer les modalités les plus efficaces pour développer les qualités musculaires d'explosivité.

III.1.5. Résumé / Summary

Les lois de Newton permettent d'analyser et de comprendre les aspects mécaniques de la production de mouvements explosifs à partir de leurs caractéristiques de force, de vitesse et de puissance. Les capacités d'explosivité à l'origine de la performance peuvent être décrites par les relations force-vitesse et puissance-vitesse. Lorsque l'on considère des mouvements impliquant plusieurs articulations, la relation force-vitesse est linéaire : plus la vitesse de mouvement augmente, plus la force produite est faible. Les différents types d'actions musculaires et d'exercice peuvent influencer la relation force-vitesse. En condition balistique (i.e. contraction concentrique suivie d'une projection de la masse), l'absence de décélération en fin de mouvement permet de développer des niveaux de force et de vitesse plus élevés qu'en condition non-balistique. De la même manière, la production de puissance est plus importante lorsque cette projection est précédée d'une contraction excentrique (SSC). La modalité de résistance (e.g. isotonique, isocinétique, pneumatique etc.) influence également les productions mécaniques au niveau du muscle ou au niveau du mouvement global. La résistance (charge) constante est la plus couramment utilisée et celle qui se rapproche d'avantage des conditions réelles de pratique. Toutefois, cette modalité de résistance ne permet pas nécessairement de maximiser la puissance produite au cours du mouvement. Des paramètres théoriques maximaux (i.e. force, vitesse et puissance maximales théoriques) peuvent être déterminés à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse. Ces paramètres représentent les limites mécaniques, morphologiques et nerveuses de la production de puissance et peuvent être discriminants des qualités musculaires.

Newton's laws are used to analyze and understand the mechanics of explosive movements based on their force, velocity and power output characteristics. Explosive strength behind muscle performance can be inferred from the force-velocity and power-velocity relationships. In multi-joints movements, the force-velocity relationship is linear: the faster the movement, the lower the force is. The different types of muscle actions and exercises can influence the force-velocity relationship. In ballistic conditions (i.e. concentric contraction followed by a mass projection), the lack of deceleration at the end of the movement allows to develop higher levels of force and velocity than during non-ballistic movements. Similarly, the power output is greater when an eccentric contraction (SSC) precedes the projection. The resistance modality (e.g. isotonic, isokinetic, pneumatic, etc.) also influences the mechanical output in the muscle or in the global movement. Isoinertial (constant resistance) loading is the most commonly used method in muscle training. Although this modality is specific to practice conditions, it does not necessarily allow individuals to produce their maximal power-generating capacity. Maximal theoretical parameters can be determined from the force-velocity and power velocity relationships. These parameters represent the mechanical, morphological and neural limits of power output and may discriminate the level of muscle capacities.

III.2. Facteurs neuromusculaires influençant la relation force-vitesse

Le comportement mécanique et neurophysiologique à l'origine de la production du mouvement explosif va dépendre de 3 caractéristiques principales du système musculo-squelettique : (i) ses propriétés contractiles ; (ii) son arrangement géométrique; (iii) les propriétés mécaniques des éléments qui le constituent. Ces facteurs influencent à la fois les niveaux de force produits et les vitesses atteintes au niveau du muscle et plus généralement lors du mouvement explosif. Ce chapitre propose donc de décrire des facteurs nerveux à l'origine de la contraction ainsi que les caractéristiques architecturales et les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux qui conditionnent la résultante mécanique de cette contraction musculaire.

III.2.1. Facteurs nerveux

La réalisation d'un mouvement explosif est d'abord le résultat d'une commande établie au niveau central, c'est-à-dire par les structures cérébrales. Cette commande est ensuite transmise par un réseau de neurones au système nerveux périphérique, pour déclencher *in fine* la contraction musculaire. Les différentes étapes de la transmission de cette commande motrice, du cerveau jusqu'au muscle, sont décrites dans ce chapitre. Les facteurs pouvant influencer la production de force et de vitesse au niveau de ces structures sont également abordés.

III.2.1.1. Facteurs nerveux centraux

Lorsqu'il est volontaire, le mouvement est le résultat d'une commande générée dans le cerveau, au sein d'une zone spécifique du cortex cérébral située dans le lobe frontal : le cortex moteur (Penfield et Rasmussen, 1950). Le cortex moteur régule la commande motrice suite aux informations transmises par le thalamus, qui centralise lui-même les informations provenant du cortex cérébral, des ganglions de la base et du cervelet. Les ganglions de la base traitent les informations, en provenance d'autres parties du cerveau (i.e. aires sensorielles), relatives à la faisabilité du mouvement. Le cervelet joue également un rôle, en restituant des informations sur des séquences de mouvement précédemment réalisées, permettant ainsi une régulation fine et fluide du geste. La commande motrice est ensuite transmise du cortex moteur à la moelle épinière via les neurones pyramidaux (Wilmore et al., 2002). La Figure III.2.1 illustre les différentes étapes de la genèse d'une commande nerveuse.

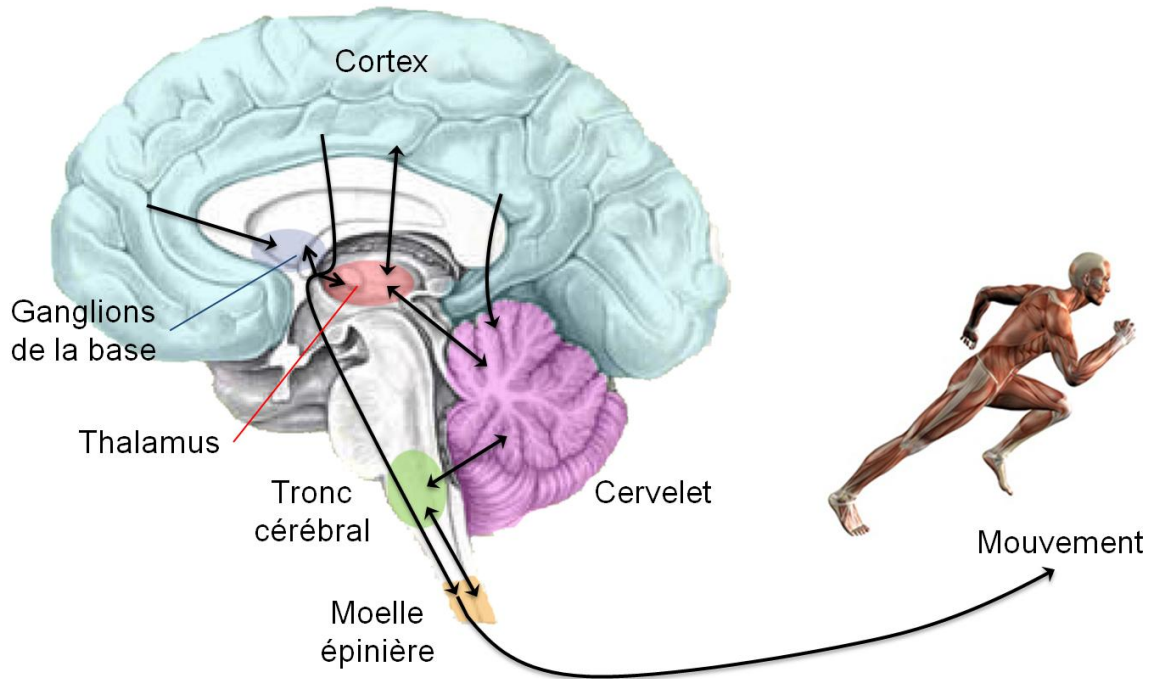


Figure III.2.1. Représentation schématique du contrôle nerveux central de la production de mouvement.

III.2.1.2. Facteurs nerveux périphériques

Activation des unités motrices

À partir de la moelle épinière, la commande nerveuse va se déplacer le long d'un motoneurone alpha pour se diriger vers les muscles. La zone où communique l'axone avec la fibre musculaire est appelée jonction neuromusculaire. C'est à ce niveau que le signal, ou potentiel d'action va être transmis à une ou plusieurs fibres musculaires provoquant ainsi une contraction volontaire du muscle (Komi, 1993). Des récepteurs sensoriels au niveau du tendon (e.g. organe tendineux de golgi) et du muscle (e.g. fuseau neuromusculaire) envoient en retour, par les neurones sensoriels, des informations sur l'état du complexe muscle-tendon à la moelle épinière. Les interneurones mettent alors en place des mécanismes d'autorégulation (réflexes) pour réguler le mouvement (Figure III.2.2) (Duclay et Martin, 2005, Maffiuletti et al., 2001).

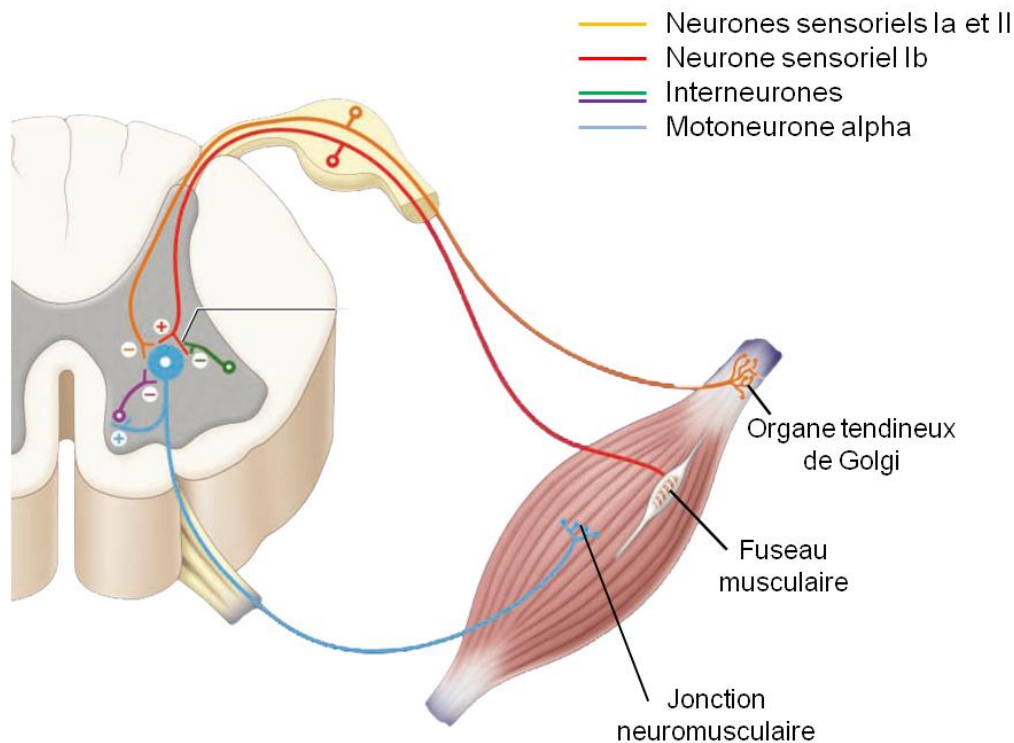


Figure III.2.2. Représentation schématique des mécanismes périphériques de la commande motrice (d'après Satkunam, 2003).

Le fonctionnement du système nerveux joue un rôle majeur dans la production du mouvement. Par exemple, la composition des gaines de myéline (substance permettant d'isoler et de protéger les fibres nerveuses) qui entourent le motoneurone alpha, influence la vitesse de conduction du signal électrique et la transmission du potentiel d'action vers le muscle.

L'ensemble constitué par un motoneurone et les fibres qu'il innerve constitue une unité motrice (UM) (Enoka et Fuglevand, 2001). L'excitation ou recrutement des fibres musculaires par le potentiel d'action s'effectue selon certains principes. Le recrutement spatial est associé à une sollicitation d'un plus grand nombre d'unités motrices. Les UM ayant les plus petits diamètres et présentant les seuils d'activation les plus faibles sont recrutées avant les UM présentant de plus gros diamètres. C'est le principe de recrutement selon la taille d'Henneman (1957). Le recrutement temporel correspond à une augmentation de la fréquence de décharge du motoneurone afin d'augmenter la force produite par une même UM (Enoka et Fuglevand, 2001).

L'investigation *in vivo* de la contractilité musculaire et de la fatigue périphérique et centrale par stimulation électrique ou magnétique (Millet et al., 2011), du nerf (Behm et al., 1996) ou encore du niveau transcranien (Taylor et Gandevia, 2001) permet de fournir de

nombreuses informations sur la fonction neuromusculaire. Ces méthodes permettent notamment d'appréhender la qualité de la transmission de la commande nerveuse au niveau périphérique et de comprendre le fonctionnement du recrutement des UMs (Millet et al., 2011). L'enregistrement de l'activité électromyographique (EMG) de surface au cours de la réalisation de gestes volontaires constitue un moyen d'investiguer l'activité du système neuromusculaire de manière non-invasive (De Luca, 1997, Moritani et Yoshitake, 1998). La quantification du signal EMG permet en effet de déterminer de manière indirecte le niveau d'activité du muscle associé au niveau de force produit (Disselhorst-Klug et al., 2009). L'EMG permet aussi de déterminer les moments au cours desquels les muscles sont activés (i.e. séquences d'activation ou coordinations musculaires). Aujourd'hui, la miniaturisation et la transmission Wi-Fi des signaux permet de réaliser des mesures EMG dans des conditions écologiques proches des situations de compétition.

Coordination intramusculaire

L'enregistrement de l'activité EMG au cours du mouvement a permis de démontrer que les coordinations intra-musculaires conditionnaient fortement la performance explosive. En effet, les mouvements rapides nécessitent l'activation d'UMs présentant de hauts seuils d'activation, c'est-à-dire les unités motrices, principalement constituées de fibres de type II (Henneman et al., 1965). Les UMs avec un seuil d'activation plus faible nécessitent plus de temps pour produire leur pic de force, et sont donc moins efficaces dans les actions rapides (Desmedt et Godaux, 1978, Van Cutsem et al., 1998). Ainsi, les UMs activés lors de mouvements balistiques atteignent des niveaux de fréquences de décharge élevés (60 Hz à 120 Hz ; Desmedt et Godaux, 1977). La capacité à activer rapidement des UMs ayant un haut seuil de recrutement, est donc déterminante pour produire de hauts niveaux de puissance (Enoka et Fuglevand, 2001). La synchronisation des UMs, qui peut être définie comme le degré de coïncidence des moments auxquels deux ou plusieurs UMs déchargent, a aussi été proposée comme un mécanisme permettant d'accroître les capacités de production de force (Milner-Brown et al., 1975). Toutefois, d'autres études ont montré que des stimulations électriques asynchrones peuvent générer des niveaux de force plus élevés que ceux évoqués par des stimulations synchrones (Lind et Petrofsky, 1978, Rack et Westbury, 1969). De plus, le RFD est plus élevé lors de contractions volontaires brèves (asynchrones) que lors de contractions téaniques évoquées électriquement (synchrones) (Miller et al., 1981). Ces travaux montrent qu'une meilleure synchronisation des UMs ne résulte pas nécessairement en une augmentation du RFD ou du pic de force. Cependant, les résultats de Miller et al. (1981)

ont été obtenus lors de contractions isométriques. En condition balistique, les muscles présentent une période de silence juste avant le début du mouvement. Cette brève période d'inactivité permet aux UMs d'être recrutées de manière simultanée avec une fréquence de décharge maximum dès le début de la contraction, ce qui peut conduire à une augmentation de la vitesse de montée en force lors de contractions musculaires balistiques (Semmler, 2002).

Coordination intermusculaire

Les séquences selon lesquelles les muscles sont activés ou coordinations musculaires, vont également jouer un rôle prépondérant dans la réalisation des mouvements explosifs. Au cours d'un saut par exemple, le timing d'activation et de relaxation des muscles agonistes, synergistes et antagonistes doit, en effet, être extrêmement précis pour optimiser la production de puissance et la performance lors du saut (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988). Cette approche permet d'appréhender une part de la composante technique du geste dont l'efficacité va conditionner le niveau de force produit lors de l'impulsion et la vitesse atteinte au moment du décollage (Cormie et al., 2011a). Lors d'un exercice de pédalage, Duchateau et al. (1986) ont montré que les débuts des périodes d'activité EMG du *gastrocnemius medialis* et du *soleus* dépendent de la fréquence de pédalage (vitesse) et de la résistance (force). Ces données ont été confortées récemment par une étude portant sur l'ensemble de la chaîne musculaire du membre inférieur. En effet, Dorel et al. (2012) ont montré des différences de contributions respectives de chaque muscle à la puissance produite et des timings d'activation variables, entre un exercice de pédalage réalisé de manière sous-maximale (150 W) et le même exercice réalisé de manière maximale (sprint) (Figure III.2.3). Ces résultats mettent ainsi en évidence un lien direct entre les coordinations intermusculaires et la relation force-vitesse décrite dans le chapitre précédent.

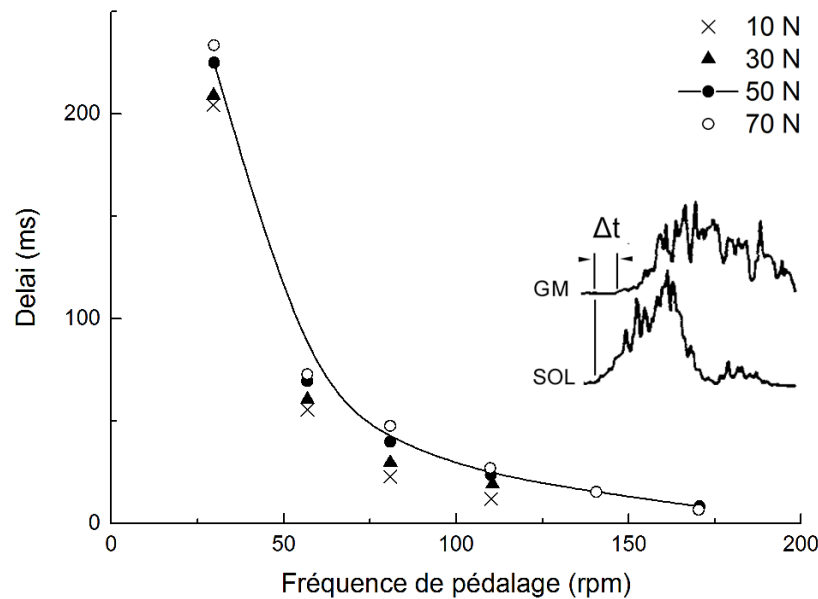


Figure III.2.3. Illustration de l'augmentation du délai (Δt) entre le début d'activité EMG du muscle soleus (SOL) et du gastrocnemius medialis (GM), avec la vitesse de mouvement, exprimée ici par la fréquence de pédalage, à différents niveaux de charge (d'après Duchateau et al. 1986).

Les mouvements balistiques sont considérés comme largement pré-programmés par le système nerveux central (Desmedt et Godaux, 1979) et caractérisés par un pattern d'activité EMG triphasique (Angel, 1975, Garland et Angel, 1971, Hallett et Marsden, 1979, Hallett et al., 1975). Les muscles agonistes sont d'abord activés, suivis d'une activation des muscles antagonistes, puis d'une nouvelle bouffée agoniste. Cette séquence pourrait permettre d'améliorer le contrôle et la précision de mouvements rapides (Engelhorn, 1983). Ainsi, l'athlète doit programmer son mouvement avant de réaliser une action balistique. L'activité musculaire agoniste initie le mouvement et permet d'atteindre rapidement le pic de vitesse (Hannaford et Stark, 1985), alors que l'activité antagoniste vise à protéger l'intégrité de l'articulation de tensions excessives. Ce couplage agoniste-antagoniste favorise une transition fluide entre les accélérations et décélérations du mouvement (Cooke et Brown, 1990). Lors de mouvements complexes, les facteurs externes peuvent toutefois générer des boucles de contrôles réflexes qui vont modifier la seconde bouffée des agonistes et ainsi permettre au sujet de s'adapter à l'environnement, pour effectuer le mouvement souhaité (Angel, 1975, Garland et Angel, 1971, Hallett et Marsden, 1979, Hallett et al., 1975). Ainsi le mouvement balistique est contrôlé à la fois par un programme pré-établi et des rétrocontrôles sensoriels.

III.2.2. Le complexe muscle-tendon

Le muscle est l'organe effecteur de la production du mouvement. Il est relié au système squelettique par un tendon qui permet la transmission de force musculaire aux leviers osseux qui vont ainsi être mobilisés lors du mouvement. L'étude de la structure, de l'architecture et des propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon peuvent contribuer à la compréhension des niveaux de vitesse et de force produits lors du mouvement.

III.2.2.1. Structure du complexe muscle-tendon

Les fibres musculaires sont regroupées en faisceaux. Ces structures sont séparées les unes des autres par du tissu conjonctif. L'ensemble des faisceaux constitue le muscle (Figure III.2.4) (Jones et al., 2005, Marieb et Lachaine, 2005).

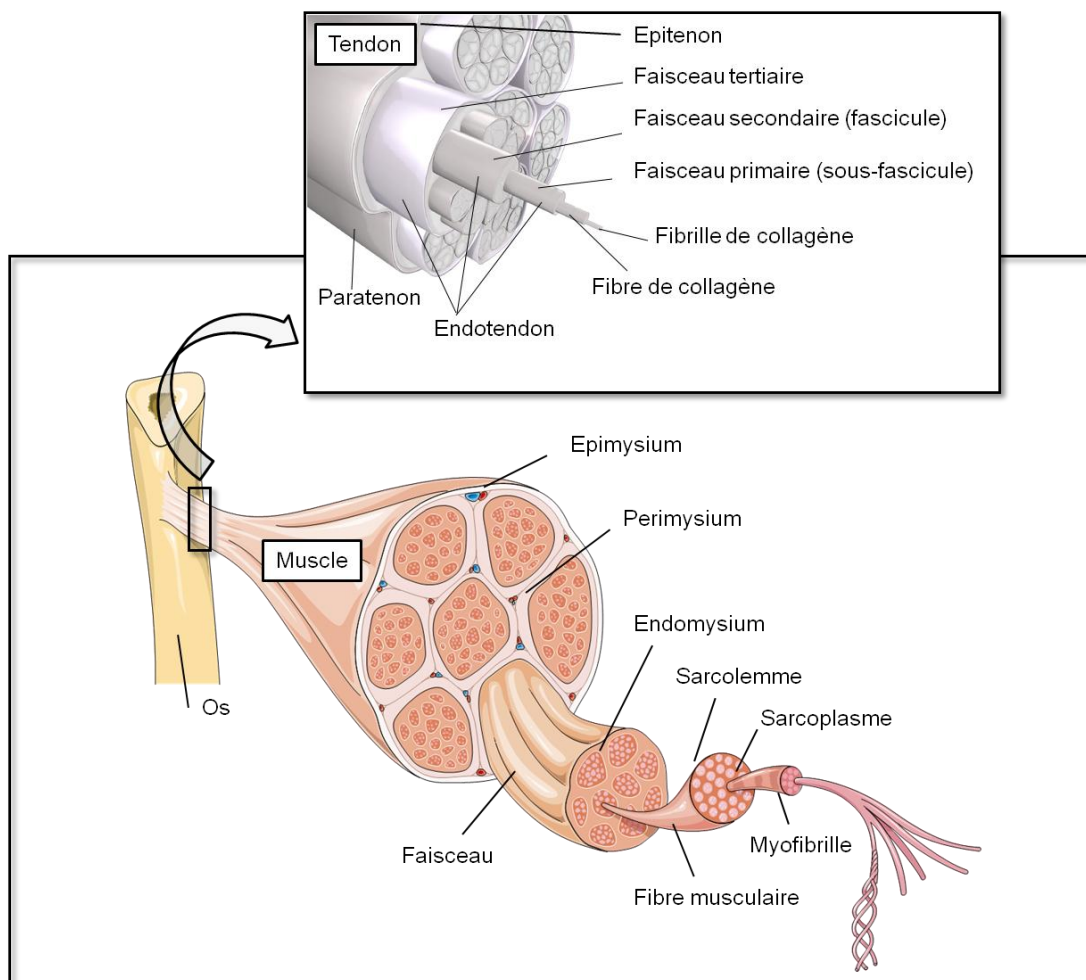


Figure III.2.4. Représentation schématique des différents niveaux structuraux du complexe musculo-tendineux (adapté de Jones et al., 2005, Marieb et Lachaine, 2005).

Les structures du réseau des tissus conjonctifs du muscle (epimysium, perimysium, endomysium) s'unissent progressivement à chaque extrémité du muscle : jusqu'au pérимыsium, d'un côté, pour former la jonction musculo-tendineuse et vers le périoste, de l'autre, pour former la jonction ostéo-tendineuse (Wang, 2006). Le tissu tendineux possède, comme le muscle strié squelettique, différents niveaux structuraux organisés de manière hiérarchique (Figure III.2.4).

Nous verrons dans la suite de ce chapitre que le fonctionnement de ces structures et leurs propriétés mécaniques influencent les relations force-vitesse et la production de mouvements explosifs.

III.2.2.2. La contraction musculaire

A l'intérieur du sarcolemme se trouve un ensemble de myofibrilles correspondant à l'appareil contractile. Ces myofibrilles sont constituées d'une succession de sarcomères qui sont les plus petits éléments contractiles du muscle squelettique, constitués eux-mêmes de deux structures protéiques majeures : les myofilaments d'actine et les chaînes de myosine (Wilmore et al., 2002) (Figure III.2.5). Les sarcomères sont reliés les uns aux autres par les lignes Z se trouvant à chacune de leurs extrémités. Les myofilaments de myosine se rejoignent au milieu du sarcomère au niveau de la ligne M. Les zones plus sombres (bande A) et d'autres plus claires (zone H et bande I), donnant l'aspect strié bien connu du muscle, correspondent en réalité à l'agencement des myofilaments d'actine et de myosine. L'interaction de ces deux filaments est à l'origine de toutes les productions de force permettant le mouvement, selon la théorie du glissement des filaments (pour une revue complète voir Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)(Huxley, 2004)). C'est l'arrivée du potentiel d'action sur la fibre musculaire qui déclenche ce phénomène grâce notamment à la libération d'ions calcium (Ca^{2+}) qui interagissent avec les filaments d'actine et de myosine. Les filaments épais de myosine, se fixent aux filaments plus fins d'actine par l'intermédiaire de leurs têtes, formant ainsi les ponts actine-myosine. Lors de la contraction, les filaments de myosine, tout en restant immobiles, exercent une traction sur les filaments d'actine entraînant le glissement de cette dernière au-dessus de la myosine. Ce glissement provoque le raccourcissement du sarcomère puis la contraction musculaire.

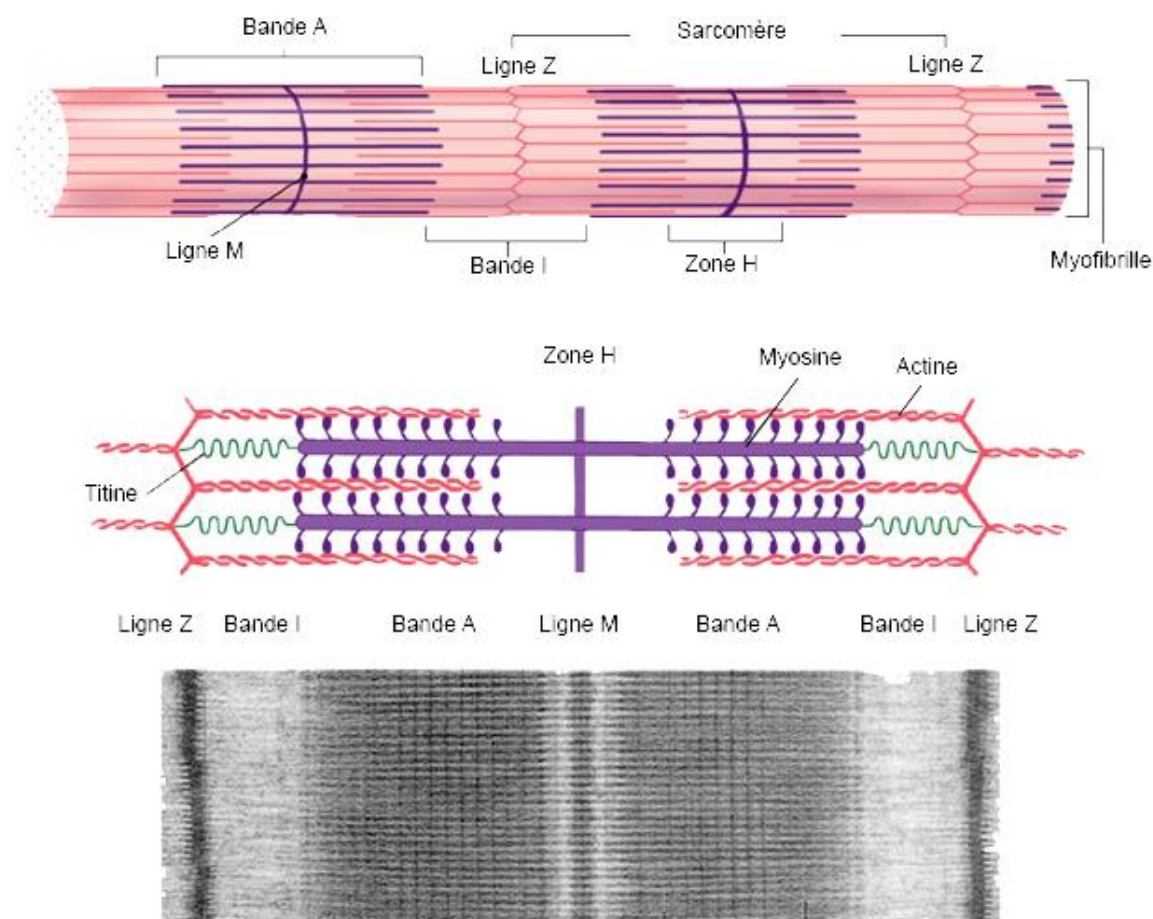


Figure III.2.5. Représentation schématique et vue microscopique du sarcomère (Adapté de Komi, 1993).

Plus le nombre de cycles de détachement et de fixation des têtes de myosine est important, plus la force produite lors du mouvement sera élevée. Cependant, ce cycle est réalisé sur une durée fixe. Lors de contractions musculaires plus rapides, le nombre de cycles sera donc limité ainsi que la force produite (Cormie et al., 2011a). Les relations force-vitesse au niveau du muscle et la production du mouvement explosif en général dépendent donc de la durée nécessaire pour réaliser un cycle de glissement des filaments.

III.2.2.3. Typologie

Les différentes caractéristiques contractiles des fibres musculaires dépendent principalement de leur contenu en chaînes lourdes de myosine. En effet, selon leur composition, les fibres musculaires peuvent être différenciées selon trois grands types de fibres composant de manière hétérogène le muscle (Brooke et Kaiser, 1970, Schiaffino et Reggiani, 2011, Staron et al., 2000). Les fibres de type I sont constituées de myosine qui

libère lentement l'énergie nécessaire à la contraction, d'où leur appellation de fibres lentes. Elles ont un diamètre plus petit que les autres types de fibres et sont donc les premières recrutées lors de la contraction, selon le principe de taille d'Henneman (1957) énoncé précédemment (voir facteurs nerveux chapitre III.2.1). Elles produisent peu de force et ont une vitesse de contraction lente. Elles sont, en revanche, plus résistantes à la fatigue que les fibres de type IIa de diamètre supérieur qui sont recrutées à des niveaux de force plus élevés. Les fibres de type IIa résistent moins à la fatigue mais produisent d'avantage de force et possèdent une vitesse de contraction plus élevée que les fibres de type I grâce à une composition en myosine libérant plus rapidement l'énergie nécessaire à la contraction. Enfin les fibres de type IIb, dites « rapides », produisent de plus hauts niveaux de force et de vitesse mais sont plus fatigables que les fibres précédentes (Brooke et Kaiser, 1970).

La typologie des fibres musculaires influence donc la vitesse de contraction musculaire et par conséquent la puissance produite par le muscle, comme l'illustre la Figure III.2.6 issue des travaux de Bottinelli et al. (1996). Les relations force-vitesse mettent en évidence des différences de vitesse de contraction importantes entre les types de fibre, qui se répercute sur les capacités de production de puissance maximale. Ainsi, on constate qu'au-delà d'une certaine vitesse de contraction les fibres de type I ne sont plus capables de générer de la force

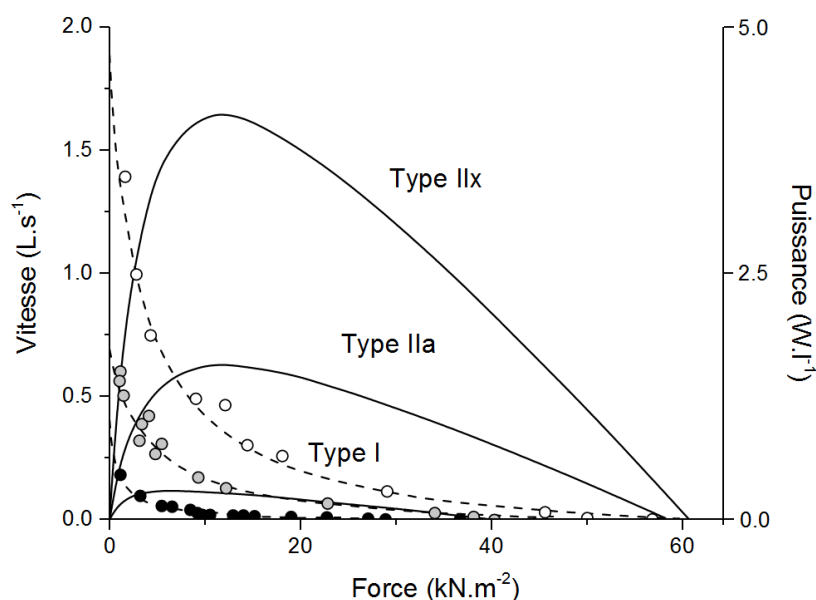


Figure III.2.6. Relations force-vitesse (lignes en pointillés) et puissance-vitesse (lignes pleines) représentatives des fibres musculaires humaines de type I (cercles noirs), IIa (cercles gris) et IIb (cercles blancs). Les courbes force-vitesse sont modélisées par l'équation hyperbolique de Hill et les relations puissance-vitesse calculées à partir des paramètres de l'équation de Hill. Température : 12°C ; longueur de sarcomère : 2,5 μm . Vitesse exprimée en longueur de fibre par seconde. Puissance exprimée en Watts par litre (adapté d'après Bottinelli et al., 1996).

Les muscles majoritairement composés de fibres de types II sont ainsi capables de réaliser des contractions rapides et de produire des niveaux de puissance importants. Les athlètes issus de disciplines explosives telles que le sprint ont ainsi en moyenne une proportion de fibres de type II supérieure à celle de sujets non-entraînés (Komi, 1993).

La typologie des fibres composant le tendon (fibres de collagène) influence, quant à elle, l'efficacité de la transmission passive des forces produites lors de la contraction musculaire. En effet, les propriétés mécaniques (évoquées plus loin dans ce chapitre) du tendon peuvent varier en fonction du type de collagène composant le tendon (Wang, 2006).

III.2.2.4. Aspects architecturaux

La capacité de production de force musculaire est proportionnelle à la surface de section transversale du muscle (Fukunaga et al., 1996, Narici et al., 1992). Elle dépend donc directement de la quantité de matériel contractile séparant les aponévroses profonde et superficielle du muscle (i.e. épaisseur musculaire). La force générée est également liée à l'architecture musculaire, c'est-à-dire à l'organisation des fibres musculaires au sein du muscle (Fukunaga et al., 1997). Ainsi les paramètres architecturaux tels que le volume musculaire, la longueur des fascicules musculaires, l'angle de pennation (Figure III.2.7) et la surface de section transversale physiologique (*cross sectional area* : CSA) sont déterminants dans les capacités de production et de transmission de la force musculaire (Lieber et Friden, 2000). La structure et l'architecture des muscles mais également la CSA et la longueur du tendon peuvent être évaluées grâce à des méthodes d'imagerie comme le scanner, la radiographie, l'imagerie par résonance magnétique ou encore l'échographie (Fouré, 2010). L'utilisation de l'échographie présente notamment l'avantage de permettre l'observation *in vivo* de l'évolution des longueurs de fascicules et des angles de pennation lors de la réalisation de tâches diverses (Ishikawa et al., 2005, Reeves et al., 2004).

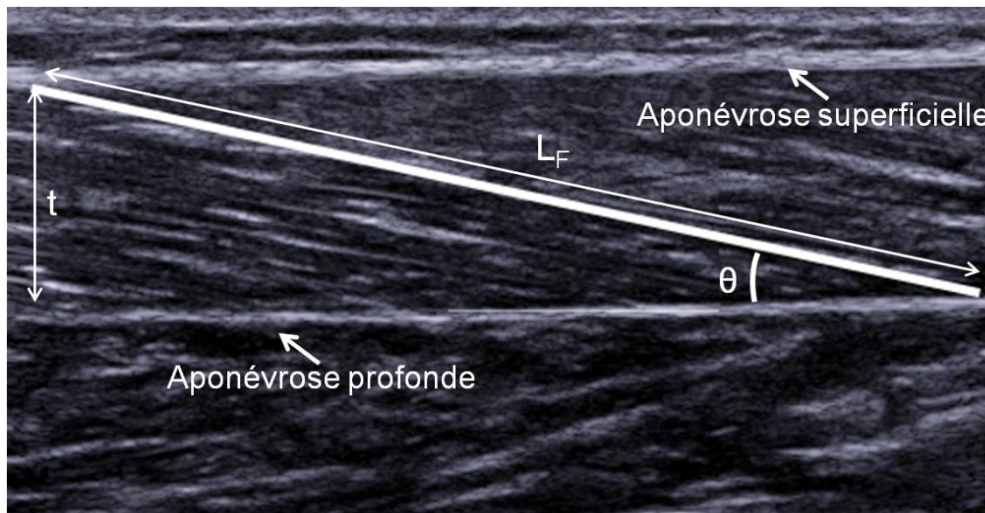


Figure III.2.7. Image échographique du muscle vastus lateralis. Les paramètres architecturaux pouvant être identifiés sont l'épaisseur musculaire (t), l'angle de pennation (θ) et la longueur de fascicule (L_F) (adapté de Narici, 1999).

L'augmentation de l'angle de pennation permet une augmentation de la CSA anatomique c'est-à-dire du matériel contractile disponible et du nombre de sarcomères en parallèle (Fukunaga et al., 2001, Reeves et al., 2009). Ces augmentations d'angle de pennation et de CSA sont corrélées à une augmentation de la production de force (Lieber et Friden, 2000). Par ailleurs, l'augmentation de la longueur des fascicules se traduit par une augmentation du nombre de sarcomères en série ce qui permet d'augmenter la vitesse de raccourcissement du muscle (Reeves et al., 2009). Les relations force-vitesse au niveau du muscle, mais également pour des mouvements pluri-articulaires, sont donc influencées par ces paramètres architecturaux. Par exemple, les sprinters élites présentent des CSA plus importantes (Hakkinen et Keskinen, 1989) et des fascicules musculaires plus longs (Abe et al., 2001, Abe et al., 2000) que ceux des sprinters amateurs. Les sprinters élites sont ainsi capables de produire de plus hauts niveaux de force que les amateurs pour des vitesses de contraction élevées lors d'une course.

III.2.2.5. Propriétés mécaniques

Comme évoqué précédemment dans ce chapitre, la typologie, c'est-à-dire la composition des fibres musculaires et la composition en fibre de collagène du tendon, influence les propriétés mécaniques de ces tissus et affectent les capacités de production de force et de vitesse du système musculo-squelettique. Ainsi, la raideur, indiquant la résistance à la déformation élastique d'un corps, est une des propriétés mécaniques qui influence les relations force-vitesse. Des modèles rhéologiques ont été mis au point afin d'évaluer les

propriétés mécaniques de l'ensemble des structures composant le système musculo-tendineux. Le modèle le plus utilisé reste celui décrit par Hill (1938) et repris plus tard par Huxley et Simmons (1971), puis Shorten (1987) et Zajac (1989). Ce modèle sert encore aujourd'hui à l'interprétation de nombreuses expérimentations menées sur le muscle isolé *in vitro* et *in situ* (Goubel et Lenseil-Corbeil, 2003). Il intègre trois composantes : la composante contractile (CC), la composante élastique série (CES) et la composante élastique parallèle (CEP) (Figure III.2.8).

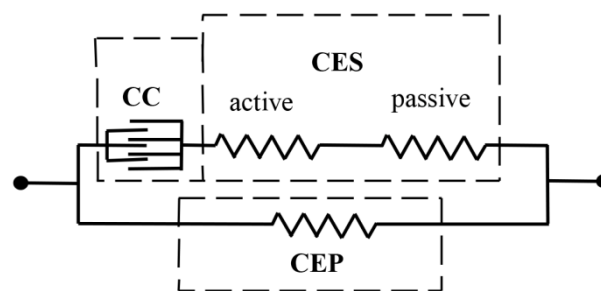


Figure III.2.8. Représentation schématique du modèle de Hill (1938). CC : composante contractile, CES : composante élastique en série, CEP : composante élastique parallèle.

La CC correspond aux structures musculaires responsables du processus de génération de la force. La CES est divisée en une sous-composante active et une passive. La sous composante passive correspond aux propriétés élastiques des structures tendineuses. La sous composante active correspond, quant à elle, aux raideurs existantes au niveau des ponts d'actine-myosine. La CEP coïncide anatomiquement aux structures passives : tissus conjonctifs, sarcolemme, enveloppes musculaires (épimysium, pérимysium, endomysium) mais aussi à l'interaction résiduelle entre les protéines contractiles.

Ce modèle permet notamment d'expliquer les relations qui existent entre la longueur du muscle et la force qu'il génère (Figure III.2.9). En effet, la capacité du muscle à produire une force est considérablement dépendante de sa longueur. La capacité maximale de production de force correspond alors à une longueur musculaire offrant le chevauchement le plus efficace (optimal) entre les filaments d'actine et de myosine. Cette relation est appréhendée par la relation force-longueur (ou tension-longueur) au niveau du muscle et par la relation couple de force-angle au niveau d'une articulation (Nordez et al., 2009). En effet, pour chaque angle articulaire, les longueurs des muscles impliqués changent ce qui impacte directement le niveau de couple de force produit. Ainsi pour chaque muscle, il existe une longueur optimale pour laquelle le muscle produit les forces les plus importantes et, au niveau d'une articulation, il existe un angle optimal pour lequel le groupe musculaire produit une force maximale

(Blazevich et al., 2009). Cette longueur ou cet angle correspondent au meilleur compromis entre les tensions produites par les composantes passives (CES et CEP) et les forces produites par les structures actives (CC).

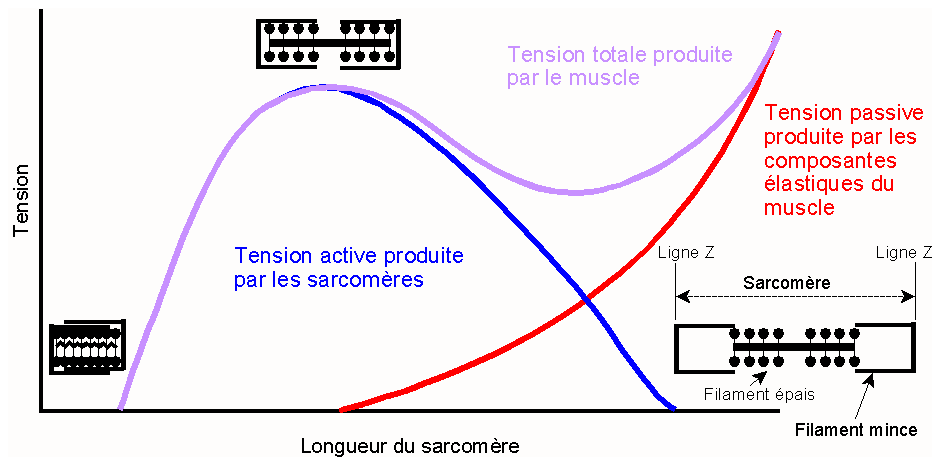


Figure III.2.9. Représentation de la relation tension-longueur au niveau d'un muscle (d'après Abbott et Wilkie, 1953).

Quel que soit le mouvement pluri-articulaire considéré, une variation des angles des segments engagés accompagne ainsi la production de force, de vitesse et donc de puissance développées. Même si la nature des liens entre raideur, élasticité et performance est encore débattue dans la littérature (Rabita et al., 2008), les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux doivent être considérées dans l'interprétation des résultats des études qui s'intéressent aux mouvements explosifs.

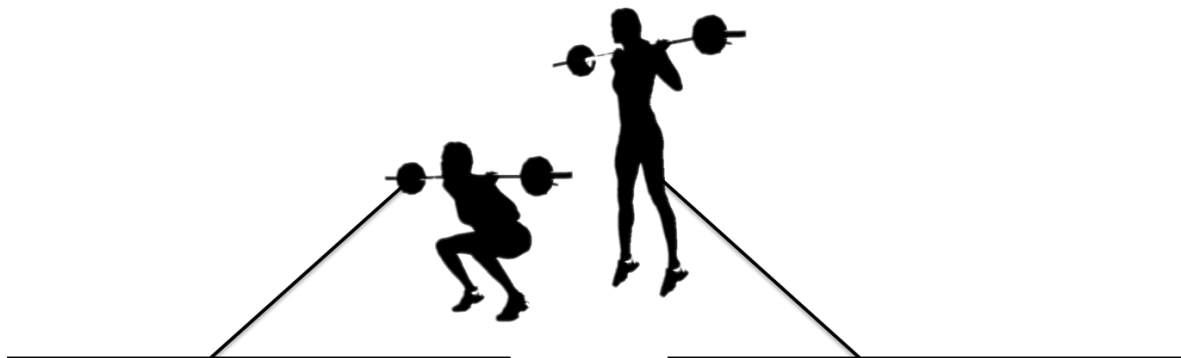
Les dynamomètres utilisés en condition passive (Nordez et al., 2008), la méthode "quick release" (Farcy et al., 2014) ou encore l'élastographie (Lacourpaille et al., 2012) peuvent être utilisés pour étudier les propriétés mécaniques du complexe muscle-tendon *in vivo*.

III.2.3. Résumé / Summary

L'allure de la relation force-vitesse peut être influencée par des facteurs nerveux, structuraux et mécaniques. En effet, la vitesse de conduction nerveuse peut influencer la vitesse de transmission des potentiels d'action et donc la vitesse de contraction musculaire. De plus, la capacité à recruter rapidement des unités motrices présentant des seuils d'activation élevés est déterminante de la production de puissance. Les relations force-vitesse sont également influencées par le nombre de cycles de formation des ponts actine-myosine et par le temps nécessaire pour réaliser ces cycles. L'architecture musculaire joue également un rôle sur la relation force-vitesse. Les augmentations de l'angle de pennation et de la surface de section anatomique transversale sont associées à une capacité de production de force plus élevée. L'augmentation de la longueur des fascicules se traduit, quant à elle, par une augmentation de la vitesse de raccourcissement du muscle et donc de sa capacité de production de puissance. Enfin, les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux et leur impact sur la variation des tensions actives et passives, en fonction de la longueur du muscle, doivent être considérées dans l'interprétation des relations force-vitesses obtenues sur des mouvements pluri-articulaires.

The force-velocity relationship curve can be influenced by neural, structural and mechanical factors. Indeed, conduction velocity can influence the action potential transmission and therefore the muscle contraction velocity. Moreover, the ability to activate high-threshold motor units in a short time period is essential for power production. The force-velocity relationship also depends on the number and the duration of actin-myosin cross bridges cycles. Muscle architecture also plays an important role in the force-velocity relationship. Pennation angle and anatomical cross sectional area increases are associated with a higher force-generating capacity. Muscle fascicle length increases can enhance muscle shortening velocity and subsequent power-generating capacity. Finally, the mechanical properties of muscle-tendon unit and their effect on active and passive tension depending on muscle length should be kept in mind when interpreting the force-velocity relationships assessed in multi-joint movements.

Synthèse des déterminants de la performance explosive



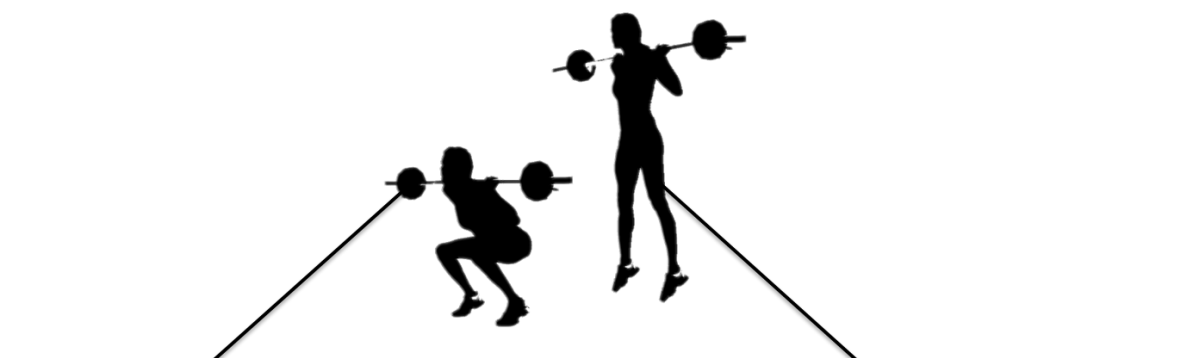
Modalités d'exercice :

- Charge
force, vitesse
- Type d'action
non balistique, balistique, pliométrique
- Type de résistance
Isoinertielle, isocinétique, pneumatique...

Facteurs neuromusculaires :

- Transmission de la commande motrice
- Coordination intramusculaire
- Coordination intermusculaire
- Typologie des fibres
- CSA
- Angle de pennation
- Longueur des fascicules
- Propriété mécaniques passives et actives

A synthesis of explosive performance determinants



Exercice modality:

- Load
force, velocity
- Action type
non ballistic, ballistic, plyometric
- Resistance type
Isoinertial, isokinetic, pneumatic...

Neuromuscular factors :

- Motor control transmission
- Intramuscular coordination
- Intermuscular coordination
- Fiber typology
- CSA
- Pennation angle
- Fascicle length
- Passive and active mechanical properties

III.3. Améliorer la performance explosive

L'entraînement utilisant des charges légères mobilisées à vitesse maximale, également appelé entraînement « dynamique » ou « explosif », sollicite des contractions balistiques, caractérisées par des temps nécessaires à la production du pic de force relativement courts, des taux de développement de la force élevés et des hautes fréquences de décharge (Desmedt & Godaux, 1977). L'entraînement musculaire est régi par plusieurs principes, tels que la progressivité ou la spécificité de la tâche (Ratamess et al., 2009). De nombreuses études ont en effet démontré que l'amélioration des qualités musculaires était spécifique au stimulus d'entraînement (Aagaard et al., 1996, Campos et al., 2002, Enoka, 1997, Tillin et Folland, 2014). Les effets d'un protocole de renforcement musculaire seront ainsi hautement dépendants de la modalité utilisée. Par conséquent, il apparaît fondamental de se rapprocher des caractéristiques du mouvement sportif (en termes de vitesse, de force, et de puissance) pour favoriser un transfert des adaptations à la performance spécifique. Dans l'entraînement en sprint, il est par exemple courant d'utiliser des exercices de musculation impliquant des vitesses de contraction élevées ou en encore de réaliser des exercices en survitesse pour développer la capacité à produire des forces importantes et à maintenir une coordination gestuelle efficace, notamment en fin de course. Dans ce contexte, la détermination des profils force-vitesse de l'athlète peut faciliter la conception et la mise en œuvre des différentes étapes de l'entraînement musculaire moderne. L'approche schématisée en Figure III.3.1, consistant à mettre en adéquation les qualités physiques de l'athlète avec les contraintes de son sport peut, en effet, être décisive pour proposer un entraînement adapté et efficace. La compréhension des contraintes liées à la pratique de l'activité est évidemment une étape primordiale dans cette démarche. L'évaluation des qualités musculaires, notamment au travers du profil force-vitesse de l'athlète, pourra ensuite être confrontée avec les contraintes de son activité. Ce travail permet (i) d'établir un diagnostic sur les adaptations induites par la pratique d'une activité, (ii) d'identifier les qualités à améliorer pour répondre aux contraintes, et parfois (iii) d'identifier des facteurs de risque de blessures. Pour concevoir un programme d'entraînement adapté à ce diagnostic, il est important de connaître les exercices et les méthodes qui permettront d'induire les adaptations adéquates. Enfin, à long terme, une réévaluation fréquente des qualités musculaires permettra d'objectiver les effets de l'entraînement mis en place et de mesurer l'ampleur et la nature des adaptations induites.

Dans ce chapitre nous verrons l'intérêt d'utiliser l'entraînement explosif balistique, à charge légère pour développer les qualités musculaires et notamment la puissance maximale.

Quelques études ont comparé les différentes modalités d'entraînement (isométrique, charge lourde, dynamique, balistique), calibrés le plus souvent à partir de la force maximale ou la 1RM. Dans ce contexte, l'utilisation du profil force-vitesse de l'athlète pourrait permettre une meilleure individualisation des charges d'entraînement, en fonction des qualités que l'on cherche à développer. En effet, les méthodes innovantes présentées dans ce manuscrit permettent à la fois d'évaluer les profils force-vitesse, mais aussi de déterminer l'adéquation entre le profil réel de l'athlète et les qualités nécessaires à la performance dans sa discipline. Dans ce contexte, un entraînement explosif individualisé à partir des relations force-vitesse pourrait être particulièrement intéressant pour des sportifs élités dont les qualités musculaires sont déjà très développées. Les effets d'un tel entraînement restent cependant à démontrer.

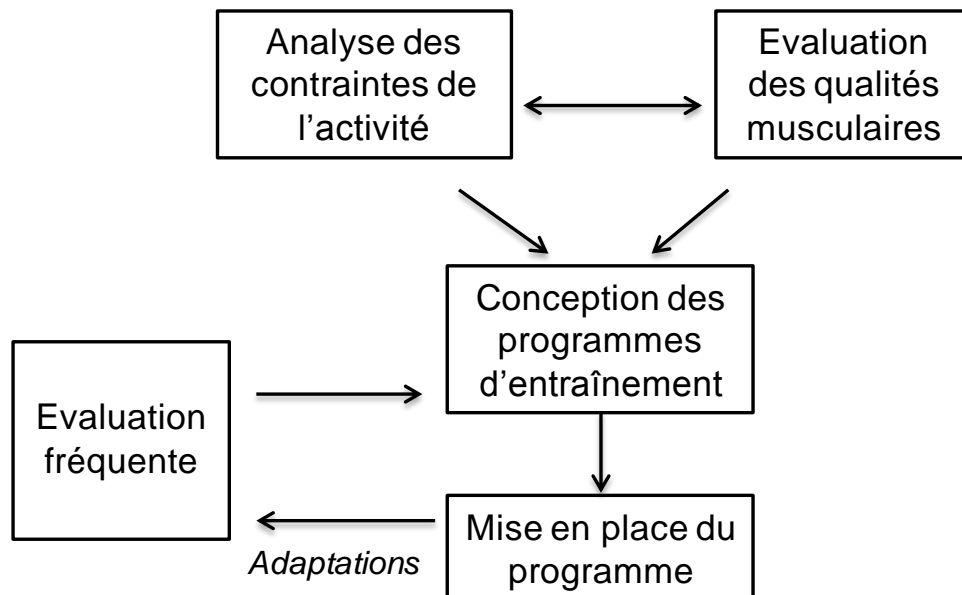


Figure III.3.1. Représentation schématique des différentes étapes visant à la conception d'un programme de développement des qualités musculaires, adapté à l'activité sportive considérée (adapté de Ackland et al., 2009).

III.3.1. Analyse des contraintes dans les activités explosives

La puissance maximale qu'un athlète est capable de produire est corrélée à ses performances comme cela a été démontré dans de nombreuses disciplines explosives : sprint (Morin et al., 2012), cyclisme (Dorel et al., 2010), aviron (Lawton et al., 2013), escrime (Turner et al., 2013) ou encore taekwondo (Markovic et al., 2005). Dans certaines disciplines explosives, et notamment dans les sports d'opposition, la performance est corrélée aux qualités de vitesse en escrime (Gutierrez-Davila et al., 2013) ou en taekwondo (Jakubiak et Saunders, 2008). À l'inverse, en aviron (Lawton et al., 2013) ce sont les qualités de force qui semblent prédominantes. De manière intéressante, on peut également remarquer que les exigences et les déterminants de la performance peuvent varier au sein d'une même activité. En sprint, les qualités de forces sont importantes lors du départ alors que les qualités de vitesse deviennent primordiales dans la suite de la course (Weyand et al., 2000). Dans les sports collectifs, les exigences de chaque poste peuvent également varier, par exemple en handball (Karcher et Buchheit, 2014), en rugby (Gabbett et al., 2012) ou en football (Bloomfield et al., 2007). Il est donc indispensable d'identifier précisément les besoins liés à l'activité étudiée afin de comprendre les adaptations qui découlent d'une pratique intensive et ainsi pouvoir proposer des contenus d'entraînement pertinents. L'identification de ces besoins passe par l'utilisation d'outils de plus en plus perfectionnés. L'utilisation de GPS (Global Positioning System) ou d'accéléromètres est aujourd'hui répandue dans le sport professionnel (Buchheit et al., 2014) pour étudier les demandes physiologiques résultantes. Pour analyser les composantes plus techniques, les outils vidéo ou d'analyse cinématique du mouvement peuvent être utilisés (Boisnoir et al., 2007). Enfin, l'observation des contraintes mécaniques et neuromusculaires peut s'effectuer à partir de données cinétiques et cinématiques issues par exemple de plates-formes de force ou de systèmes d'analyse du mouvement (Rabita et al., 2013, Weyand et al., 2000). Ces méthodologies seront présentées dans la partie méthodologie générale (voir chapitre IV).

III.3.2. Procédures d'évaluation des qualités d'explosivité

Les qualités de puissance décrites précédemment comme déterminantes de la performance dans les activités explosives peuvent être évaluées au niveau d'une articulation grâce notamment à l'utilisation d'ergomètres spécifiques. Dans ce contexte, la force maximale ou le RFD, sont des paramètres corrélés à la puissance maximale (Newton et Kraemer, 1994). Afin de se rapprocher des conditions spécifiques de l'activité, ce chapitre sera focalisé sur les

procédures qui permettent d'évaluer les qualités de puissance, et d'établir des relations force-vitesse lors d'exercices pluri-articulaires en conditions dynamiques,

Les activités cycliques avec un mouvement contraint, telles que le sprint (Morin et al., 2010) et le cyclisme (Dorel et al., 2010), peuvent être étudiées en situations standardisées en laboratoire. Ces avantages méthodologiques font de ces mouvements sportifs des modèles particulièrement adaptés pour décrire les relations force-vitesse et la production de puissance (Figure III.1.4). En plus de sa simplicité de mise en œuvre (Lara et al., 2006, Vandewalle et al., 1987b), le saut vertical peut être considéré comme particulièrement représentatif de l'explosivité, en raison de sa durée très courte et de son intensité très élevée (Figure III.3.2). Dès 1921, Sargent propose ainsi un test de terrain permettant d'évaluer les qualités d'explosivité des membres inférieurs à partir du déplacement vertical du centre de masse au cours d'un saut vertical. Dans cette méthode, un simple système de marques entre la hauteur initiale de la main tendue en position debout et le point culminant du saut permet d'estimer le déplacement du centre de masse (Figure III.3.2). Les outils permettant de mesurer ce déplacement vertical se sont ensuite développés : d'abord un ruban attaché à la taille s'enroulant et se déroulant lors du déplacement du centre de masse (test d'Abalakov, Figure III.3.2), puis des systèmes permettant de mesurer le temps de vol lors du saut vertical. L'utilisation de tapis calculant le temps qui s'écoule entre le moment du décollage et l'atterrissage grâce à un système électrique fermé sont aujourd'hui largement répandus sur le terrain (test de Bosco (1983), Figure III.3.2). Des systèmes photo-électriques fonctionnant sur le même principe peuvent également être utilisés (voir chapitre IV.2.2).

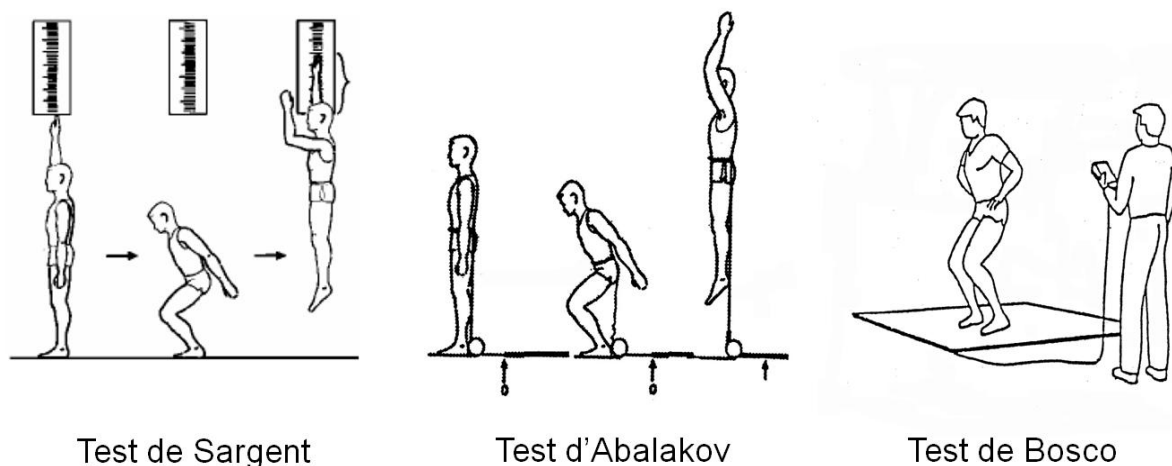


Figure III.3.2. Tests permettant de mesurer la détente verticale (d'après Rahmani, 2000).

La hauteur de saut ainsi mesurée peut être corrélée à la puissance développée lors de la poussée (Davies et Young, 1984), mais ce paramètre ne constitue pas une mesure directe de la puissance. Entre 1962 et 2006, la recherche de méthodes utilisant des paramètres simples, basées sur les lois fondamentales de la dynamique et des formules mathématiques obtenues expérimentalement pour obtenir une valeur de puissance lors de saut verticaux n'a cessé de susciter l'intérêt des scientifiques (Fox et Mathews, 1974, Samozino, 2009). En 2008, Samozino et al. proposent une méthode basée sur trois paramètres simples (masse du corps, hauteur de saut et distance de poussée) pour mesurer la force, la vitesse et la puissance produites lors d'une extension des membres inférieurs. Cette méthode, présentée dans la partie méthodologie générale (chapitre IV.2.2), répond à la fois à des contraintes de simplicité de mise en œuvre, tout en offrant des mesures fiables et répétables en situation de terrain. L'avènement des outils embarqués (e.g. accéléromètres, transducteurs de position), accessibles et directement exploitables par les entraîneurs, permettent également de mesurer la force, la vitesse et la puissance moyennes lors d'un saut vertical de manière relativement simple. Ces outils sont aujourd'hui commercialisés et accompagnés d'applications permettant la visualisation et le traitement des données sur ordinateur, tablette ou smartphone. Néanmoins, l'utilisation en laboratoire de plates-formes de force reste la méthode de référence pour investiguer les productions de force, de vitesse et de puissance d'un athlète (Comstock et al., 2011, Crewther et al., 2011). Plusieurs études se sont intéressées à la validité des mesures de force, de vitesse et de puissance réalisées avec ces différentes méthodes et outils, mais peu de travaux ont étudié leur validité et leur fiabilité pour établir l'ensemble de la relation force-vitesse. Ces méthodes et outils ainsi que les procédures mathématiques qui permettent, à partir des signaux enregistrés, d'obtenir les paramètres de force, de vitesse et de puissance désirés seront présentés dans la partie méthodologie générale (chapitre IV).

Récemment, Samozino et al (2012) ont mis au point une autre approche permettant, à partir des profils force-vitesse établis en saut vertical, d'identifier un profil force-vitesse optimal. Ce profil correspond, pour une puissance donnée, à l'équilibre le plus adéquat entre les qualités de force et de vitesse pour maximiser la performance dans le sport pratiqué. L'application et le transfert de ce concept à l'ensemble des sports explosifs restent à démontrer. Si sa pertinence dans ce contexte se confirme, les perspectives en termes de calibration des charges et d'optimisation de l'entraînement sont nombreuses.

III.3.3. Conception des programmes d'entraînement explosif

L'entraînement explosif a pour but d'augmenter les qualités de puissance d'un athlète. Cet objectif peut être atteint en augmentant les qualités de force et/ou ses qualités de vitesse (puissance = force \times vitesse). Classiquement, les programmes d'entraînement viseront dans un premier temps à améliorer les qualités de force puis, par la suite, celles de vitesse. Pour chaque qualité travaillée, différents types d'exercices seront utilisés (i.e. charge constante, balistique, pliométrique, haltérophilie) à des charges variables. Comme expliqué précédemment dans ce chapitre, la conception des programmes d'entraînement doit, avant tout, tenir compte de la spécificité de l'activité sportive dans laquelle l'amélioration des qualités physiques doit être transférée.

III.3.3.1. Améliorer la force maximale

Les exercices les plus couramment utilisés pour développer la force maximale sont des exercices traditionnels à charge constante (modalité de résistance isoinertielle) et les exercices d'haltérophilie. Le squat et le développé-couché font parties des exercices traditionnels de résistance. Ces exercices impliquent une phase de décélération. En effet, lorsqu'ils sont effectués sans projection de la charge (non-balistique) (Newton et al., 1996) ces exercices nécessitent d'atteindre une vitesse nulle à la fin du mouvement et impliquent donc une phase de décélération. Pour une charge correspondant à la charge maximale que le sujet est capable de soulever une fois (1RM), la phase de décélération représente environ 23% de la durée de la phase de poussée (action concentrique) lors d'un développé couché. Plus la charge diminue, plus l'amplitude de cette phase est importante. Par exemple, la phase de décélération est de 40% à 50% de l'amplitude du mouvement pour des charges légères correspondant à 45% de la 1RM (Newton et al., 1996). Dans un mouvement de squat, même si l'augmentation de la charge entraîne une augmentation de l'activité EMG des membres inférieurs et du tronc (Clark et al., 2012), la phase de décélération est toujours accompagnée d'une baisse de la sollicitation musculaire limitant donc les adaptations induites par la répétition de cet exercice. De plus, ce geste est principalement réalisé avec des charges lourdes et donc à des vitesses qui restent largement inférieures à celles d'un geste sportif comme le saut ou le lancer (Cormie et al., 2007, Newton et al., 1996). Les adaptations induites par les exercices isoinertiels non-balistiques sont donc rarement transférables à la pratique sportive. Les exercices d'haltérophilie (e.g. arraché, épaulé-jeté) peuvent également être utilisés pour améliorer la force maximale. Ces exercices se rapprochent d'avantage des modalités balistiques. En effet,

ils permettent une accélération sur l'amplitude complète du mouvement et une projection en fin de mouvement qui s'accompagne d'un déplacement actif de l'athlète sous la barre (Garhammer, 1993). Le pattern des mouvements d'haltérophilie est donc plus proche de celui de mouvements utilisés dans de nombreux sports (sprint, saut). Les puissances les plus élevées pour ce type d'exercice ont été enregistrées pour des charges d'environ 70-85% de la 1RM. Contrairement aux charges légères, les charges lourdes utilisées en haltérophilie permettent de solliciter les fibres de types II. En effet, d'après le principe de recrutement selon la taille d'Henneman (1957) (Chapitre III.2.2), les UMs de type II présentant un haut seuil de recrutement seront activées lors d'exercices entraînant une production de force élevée, voire maximale (Kukulka et Clamann, 1981, Sale, 1988). Il a d'ailleurs été montré que la proportion de fibres de type II est corrélée à la production de puissance maximale et donc à la performance explosive (McBride et al., 2002, Wilson et al., 1993).

L'amélioration de la force maximale est particulièrement intéressante lorsque la marge de progression est importante, c'est-à-dire chez les personnes peu entraînées. Il est donc important de travailler ce paramètre chez des athlètes élites puisque le moindre gain de force maximale peut s'avérer significatif pour améliorer leurs performances (Kraemer et Newton, 2000). Cependant, la quantité de travail ne peut pas être continuellement augmentée et les effets sur la performance tendent donc à stagner (Cormie et al., 2011a). En effet, lorsqu'une force importante est atteinte et maintenue comme c'est le cas chez des athlètes élites, les potentiels d'amélioration de force maximale deviennent très limités (Hakkinen et al., 1987, Newton et Kraemer, 1994). L'apparition de nouvelles approches visant à améliorer les entraînements de manière qualitative, comme l'optimisation des profils force-vitesse (Samozino et al., 2012), trouve donc tout son sens dans ce contexte.

III.3.3.2. Améliorer la vitesse maximale

Les travaux s'étant intéressés à des programmes d'entraînement musculaire réalisés à différents niveaux de vitesse mettent en évidence des gains de force spécifiques à la vitesse d'entraînement (Behm et Sale, 1993a). Moffroid et Whipple (1970) ont été les premiers à rapporter que les sujets s'entraînant à vitesse lente ($36^{\circ}.s^{-1}$) amélioreraient leur force uniquement à la vitesse d'entraînement alors que les sujets s'entraînant à vitesse plus élevée ($108^{\circ}.s^{-1}$) voyaient leur force augmenter à toutes les vitesses testées (de 0 à $108^{\circ}.s^{-1}$). Ces résultats ont été confortés par plusieurs études, elles aussi basées sur, l'utilisation de l'isocinétisme (Caiozzo et al., 1981, Lesmes et al., 1978). Les mouvements balistiques

génèrent des niveaux de vitesse supérieurs à ceux résultant de mouvements isocinétiques ou non-balistiques. Pour permettre une projection, les charges doivent souvent être plus légères que celles utilisées pour améliorer la force maximale (< 80% de la 1RM) et atteindre des vitesses de contraction musculaire élevées. Ces exercices semblent également pouvoir induire des adaptations neuromusculaires plus significatives que les exercices non balistiques (Cormie et al., 2011b). En effet, ils impliquent une vitesse, une force, une puissance et une activité musculaire plus importantes qu'en condition non balistique (Frost et al., 2010). L'effet de l'augmentation de la charge lors de mouvements balistiques ne semble cependant pas affecter le niveau d'activité musculaire des membres inférieurs (Eloranta, 1996, Gregoire et al., 1984, Nuzzo et McBride, 2013). De plus amples investigations semblent nécessaires pour comprendre ces mécanismes, mais la pertinence des exercices balistiques pour améliorer la composante vitesse de la relation force-vitesse a été largement démontrée. De plus, les exercices balistiques répondent au principe de spécificité, en permettant notamment d'atteindre des vitesses plus proches de celles rencontrées dans les activités sportives, que les exercices en résistance réalisés avec des charges élevées (Cormie et al., 2011b). Les adaptations qu'ils induisent seront donc davantage transposables à l'activité sportive concernée.

De nombreux exercices de lancer ou de saut sont considérés comme des exercices pliométriques. Ils sont caractérisés par des cycles étirement-détente rapides (Wathen, 1993). Traditionnellement, ces exercices sont réalisés avec des charges très faibles. L'augmentation de la difficulté consiste à étirer d'avantage le muscle, en augmentant, par exemple, la hauteur initiale lors d'un saut en contrebas (*drop jump*). La courte durée des cycles étirement-détente (100-250 ms) est proche de celle rencontrée lors des phases de contact en sprint ou lors des courses d'élan du saut en longueur ou du saut en hauteur (Komi, 1993). Ces exercices respectent donc également le principe de spécificité et permettent d'améliorer les qualité de puissance (Markovic et al., 2007).

Selon les exercices et les charges utilisés, les adaptations induites sont plus ou moins transférables à l'activité. Le choix des exercices composant un programme d'entraînement explosif doit donc tenir compte de la spécificité de l'activité.

III.3.4. Adaptations neuromusculaires induites par l'entraînement explosif

III.3.4.1. Amélioration de la performance explosive

Les gains de force sont considérés comme déterminants dans l'amélioration des performances dans de nombreuses activités sportives. Depuis plusieurs décennies, les effets de l'entraînement en force ont été largement décrits et ont révélé des effets bénéfiques sur la capacité de production de force maximale (Folland et Williams, 2007, Komi, 2003, Kraemer, 2005). Dans ce contexte, la modalité isoinertielle non-balistique présente un pattern mécanique qui est propice à la stimulation de la force maximale, notamment en début de mouvement (Frost et al., 2010). Cependant, les exercices et les charges utilisées dans cette modalité d'exercice impliquent des mouvements et des vitesses de contraction lentes qui ne respectent pas toujours le principe de spécificité de l'activité. Par exemple, lors d'un sprint la plus grande force possible doit être appliquée au sol à chaque appui pour une propulsion efficace. Or le temps nécessaire pour développer une force maximale est supérieur à 100 ms (Tillin et al., 2012). Les chercheurs se sont donc progressivement intéressés à la vitesse d'exécution des mouvements et notamment à la capacité à produire rapidement une force la plus élevée possible (Behm et Sale, 1993a).

Effets de l'entraînement isométrique explosif

Récemment, Tillin et Folland (2014) ont comparé les effets à court terme d'un entraînement en force classique et d'un entraînement explosif. L'exercice utilisé au cours du protocole consistait en une contraction isométrique du quadriceps réalisée sur ergomètre. Le groupe participant à l'entraînement en force devait atteindre en 1 s une force correspondant à 75% de leur force maximale et maintenir cette force pendant 3s. Le groupe entraîné en explosivité avait pour consigne d'effectuer des contractions "les plus fortes et les plus rapides possibles" pour atteindre une force correspondant au moins à 90% de leur force maximale isométrique maintenue pendant environ 1 s. Les résultats principaux de cette étude indiquent que les adaptations sont spécifiques au stimulus d'entraînement. Les deux groupes améliorent significativement leur force maximale volontaire (+21% avec l'entraînement en force vs. +11% avec l'entraînement explosif). En revanche et de manière intéressante, la force produite au cours des premières millisecondes de la contraction a augmenté uniquement pour le groupe entraîné en explosivité. Cette étude montre également l'importance des consignes d'engagement et de la vitesse de production de la force pour améliorer les qualités d'explosivité. Toutefois, les contractions isométriques représentent des actions peu

spécifiques à la plupart des activités physiques. Il apparaît dès lors intéressant de prolonger ces expérimentations en comparant les effets induits par des entraînements en force et en puissance, dans des modalités dynamiques. Duchateau et Hainaut (1984) ont notamment comparé les effets d'un entraînement isométrique et d'un entraînement dynamique réalisés à vitesse élevée contre une faible résistance (30-40% de la force maximale). La Figure III.3.3 présente les évolutions des relations force-vitesse à la suite de ces protocoles. L'entraînement isométrique améliore la composante de force, contribuant grandement à l'amélioration de la puissance maximale alors qu'en condition dynamique, l'amélioration de la composante vitesse permet une moindre augmentation de cette puissance maximale.

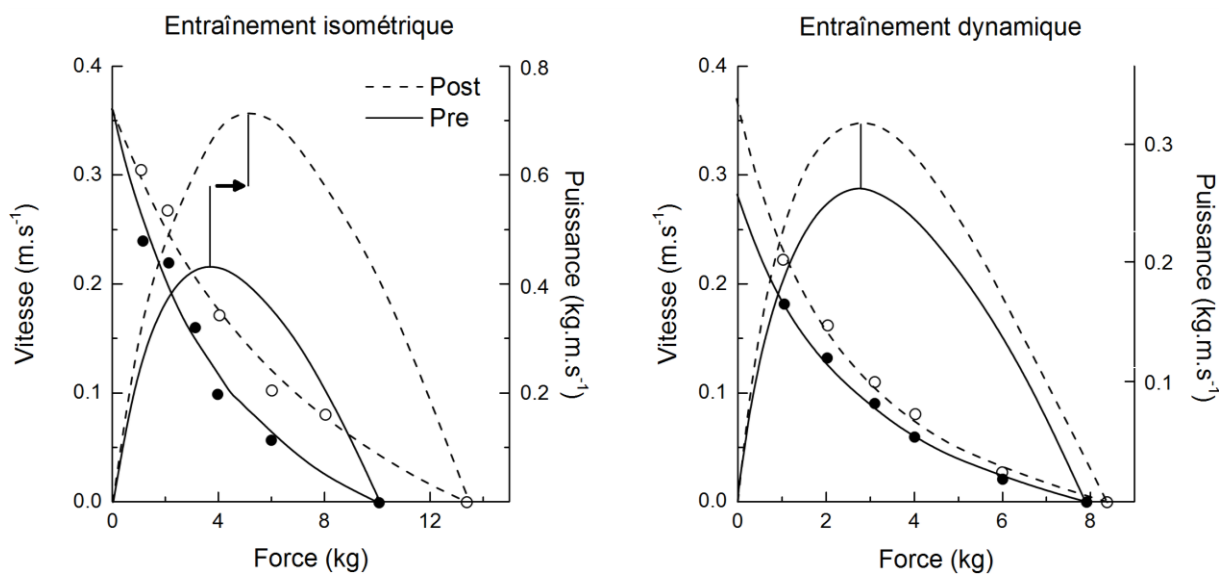


Figure III.3.3. Relations force-vitesse et puissance-force mesurées sur le muscle adductor pollicis, avant (trait plein) et après (trait pointillé) un entraînement isométrique ou dynamique. L'entraînement isométrique induit une augmentation significative de la force maximale, se répercutant sur la valeur de puissance maximale, avec un déplacement de la charge optimale vers des charges plus lourdes. À l'inverse, l'entraînement dynamique améliore les valeurs de vitesse à charge faible, avec un effet moins important sur la valeur de puissance maximale sans modification de la charge optimale (d'après Duchateau et Hainaut, 1984).

Bien que cette étude ait été réalisée sur un mouvement isolé (adduction du pouce), bien loin de la plupart des situations sportives, elle montre que la relation force-vitesse est sensible à la modalité d'entraînement utilisée. Ces données supportent par ailleurs l'utilisation de programmes dans un premier temps orientés vers le développement de la force pour stimuler le gain de puissance maximale, avant d'utiliser des exercices mobilisant des vitesses élevées pour répondre au principe de spécificité.

Effets de l'entraînement balistique

Les résultats de Duchateau et Hainaut ont conforté l'intérêt des mouvements balistiques dans l'amélioration de la capacité du muscle à produire de la force à vitesse élevée (force explosive). Les travaux d'Hakkinen ont confirmé ces résultats lors de mouvements plus globaux comme l'extension de la jambe ou le *squat jump*, en révélant une plus grande efficacité de l'entraînement balistique léger pour améliorer le taux de développement de la force (Hakkinen et Komi, 1986) et la force produite à vitesse élevée (Hakkinen et al., 1985), en comparaison d'un entraînement en force. Dans le même mouvement de *squat jump* balistique, Cormie et al. (2009) ont montré que l'amélioration des performances était relativement similaire entre un entraînement en force et un entraînement en puissance chez des sujets peu entraînés (Figure III.3.4).

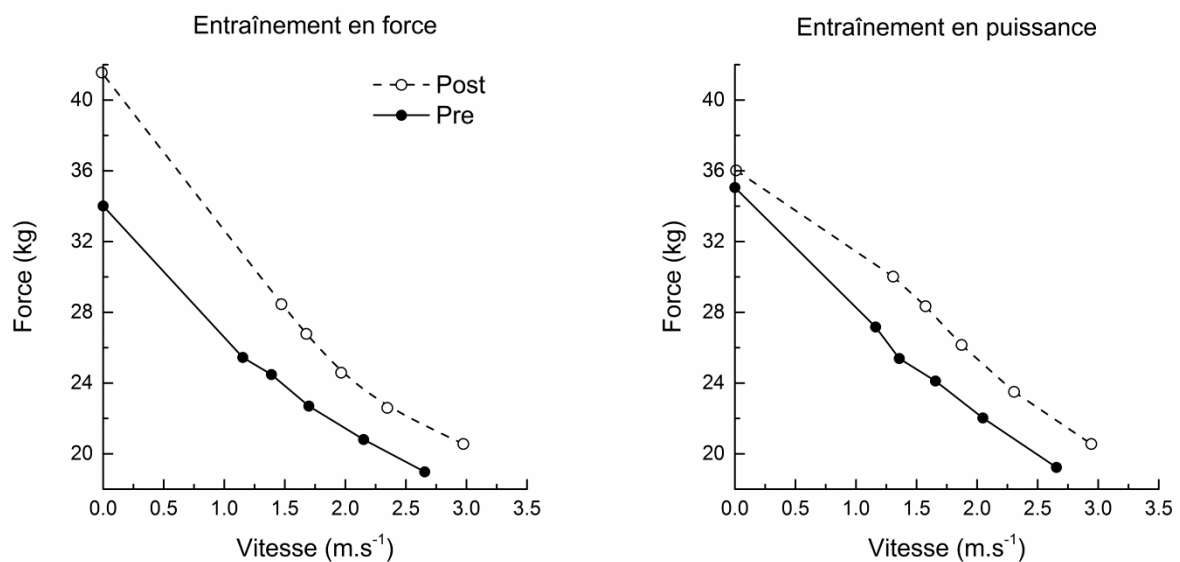


Figure III.3.4. Modifications de la relation force-vitesse en *squat jump* à la suite d'un entraînement en force et d'un entraînement balistique en puissance (d'après Cormie et al., 2009).

Récemment, Lamas et al. (2012) ont montré qu'un entraînement explosif concentrique réalisé sur presse horizontale induisait une amélioration des performances en saut vertical contrairement à un entraînement réalisé en force. L'entraînement en force permet cependant d'améliorer d'avantage la composante force de la relation. Un entraînement balistique effectué à différents niveaux de charge permet également d'améliorer la performance en saut vertical (Cormie et al., 2010b, Markovic et al., 2013).

L'utilisation d'exercices balistiques présente donc un intérêt évident du point de vue de la performance et de l'amélioration des qualités musculaires, et mobilise des charges externes plus faibles que les entraînements en force. Ceci peut s'avérer particulièrement intéressant chez des populations moins disposées à supporter des charges de travail importantes, comme par exemple de jeunes sportifs (Chelly et al., 2014, Santos et Janeira, 2012) ou encore des personnes âgées (Cadore et al., 2014a, Pereira et al., 2012b). L'entraînement à vitesse élevée semblerait même plus efficace qu'à vitesse lente pour améliorer les capacités fonctionnelles chez ces populations (Ramirez-Campillo et al., 2014). Ces améliorations des capacités musculaires sont le résultat mécanique d'adaptations neuromusculaires (Cormie et al., 2011b).

Effets de l'entraînement pliométrique

Les exercices pliométriques, qui couplent une contraction excentrique au mouvement balistique, restent les plus couramment utilisés pour améliorer l'explosivité et font donc l'objet de nombreuses études (Markovic et Mikulic, 2010). L'entraînement pliométrique permet d'améliorer les performances, chez des sportifs comme chez des sédentaires, dans des exercices souvent transférables directement à des situations de terrain : en saut vertical (e.g. volley-ball, basket-ball, hand-ball), en saut horizontal (e.g. saut en longueur) et en sprint (e.g. athlétisme, sports collectifs, tennis etc.) (Markovic et Mikulic, 2010). Toutefois, l'accentuation de la charge imposée lors de la phase excentrique, peut induire des microlésions au niveau du muscle et du tendon et augmenter le risque de blessure (Marginson et al., 2005). En raison de leurs charges d'entraînement déjà très importante, cette méthode n'a pas été mise en place auprès des athlètes élites ayant participé à ce travail de thèse (voir étude 6) et ne sera donc pas développée dans ce cadre théorique.

III.3.4.2. Adaptations nerveuses

Coordination intramusculaire

De nombreuses études ont rapporté une augmentation de l'activité EMG à la suite d'entraînements en force et explosifs (Hakkinen et Komi, 1993, 1985, 1986 ; Hakkinen et al. 1985a,b). Ces auteurs ont été les premiers à rapporter des modifications de l'activité EMG spécifiques à la vitesse. Leurs travaux ont en effet montré que des sauts explosifs augmentaient l'amplitude du signal EMG au début de l'activation des UMs, alors que l'entraînement en force induisait une faible augmentation à un moment plus tardif de l'activation. Behm et Sale (1993b) n'ont pas retrouvé ces résultats et ont suggéré que des

changements qualitatifs, comme l'activation sélective des UMs présentant des seuils d'activation élevés, c'est-à-dire des unités motrices *a priori* principalement composées de fibres de type II, pourraient intervenir après un entraînement explosif. Une théorie alternative considère que l'entraînement diminuerait le seuil de recrutement des UMs, permettant ainsi une activation plus précoce et une vitesse de contraction plus importante, notamment en condition balistique (Komi, 2003, Van Cutsem et al., 1998). Cette activation sélective peut, en effet, être avantageuse pour disposer d'un RFD élevé lors d'actions rapides. Les mouvements balistiques sont une forme typique d'actions dynamiques effectuées à hautes vitesses. Shield et Zhou (2004) ont suggéré que l'entraînement balistique en puissance engendre une augmentation du nombre d'UMs recrutées (Komi, 2003, Sale, 1988). L'entraînement explosif peut également conduire à une augmentation de la fréquence de décharge suite à la période d'inactivité des UMs. Cette période de silence avant le mouvement, qui semble résulter d'un apprentissage issu de la répétition de tâches balistiques (Mortimer et al., 1987), peut ainsi favoriser la décharge synchrone des UMs activées au début du mouvement balistique. La synchronisation des unités motrices peut donc intervenir dans la capacité à produire de hauts niveaux de force et de RFD durant des exercices complexes. Cependant, une seule étude s'est intéressée aux effets d'un entraînement en force sur la synchronisation des unités motrices grâce à l'EMG (Milner-Brown et al., 1975). Elle présente une amélioration de la synchronisation des unités motrices de la main après 6 semaines d'entraînement de la MVC. La validité de l'EMG pour évaluer la synchronisation des unités motrices ne fait pas consensus dans la littérature (Yue et al., 1995). Des études sont donc nécessaires pour investiguer les effets d'un entraînement explosif sur l'amélioration de la synchronisation des unités motrice : la synchronisation intramusculaire.

Coordinations intermusculaires

La synchronisation intermusculaire, c'est-à-dire les coordinations entre agonistes, synergistes et antagonistes, joue également un rôle sur les capacités de puissance (Folland et Williams, 2007). Néanmoins, les effets de l'entraînement explosif sur l'amélioration des coordinations musculaires sont peu étudiés dans la littérature. L'entraînement devrait permettre une diminution de la co-activation des muscles antagonistes, cependant les conclusions des études actuelles n'ont pas permis d'établir de façon certaine une modification du niveau de co-activation après entraînement (Cormie et al., 2011a). Les études présentant les effets d'un entraînement constitué de saut verticaux sur les coordinations musculaires ne semblent pas indiquer d'augmentation de l'activité musculaire au niveau des extenseurs du

genou (Kyrolainen et al., 2005, Lamas et al., 2012). Toutefois, Kubo et al. (2007) ont observé une augmentation de l'activité des fléchisseurs plantaires suite à un entraînement pliométrique. A notre connaissance aucune étude ne s'est intéressée à l'impact de l'entraînement explosif à la fois sur les niveaux d'activité et sur les timings d'activation de l'ensemble des muscles de la chaîne articulaire des membres inférieurs. Des études sont donc nécessaires pour compléter les connaissances sur les adaptations nerveuses survenant à la suite d'un entraînement explosif.

III.3.4.3. Adaptations structurales

Lorsque l'entraînement musculaire se prolonge au-delà de 6 à 8 semaines, il peut engendrer des modifications morphologiques au niveau du muscle (Sale, 1988). Ainsi, la géométrie du muscle peut varier de manière importante à la suite d'un entraînement visant à améliorer la puissance maximale. Par exemple, la CSA anatomique peut augmenter avec un entraînement en puissance, révélant ainsi une augmentation de la quantité de matériel contractile, phénomène plus connue sous le nom d'hypertrophie musculaire (Komi, 2003). Cette augmentation de la taille du muscle est principalement le résultat d'un accroissement du diamètre des fibres musculaires. Étant donné que la taille des fibres influence les capacités de production de force, cette adaptation musculaire va essentiellement affecter la force maximale de l'individu et donc la composante force de la relation F-V (Cormie et al. 2011). Néanmoins, l'impact de l'augmentation de la CSA sur les qualités de puissance suit la même dynamique que l'augmentation de la force maximale, c'est-à-dire qu'elle finit par être limitée par le niveau d'entraînement atteint (voir chapitre III.3.3.1). De même, Hakkinen et al. (1985) ont montré une augmentation du ratio entre la CSA des fibres de type II et la CSA des fibres de type I. Toutefois, il semble que lorsque l'entraînement est d'avantage orienté vers la composante vitesse, les adaptations structurales sont moins marquées qu'après un entraînement en force (Cormie et al., 2010b). Par exemple, Lamas et al. (2012) ont montré que la CSA des fibres de types IIb augmentait de 41% après 8 semaines d'entraînement en force contre 19% après un entraînement en puissance. Ils n'ont cependant rapporté aucune modification significative de la typologie des fibres. Dans le cas où le gain de masse musculaire est l'objectif recherché, une étude récente montre qu'il est possible d'obtenir une hypertrophie musculaire équivalente à un entraînement en force, si l'entraînement en puissance consiste à mobiliser des charges légères jusqu'à épuisement (Mitchell et al., 2012).

Les effets de l'entraînement explosif sur l'architecture musculaire restent encore méconnus. Selon la composante entraînée (i.e. force ou vitesse), l'articulation considérée ou les exercices effectués, les conclusions peuvent être variables d'une étude à l'autre (Alegre et al., 2006, Blazeovich et al., 2007a, Blazeovich et al., 2003, Blazeovich et al., 2007b, Seynnes et al., 2007). La variation de l'angle de pennation suscite également certaines contradictions. En effet, l'entraînement de la force par des exercices à charge élevée induit une augmentation de l'angle de pennation (Aagaard et al., 2001, Kawakami et al., 1995), alors que les exercices de sprint ou de saut diminuent l'angle de pennation (Blazeovich et al., 2003). Plusieurs études se sont intéressées aux effets d'un entraînement pliométrique sur la géométrie musculaire. Les résultats peuvent varier selon le muscle considéré, mais dans l'ensemble ces études rapportent une diminution de l'angle de pennation et une augmentation de la longueur des fascicules (Blazeovich et al., 2003, Foure et al., 2010b). De plus amples investigations sont nécessaires pour déterminer précisément les adaptations structurales induites par un entraînement explosif.

III.3.4.4. Adaptations mécaniques

Concernant les propriétés mécaniques, les auteurs s'accordent sur le fait que l'entraînement explosif peut modifier le comportement des structures élastiques (Markovic et Mikulic, 2010). Plusieurs auteurs ont en effet identifié une augmentation (Kubo et al., 2007) ou une diminution (Cornu et al., 1997, Grosset et al., 2009) de la raideur musculo-articulaire à la suite d'un entraînement pliométrique. Ces différences de résultats peuvent être liées aux méthodes globales utilisées qui ne permettent pas de déterminer les effets induits au niveau des différentes composantes du complexe muscle-tendon, qui peuvent être affectées différemment par l'entraînement. Le développement des modèles mathématiques permet aujourd'hui de dissocier la contribution du muscle et du tendon aux propriétés mécaniques passives (Hoang et al., 2005). À partir de ces modèles, Fouré et al. (2010a, 2010b) ont récemment montré que l'entraînement pliométrique augmente la raideur de la part passive et diminue la raideur de la part active de la composante élastique série du complexe muscle-tendon. La diminution de la raideur de la composante active peut s'accompagner d'une amélioration de la capacité à stocker l'énergie élastique et l'augmentation de la raideur passive d'une amélioration de la capacité à transmettre et restituer cette énergie (2010a, Fouré et al., 2010b). Ceci peut s'avérer bénéfique d'un point de vue fonctionnel pour augmenter, par exemple, la performance en saut. Ces résultats sont cependant difficilement généralisables. En

effet, les différentes méthodes mobilisées dans ces études sont des méthodes indirectes et les résultats peuvent varier d'un niveau anatomique et d'une articulation à l'autre, ce qui rend difficile la comparaison des différentes études sur le sujet. Le transfert de ces conclusions, obtenues sur des mouvements mono-articulaires isolés, vers des situations sportives spécifiques n'est donc pas établi à ce jour. De plus, l'équilibre optimal entre la raideur passive et active maximisant les capacités fonctionnelles peut varier entre les disciplines. Les modifications des propriétés mécaniques et leur transfert dans une activité donnée reste donc à explorer. Même si ces problématiques ne seront pas abordées dans ce manuscrit, l'étude des effets de l'entraînement explosif sur les propriétés mécaniques, grâce à de nouvelles méthodes, semble important au regard de leur impact sur la performance. Enfin, la plupart des études ayant évalué les effets de l'entraînement explosif se sont intéressées à des populations peu entraînées (Cormie et al., 2011a, Markovic et Mikulic, 2010). Des investigations concernant ces adaptations chez les sportifs élites semblent donc nécessaires.

III.3.5. Résumé / Summary

L'entraînement musculaire est régi par des principes, tels que la progressivité ou la spécificité de la tâche. La compréhension des contraintes liées à la pratique de l'activité et l'évaluation des qualités musculaires permettent de répondre à ces exigences. Analyser les contraintes mécaniques et neuromusculaires induites par la répétition de gestes spécifiques semble donc indispensable dans ce contexte. De nombreuses procédures permettent d'évaluer les qualités de puissance musculaire, notamment au travers de la détermination des profils force-vitesse des athlètes, lors de mouvements pluri-articulaires tels que le *squat jump*. La détermination d'un équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse est désormais possible grâce au développement récent d'une approche théorique simple et innovante. Cette méthode d'évaluation ouvre des perspectives intéressantes pour calibrer les entraînements musculaires, mais nécessite d'être validée dans des mouvements sportifs spécifiques.

L'entraînement des qualités d'explosivité doit d'abord se fonder sur le développement de la capacité à produire de hauts niveaux de force. L'utilisation d'exercices à charge élevée est souvent utilisée dans ce contexte. L'entraînement explosif visera ensuite à augmenter la capacité à produire de la force à des vitesses élevées. Le travail de cette composante vitesse peut être réalisé au travers d'exercices balistiques ou pliométriques avec des charges faibles.

Les effets de l'entraînement explosif sur l'amélioration des performances, notamment lors des sauts verticaux, ont largement été décrits dans la littérature. Du point de vue de la commande nerveuse, les connaissances actuelles tendent à prouver que l'entraînement explosif devrait permettre d'augmenter le nombre d'unités motrices recrutées, ainsi que leur fréquence de décharge et d'améliorer les coordinations intra- (synchronisation du recrutement des unités motrices) et intermusculaires. L'entraînement explosif semble induire une hypertrophie engendrant essentiellement l'amélioration de la composante force de la relation force-vitesse. Une diminution de l'angle de pennation et une augmentation de la longueur des fascicules ont également été observées à la suite de programmes de renforcement explosif. Enfin, l'entraînement explosif peut induire des modifications des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux. Ces modifications doivent être plus précisément identifiées avant d'envisager leur impact sur la performance.

Muscle training is ruled by several principles such as progressiveness, or task specificity. Compliance with these recommendations involves determining the stress resulting from the considered activity and assessing muscle capacities. In this context, the analysis of mechanical and neuromuscular responses resulting from the repetition of specific actions seems relevant. Many procedures can be used to assess power output capacities, particularly through the determination of the force-velocity profile of athletes, during multi-joint movements such as squat jump. The optimal balance between strength and velocity components can be evaluated through the recent development of a simple and innovative theoretical approach. This method offers interesting perspectives to calibrate muscle training but needs to be validated in sport conditions.

Explosive strength can be primarily be developed by high velocity training. Heavy strength training is commonly used in this goal, while explosive training will then aim at increasing the ability to generate force at high speed movements, using ballistic or plyometric exercises at light loads.

The effects of explosive training on performance, especially in vertical jumping, have been widely described in the literature. Current knowledge tends to show that explosive training increases the number of activated motor units, enhance firing rate and improve intra-(motor units discharge synchronization) and inter-muscle coordination. Explosive training appears to induce hypertrophy mainly associated with the improvement of the strength component of the force-velocity relationship. A decrease in pennation angle and an increase in muscle fascicle length have also been observed as a result of explosive training programs. Finally, explosive training can induce changes in the mechanical properties of the muscle-tendon unit. These changes must be specifically identified before considering their impact on performance.

III.4. Application dans une activité explosive : l'escrime

Nous avons vu dans le chapitre précédent (voir chapitre III.3.4) que l'analyse des contraintes de l'activité était indispensable au processus de conception d'entraînements permettant l'amélioration des performances dans l'activité sportive considérée. Parallèlement, les propriétés des systèmes neuromusculaire et musculo-squelettique influencent les caractéristiques mécaniques du mouvement explosif, et notamment les capacités de production de force et de vitesse (chapitre III.2). Dans ce contexte, il semble essentiel d'étudier les adaptations induites par les contraintes de cette activité pour pouvoir ajuster les contenus d'entraînement, le cas échéant. En effet, la pratique d'une activité explosive peut induire des adaptations spécifiques à l'activité, liées au type et à la charge d'entraînement (Blazevich et al., 2003, Enoka, 1997), particulièrement chez les athlètes élités. De nombreux chercheurs ont donc tenté, à l'aide de mesures anthropométriques, d'évaluations musculaires sur ergomètre, de tests de performance sur des exercices simples (e.g. sauts, sprints) ou d'agilité, d'établir des profils athlétiques spécifiques à une activité (Bridge et al., 2014, Markovic et al., 2005), ou encore à un poste particulier dans un même sport (Lago-Peñas et al., 2011). L'ensemble de ces adaptations peut augmenter le niveau de performance, mais peut également entraîner des pathologies de l'appareil locomoteur (Ackland et al., 2009). Il est donc nécessaire d'identifier à la fois les adaptations corrélées au niveau de performance, et les adaptations extrêmes liées à une pratique intensive. Cette démarche répond une nouvelle fois aux problématiques actuelles de l'entraînement à haut-niveau : continuer à progresser tout en identifiant les limites au-delà desquelles les adaptations entraînent des risques pour la santé de l'athlète. Ce chapitre s'intéressera à un modèle particulièrement adapté à l'étude de cette problématique : l'escrime. Cette discipline sportive implique en effet de fortes sollicitations des membres inférieurs lors d'actions brèves où la vitesse de mouvement est essentielle. Elle est donc particulièrement représentative des activités explosives. Dans ce chapitre, nous analyserons donc cette activité, ses règles et les contraintes mécaniques et physiologiques qu'elle induit. Nous résumerons ensuite les adaptations spécifiques liées à la pratique de cette activité. Puis nous ferons un bilan des pratiques actuelles en termes de préparation physiques des escrimeurs.

III.4.1. Analyse de l'activité

Les besoins liés à la pratique d'une activité dépendent avant tout des règles du sport. Ces règles imposent en effet un ensemble de contraintes (temporelles, physiologiques, mécaniques) qui déterminent les qualités nécessaires pour être performant.

III.4.1.1. Les règles de l'escrime

L'escrime est l'un des principaux sports présents dans toutes les éditions des Jeux Olympiques modernes (depuis 1896). C'est un sport d'opposition dont l'objectif est de toucher son adversaire à l'aide d'une arme : une épée, un sabre ou un fleuret. Les règles pour marquer sont différentes selon les armes, dont la taille et le poids est variable (Tableau III.4.1), ce qui exige des techniques et des niveaux de force différents pour porter les coups (Capoani et d'Arès, 2010, Roi et Bianchedi, 2008).

Tableau III.4.1. Caractéristiques des armes de l'escrime (Roi et Bianchedi, 2008).

	Fleuret	Epée	Sabre
Masse de l'arme (g)	<500	<770	<500
Taille totale de l'arme (cm)	110	110	105
Taille de la lame (cm)	90	90	88
Forme de la lame	Quadrangulaire	Triangulaire	Triangulaire
Cibles valides	Tronc	Corps entier	Au-dessus de la taille
Comment toucher la cible	Pointe	Pointe	Lame et pointe
Force pour détecter la touche (N)	>4,90	>7,36	Contact simple
Priorité de l'attaque	Oui	Non	Oui

L'escrime se pratique sur une piste mesurant 14×2 m. Le vainqueur est le premier à atteindre 15 touches (5 dans les phases préliminaires). Les assauts durent 3×3 minutes (1×5 minutes dans les phases préliminaires) avec une minute de repos entre chaque période. Ces règles spatiales, imposées par la surface de la piste; et la durée limitée des assauts conduisent à des contraintes bien spécifiques à la pratique de l'escrime. Elles sont analysées ci-dessous.

III.4.1.2. Analyse spatiale et temporelle

Une compétition internationale dure entre 9 et 11 heures. En moyenne, les assauts représentent 18% du temps total avec un temps réel de combat allant de 17 à 48 minutes. Les tireurs parcourent entre 250 et 1000 m lors d'un assaut, réalisent 140 attaques et changent 170 fois de direction chez des épéistes et fleuretistes hommes (Turner, 2014). Ces changements

de direction sont nettement plus importants chez des escrimeurs élités que chez des novices (Roi et Bianchedi, 2008). Ce constat met en évidence l'importance de la prise en compte des qualités explosives dans cette discipline particulièrement à haut-niveau. Durant une épreuve de coupe du monde, Aquili et Tancredi (2013a) ont analysé les assauts en sabre de 25 femmes et 32 hommes. En moyenne, 21 fentes, 7 changements de direction et 14 attaques sont réalisés au cours d'un assaut. La durée des actions est variable avec, d'une part, des efforts sous maximaux assez longs (plus d'une minute) lors des phases préparatoires, et d'autre part, des efforts intensifs de courte durée (moins d'une seconde) notamment lorsque le tireur essaie de toucher son adversaire. De plus, le rapport action/interruption varie d'une arme à l'autre (1 vs. 1 en épée, 1 vs. 3 en fleuret, 1 vs. 6 en sabre). La nature intermittente de ce sport impose donc des contraintes physiologiques spécifiques.

III.4.1.3. Analyse physiologique

Les performances cardio-pulmonaires des escrimeurs sont influencées par le port, pour des raisons de sécurité, d'une tenue constituée d'un masque, de gants et d'un plastron qui peuvent notamment augmenter les pertes hydriques des escrimeurs (Roi et Bianchedi, 2008). Durant le combat, la fréquence cardiaque d'épéistes femmes peut varier de 167 à 191 pulsations par minute. Elle est supérieure à 70% de la fréquence cardiaque maximale pendant environ 60% de la durée de l'opposition (Li et al., 1999) et dépasse le seuil anaérobie sur 41% de la durée du combat (Roi et Bianchedi, 2008). Milia et al. (2014) ont montré une sollicitation modérée du système aérobie avec une consommation d'oxygène et une fréquence cardiaque inférieure au seuil anaérobie, lors d'une simulation de combat (3 × 3 min). D'après Roi et Bianchedi (2008), lors d'assauts en compétition, l'estimation de la consommation d'oxygène est en moyenne de 42,5 mL.kg⁻¹.min⁻¹ pour les femmes et 52,9 mL.kg⁻¹.min⁻¹ pour les hommes. Malgré une sollicitation ventilatoire inférieure au seuil anaérobie, les capacités anaérobies lactiques sont ponctuellement activées lors des combats pour supporter les besoins énergétiques. En effet, le lactate sanguin reste supérieur à 4 voire 6 mmol.L⁻¹ au cours d'un combat à élimination directe et peut atteindre plus de 15 mmol.L⁻¹ chez le vainqueur d'une compétition (Milia et al., 2014, Roi et Bianchedi, 2008). La nature intermittente de ce sport fait donc intervenir principalement le système anaérobie (Turner, 2014) et des contraintes mécaniques variées sont également à prendre en compte lorsqu'on analyse l'escrime.

III.4.1.4. Analyse mécanique

Plusieurs gestes spécifiques sont déterminants de la performance en escrime. Une des positions fondamentales de l'escrime est la position "en garde" (Figure III.4.1). Dans cette position genoux fléchis, les escrimeurs bondissent, ce qui leur permet de modifier rapidement leurs appuis et la position de leur centre de gravité. Ils peuvent ainsi passer rapidement d'une action de défense à une action d'attaque et vice versa (Turner, 2014). La forme la plus commune d'attaque est la fente (Figure III.4.1). Liée à sa forte répétition, la qualité d'exécution de ce geste s'avère être un facteur majeur de la performance en escrime (Bottoms et al., 2013, Cronin et al., 2003).



Figure III.4.1. Position en garde (tireur de gauche) et fente (tireur de droite).

Durant un combat, une fente est réalisée en moyenne toutes les 23,9 s chez les hommes et toutes les 20 s chez les femmes (Aquila et al., 2013a). L'analyse cinématique de ce geste révèle que les escrimeurs experts réalisent des fentes plus grandes que les novices (1,40-1,17 m vs. 1,13-1,02 m) et présentent une flexion de hanche plus importante en phase finale de fente (Gholipour et al., 2008, Gutierrez-Davila et al., 2013). De plus, les armes des escrimeurs experts atteignent des vitesses horizontales plus importantes ($4,56 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ vs. $3,59 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et plus précocement que les non experts (Gutierrez-Davila et al., 2013) en particulier lorsque la touche est précédée d'une fente (Yiou et Do, 2000). Ce paramètre s'avère déterminant en fleuret et en sabre puisque les règles internationales stipulent que la priorité du point, en cas de touches simultanées, est donnée au tireur initiant le premier l'attaque par extension du bras (Turner, 2014). La rapidité des actions exécutées et les hauts-niveaux de vitesse atteints, en particulier chez les experts, soulèvent ici toute la pertinence du développement des qualités explosives, et notamment de la composante vitesse du profil des escrimeurs dans la conception des programmes d'entraînement musculaire.

L'escrime étant un sport latéralisé, les sollicitations des membres dominants (placés à l'avant) et des membres non dominants (placés à l'arrière) sont, de fait, différentes. En phase d'attaque, la jambe arrière est principalement impliquée dans des contractions concentriques rapides pour permettre d'atteindre des distances et des vitesses importantes. À l'inverse, les extenseurs du membre inférieur avant (notamment du genou) subissent des contractions excentriques intenses pour permettre de développer des forces de freinage importantes à la fin des attaques comme les fentes ou les *marchés-fentes* (Roi et Bianchedi, 2008). Cette capacité à décélérer rapidement le corps à la fin d'une fente permet également de revenir rapidement à une position "en garde" et de réduire le temps de transition entre les actions (Turner, 2014). L'enchaînement des actions concentriques et excentriques de chaque membre sollicite donc la répétition de cycles d'étirement-détente (Tsolakis et al., 2010), propices à la production de hauts niveaux de puissance (voir chapitre III.1.3).

L'analyse de l'activité musculaire lors de l'exécution des gestes spécifiques pourrait fournir de précieuses informations sur les exigences de cette activité. Or, à notre connaissance, seul Frère et al. (2011) se sont intéressés à ce paramètre et uniquement sur les membres supérieurs.

III.4.2. Les adaptations liées à la pratique de l'Escrime

Les contraintes de l'activité vont induire un stress mécanique conséquent, responsable d'adaptations neuromusculaire spécifiques aux escrimeurs, notamment chez les tireurs élités. En règle générale, les escrimeurs présentent des indices de masse corporelle (IMC) normaux, qui peuvent varier selon les populations considérées (Roi et Bianchedi, 2008). Chez les femmes, le pourcentage de masse grasse est plus élevé et peut affecter de façon négative leurs performances. En règle générale, cet indice semble lié au niveau d'entraînement (Roi et Bianchedi, 2008). L'une des adaptations majeures liées à la pratique de l'escrime est une dissymétrie prononcée des membres inférieurs et supérieurs en termes de volume et de force musculaire. En effet, de nombreuses études rapportent une CSA ou des circonférences plus importantes au niveau du membre dominant (avant) en comparaison du membre non-dominant (arrière). Ces différences sont observées au niveau du bras, de l'avant-bras, de la cuisse, mais sont moins prononcées au niveau du mollet (Tableau III.4.2) (Margonato et al., 1994, Nystrom et al., 1990, Roi et Bianchedi, 2008, Sapega et al., 1984, Tsolakis et al., 2010, Tsolakis et Vagenas, 2010). Ce morphotype est associé à une capacité à développer des niveaux de force plus importants lors de contractions dynamiques (pas de différence en

statique), avec le membre dominant (Margonato et al., 1994, Nystrom et al., 1990, Poulis et al., 2009, Sapega et al., 1984, Tsolakis et Tsiganos, 2008) (Tableau III.4.3). Lors de sauts verticaux avec contre mouvement, les performances réalisées avec le membre inférieur dominant sont également plus importantes (Tsolakis et Tsiganos, 2008). Ces différences en dynamique seraient liées aux actions dissociées des deux jambes lors des phases d'attaque et de défense (Roi et Bianchedi, 2008). En position "en garde" (plus proche d'une condition statique), les sollicitations des deux membres inférieurs seraient similaires (Nystrom et al., 1990). Enfin, ces adaptations latéralisées se retrouvent dans la typologie des fibres musculaires. Chez des épéistes, des biopsies musculaires ont révélé un pourcentage moyen de fibre de type I de 56% pour la jambe avant, contre 48% pour la jambe arrière (Nystrom et al., 1990). Bien que ces dissymétries ne soient pas corrélées à des facteurs de performance, les escrimeurs élites semblent présenter des déséquilibres plus importants que les novices (Roi et Bianchedi, 2008, Tsolakis et Tsiganos, 2008). Ces adaptations morphologiques peuvent également avoir des répercussions sur les profils musculaires des membres dominant et non-dominant. Il serait donc intéressant d'observer les éventuelles dissymétries de profils force-velocité entre les deux membres afin d'ajuster au mieux les entraînements.

Les asymétries de force observées en conditions dynamiques peuvent avoir des implications d'un point de vue prophylactique. Certains auteurs ont en effet démontré que des populations saines qui ne pratiquent pas d'activité latéralisée présentent une légère différence de force entre un membre dominant et un membre non dominant. Au-delà de 10%, ces asymétries peuvent indiquer un risque de blessure musculo-articulaire (Croisier et al., 2008). Des programmes de renforcement musculaire permettant de rééquilibrer ces asymétries pourraient donc être considérées pour limiter la latéralisation. Leurs effets sur la performance restent néanmoins à étudier.

Tableau III.4.2. Différences anthropométriques entre membre dominant et membre non dominant chez des escrimeurs. N : nombre, % : pourcentage de différence, CSA : Surface de section transversale, H : Homme, F : Femme.

Etude	Population	Membre	Dominant	Non dominant	%
CSA(cm²)					
Margonato, 1994	Non elite H (n=58)	Avant bras	51,7 ± 8,2	45,8 ± 7,8	11
Roi et Bianchedi, 2008	Fleuret H	Avant bras	53,9 ± 4,8	47,6 ± 4,3	12
	Fleuret F	Avant bras	37,7 ± 3,6	33,6 ± 4,0	11
	Epée H	Avant bras	58,3 ± 3,9	51,8 ± 3,5	11
	Epée F	Avant bras	36,6 ± 2,0	32,2 ± 2,5	12
	Fleuret H	Bras			9
	Fleuret F	Bras			8
	Epée H	Bras			8
	Epée F	Bras			10
	Fleuret H	Cuisse			11
	Fleuret F	Cuisse			13
	Epée H	Cuisse			9
	Epée F	Cuisse			8
	Epée H	Mollet			-2
	Tsolakis et Tsiganos, 2008	Elite H (n=10)	Cuisse	245,8 ± 39,7	208,5 ± 31,7
Non-Elite H (n=10)		Cuisse	240,7 ± 22,5	220,7 ± 22,5	8
Tsolakis et Vagenas, 2010	Elite (n=33) (18F, 15M)	Cuisse	205,3 ± 38,5	200,2 ± 39,4	2
Tsolakis et al., 2010	Elite H et F (n=14)	Cuisse	213,5 ± 25,9	208,2 ± 29,6	2
	Sous-Elite H et F (n=19)		201,5 ± 41,6	195,9 ± 43,3	3
Circonférence (cm)					
Sapega et al., 1984	Fleuret H (n=8)	Bras	32,7 ± 2,1	31,2 ± 2,2	5
		Avant bras	30,1 ± 1,6	27,8 ± 1,8	8
	Epée H (n=8)	Cuisse	60,3 ± 3,3	56,4 ± 2,9	6
	Sabre H (n=8)	Jambe	38,2 ± 2,5	38,2 ± 2,5	0
Nystrom et al., 1990	Epée H elite (n=6)	Cuisse	60,4 ± 1,7	56,9 ± 3,3	6
Tsolakis et Vagenas, 2010	Elite (n=28)	Cuisse	54,9 ± 3,8	52,4 ± 3,5	5

Tableau III.4.3. Différences de performance entre membre dominant et membre non dominant chez des escrimeurs. *N* : nombre, % : pourcentage de différence, *H* : Homme, *F* : Femme, *Ext* : extenseurs, *Flé* : fléchisseurs, *Pro* : pronation ; *Sup* : supination ; *CMJ* : saut avec contre mouvement.

c	Population	Test	Groupe Musculaire		Dominant	Non dominant	%
Force maximale (N/N.m)							
Sapega et al., 1984	Fleuret H (n=8) Epée H (n=8)	30°/s	Genou	Ext	252,6 ± 45,6	217,8 ± 43,3	14
				Flé	122,9 ± 30,3	119,2 ± 23,6	3
			Hanche	Ext	110,9 ± 15,4	114,6 ± 16,6	-3
				Flé	209,4 ± 27,4	200,5 ± 16,4	4
			Cheville	Ext	91,8 ± 21,4	91,4 ± 20,0	0
				Flé	25,5 ± 4,2	24,1 ± 4,6	5
			Coude	Ext	32,3 ± 6,0	28,7 ± 3,7	11
				Flé	41,6 ± 7,0	36,7 ± 5,6	12
			Poignet	Ext	10,5 ± 2,9	9,2 ± 2,8	12
				Flé	12,3 ± 2,3	11,2 ± 2,2	9
			Avant bras	Pro	10,4 ± 2,6	8,3 ± 1,9	20
				Sup	9,8 ± 1,6	8,2 ± 1,9	16
Nystrom et al., 1990	Epée H Elite (n=6)	0°/s_ 30°	Genou	Ext	198 ± 55	164 ± 31	17
					277 ± 40	270 ± 22	3
					264 ± 28	254 ± 28	4
		30°/s 60°/s 120°/s 180°/s 300°/s	Genou	Ext	249 ± 18	219 ± 15	12
					234 ± 36	210 ± 24	10
					196 ± 30	183 ± 20	7
					181 ± 39	160 ± 20	12
					117 ± 35	110 ± 23	6
					626 ± 42	550 ± 62	12
					Main (grip)	626 ± 42	550 ± 62
Margonato, 1994	Non elite H (n=58)		Main (grip)	502 ± 126	449 ± 115	11	
Poulis et al., 2009	Elite (n=30) (16H, 14F)	30°/s	Genou	Ext	221,4 ± 45,5	210,4 ± 61,7	5
					201,3 ± 42,1	190,6 ± 51,7	5
					112,3 ± 25,8	111,7 ± 29,3	1
		30°/s 60°/s 240°/s	Flé	119,7 ± 28,5	112,4 ± 29,5	6	
				115,9 ± 35,5	106,4 ± 29,8	8	
				66,9 ± 22,7	62,3 ± 18,2	7	
HauteurCMJ (cm)							
Tsolakis et Tsiganos, 2008	Elite H (n=10) Non-Elite H (n=10)				23,6 ± 3,1	21,2 ± 2,5	10
					18,2 ± 2,7	17,7 ± 2,9	3

III.4.3. Etat des lieux des pratiques

La plupart des études portant sur l'escrime se sont intéressées aux performances (mécaniques, physiologiques, psychomotrices) lors de combats ou lors de l'exécution de gestes spécifiques et décrivent les caractéristiques des escrimeurs (voir chapitre III.4.2). Les comparaisons réalisées entre des escrimeurs novices et experts montrent systématiquement des performances (e.g. amplitude de la fente, vitesse d'exécution) plus élevées chez les experts (Gutierrez-Davila et al., 2013, Tsolakis et Vagenas, 2010). Ces observations confirment logiquement l'intérêt de charges d'entraînement plus importantes pour améliorer les performances. Cependant, le contenu et les charges d'entraînement restent très peu étudiés en escrime. En règle générale, les auteurs s'accordent sur la nécessité d'améliorer les qualités de force et de puissance pour améliorer les performances. Par exemple, Golipour et al. (2008) soulignent la nécessité de renforcer les muscles quadriceps et ischio-jambiers pour réaliser des fentes de plus grande amplitude. D'après l'identification des déterminants physiologiques et biomécaniques de l'activité, Turner et al. (2013) proposent des séries d'exercices spécifiques ou dissociés de l'activité permettant d'améliorer les qualités anaérobies, de force et de puissance. Cependant, l'entraînement traditionnel en escrime favorise les aspects techniques et tactiques, y compris à haut-niveau. Les programmes d'entraînement sont donc très largement consacrés aux leçons individuelles et aux séances d'assauts simulant les efforts de compétition (Tableau III.4.4). Il apparaît dès lors intéressant de considérer des séances de renforcement musculaire spécifiques, orientées vers le développement de la force et/ou de la puissance des membres inférieurs et supérieurs. À l'inverse, les séances de course lente sur longue distance semblent par exemple contre-productives dans cette activité (Turner et al., 2013).

Tableau III.4.4. *Semaine d'entraînement classique du collectif France de fleuret masculin pour la période Octobre-Décembre 2012.*

	Matin	Après-midi
Lundi	Course / Circuit training	Fondamentaux
Mardi	Leçon individuelle	Assauts
Mercredi	Course / Musculation	Fondamentaux
Jeudi	Leçon individuelle	Assauts
Vendredi	Musculation	Autres sports (sports collectifs, natation)

Bien que l'intérêt d'identifier les contenus d'entraînement les plus adaptés semble aujourd'hui évident, à notre connaissance, seul Redondo et al. (2014) se sont intéressés aux effets d'un programme de renforcement musculaire sur les performances d'escrimeurs élites. Ils ont montré, chez 6 escrimeurs experts, une augmentation de la force maximale des membres supérieurs et inférieurs, de la performance en saut vertical et de la vitesse d'exécution d'une fente suite à un programme de 12 semaines. Ce programme était divisé en deux cycles, un cycle d'entraînement de la force maximale et un cycle d'entraînement de la "force explosive". Des études complémentaires sont nécessaires pour confirmer ces résultats sur des populations plus larges. L'analyse des effets de ce type d'entraînement sur les coordinations musculaires lors de l'exécution de gestes spécifiques pourraient également permettre de comprendre les adaptations observées et ainsi optimiser la préparation physique en escrime.

III.4.4. Résumé / Summary

La nature intermittente des efforts en escrime entraîne principalement une sollicitation du métabolisme anaérobie. L'enchaînement des actions offensives et défensives provoque de fortes contraintes mécaniques, notamment au niveau des membres inférieurs. Les descriptions des patterns cinématiques et neuromusculaires associés à la réalisation de positions classiques (position en garde) ou d'assauts spécifiques (*marché-fente*) issues de la littérature sont rares. Pourtant, ce travail permettrait de mieux identifier les contraintes de l'activité et de mieux orienter la préparation physique vers des qualités spécifiques de force, de puissance ou de vitesse dans les différents gestes techniques.

De par sa latéralisation, l'escrime est une activité qui provoque des dissymétries en termes de morphologie et de capacités musculaires. L'apparition de pathologies liées à ces déséquilibres doit être prise en compte dans la construction des programmes de renforcement musculaire.

The intermittent nature of fencing mainly activates the anaerobic metabolism. The sequence of offensive and defensive actions generates high mechanical strain, especially on the lower limbs. The descriptions of kinematic and neuromuscular patterns associated with classical fencing positions (en garde position) or specific assaults (marché-fente) lack in the literature. Yet, they would probably help to better identify the activity-induced demand and help in the conception of strength training and conditioning programs oriented toward force, power and velocity capacities.

Because of its lateralization, fencing induces morphological and muscular abilities imbalances. Pathology associates to these imbalances can appear. This should be considered in the design of muscle training programs.

III.5. Synthèse et problématique

L'explosivité représente l'aptitude à produire un maximum de force et de puissance sur des temps très courts. Les capacités de puissance à l'origine de la performance explosive peuvent être décrites par les relations force-vitesse (linéaires) et puissance-vitesse (hyperboliques). L'origine de la linéarité de ces relations dans les mouvements pluri-articulaires suscite encore des débats dans la littérature. Des facteurs nerveux, architecturaux ou encore mécaniques peuvent, en effet, influencer la capacité du complexe muscle-tendon à produire et transmettre la puissance, au niveau du muscle et au niveau du mouvement global.

Aujourd'hui, des méthodes simples permettent de déterminer les forces, les vitesses et les puissances développées au cours d'un mouvement pluri-articulaire et d'établir les profils force-vitesse des sportifs. Peu d'études ont confronté ces différentes procédures dans le but de déterminer laquelle serait la plus pertinente dans un contexte d'évaluation et de suivi longitudinal des qualités physiques. Une évaluation régulière de ces relations permettrait d'apporter un éclairage sur l'origine de la variabilité des profils qui peuvent être observés entre deux disciplines pratiquées ou entre deux sportifs d'une même discipline. De plus, l'équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse, permettant de produire la meilleure performance explosive dans une activité donnée, peut aujourd'hui être déterminé grâce au développement d'une approche simple et innovante. Son application à l'ensemble des disciplines explosives reste cependant à confirmer. Aujourd'hui, les méthodes de planification reconnues pour améliorer l'explosivité semblent proposer d'augmenter la capacité à produire de hauts niveaux de force avant d'entraîner la capacité à produire de la force à vitesse élevée. C'est dans ce contexte que le concept de profil optimal soulève des perspectives prometteuses en termes de calibration des charges d'entraînement et d'optimisation des qualités physiques et particulièrement à haut-niveau. L'entraînement explosif induit des adaptations neuromusculaires aux différents niveaux de la production du mouvement, mais ses effets chez des sportifs de haut-niveau restent encore peu étudiés.

La rapidité et l'intensité des actions en escrime font de ce sport un modèle d'étude des qualités d'explosivité. L'enchaînement des actions offensives et défensives provoque de fortes contraintes mécaniques, notamment au niveau des membres inférieurs, qui se traduisent par des adaptations neuromusculaires marquées comme des asymétries de force entre membres dominant et dominé, en particulier chez les escrimeurs élités. Or, à ce jour il existe très peu d'analyses cinétiques et cinématiques qui permettent d'identifier et de quantifier précisément les contraintes induites par la pratique chronique de ce sport explosif et latéralisé. Des

programmes d'entraînement adaptés spécifiquement à ces contraintes pourraient être envisagés, notamment pour limiter les risques de blessure associés aux asymétries extrêmes. Leurs effets sur la performance restent cependant à démontrer.

Les connaissances déclinées dans le cadre théorique permettent de mieux comprendre les facteurs biomécaniques et neuromusculaires qui sous-tendent la performance explosive. En s'appuyant sur ces connaissances, ce travail de thèse a essentiellement visé à explorer les liens possibles entre les qualités neuromusculaires d'un athlète, en particulier ses qualités de puissance, et leur impact sur la performance explosive, appréhendée au plus près des conditions de compétition. La pertinence des méthodes récemment développées pour évaluer ces nouveaux déterminants musculaires du niveau de performance spécifique mérite, en effet, d'être établie.

Les objectifs de ce travail de thèse étaient donc dans un premier temps (Partie expérimentale 1), d'utiliser comme support l'exercice du saut vertical (*squat jump*) pour étudier la validité et la reproductibilité des méthodes actuelles permettant de caractériser la relation force-vitesse des membres inférieurs (étude 1). Les effets de la charge sur les coordinations neuromusculaires des membres inférieurs dans ce mouvement ont ensuite été investigués (étude 2). L'étude 3 s'est ensuite intéressée au niveau d'optimisation des profils force-vitesse et puissance-vitesse en fonction de l'activité pratiquée, chez une large population d'athlètes élités dans des disciplines explosives (étude 3).

Dans un second temps (partie expérimentale 2), nous nous sommes intéressés aux contraintes de l'activité explosive escrime, en analysant les patrons biomécaniques et neuromusculaires des membres inférieurs lors d'un assaut spécifique tel que le *marché-fente* (étude 4). Nous avons également cherché à analyser les relations existant entre les qualités musculaires décrites par les profils force- et puissance-vitesse obtenus en *squat jump* et la performance lors d'un assaut *marché-fente* (étude 5). Enfin, une dernière étude (étude 6) a visé à déterminer les effets d'un entraînement explosif individualisé sur l'amélioration des qualités musculaires d'explosivité et en particulier des profils force- et puissance-vitesse.

IV. Méthodologie générale

IV.1. Populations

Les sujets ayant participé aux différentes études étaient de niveaux sportifs variables (du sédentaire au sportif élite). Les caractéristiques de chaque groupe de sujets étudié seront présentées pour chaque étude. Aucun des participants ne présentait de contre-indication aux méthodes et outils mobilisés, ou de blessure au niveau des articulations étudiées (i.e. hanche, genou, cheville) au moment des études. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner son consentement écrit. Chacune des études a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (2001).

IV.2. Matériels et méthodes

IV.2.1. Plate-forme de force

La plate-forme de force est l'outil de laboratoire le plus communément utilisé pour mesurer les forces appliquées au sol dans le plan vertical (F_z), antéro-postérieur (F_y) et latéral (F_x). Elles permettent également de quantifier, dans ces trois plans, l'accélération, la vitesse et le déplacement du centre de masse d'un sujet à chaque instant du mouvement étudié, pendant la marche, la course ou un saut (Cavagna, 1975).

Une plate-forme de force simple (Kistler, Winterthur, Suisse) mise à niveau avec le sol du laboratoire a ainsi été utilisée pour analyser les sauts verticaux réalisées dans les études présentées dans la première partie expérimentale (chapitre V). Pour analyser les gestes d'escrime (partie expérimentale 2, chapitre VI), les mesures étaient effectuées à l'aide d'un système de 6 plates-formes individuelles connectées en série, pour d'une longueur totale de 6,40 m. Chacune des plates-formes composant les deux systèmes utilisés (plate-forme simple ou en série) présente des dimensions de 1200 × 600 mm et est équipée de capteurs piézo-électriques (KI 9067 ; Kistler, Winterthur, Suisse). Ces capteurs correspondent à un agencement de plusieurs anneaux de quartz, matériau électriquement chargé, dont la polarisation varie en fonction des charges qui lui sont appliquées. Les forces enregistrées sont échantillonnées à 1000 Hz.

À partir des composantes latérale (F_x) et antéro-postérieure (F_y) de la force de réaction au sol, selon la méthodologie décrite par Cavagna (1975), il est possible de calculer l'accélération horizontale instantanée (a ; $m.s^{-2}$) du centre de la masse (CM) :

$$a_{x/y} = \frac{F_{x/y}}{m} \quad (1)$$

Pour la composante verticale (F_z), la composante gravitationnelle intervient :

$$a_z = \frac{F_z}{m} - g \quad (2)$$

m est la masse totale (en kg) et g est l'accélération gravitationnelle ($9,809 \text{ m.s}^{-2}$).

Pour chacune des composantes, l'accélération est ensuite intégrée une première fois pour obtenir la vitesse instantanée (v ; en m.s^{-1}), puis une seconde fois pour obtenir le déplacement instantané (d ; en m) du CM au temps t :

$$v = \int a \, dt + v_0 \quad (3)$$

$$d = \int v \, dt + y_0 \quad (4)$$

Lorsqu'une période d'immobilité précède le saut ou le déplacement, à t_0 :

$$v_0 = 0 \quad (5)$$

$$y_0 = 0 \quad (6)$$

A chaque instant, la puissance peut également être calculée puisqu'elle correspond au produit de la force par la vitesse.

IV.2.2. Méthode Samozino

La méthode Samozino (2008) est une méthode simple basée sur la seconde loi de Newton qui établit que la force moyenne (\bar{F}), la vitesse moyenne (\bar{v}), et la puissance moyenne (\bar{P}) peuvent être calculées au cours d'un mouvement de saut vertical à partir de la hauteur du saut et des mesures de positions au cours de la réalisation du *squat jump*, selon les équations suivantes :

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

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

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

où m est la masse corporelle du sujet (en kg), g est l'accélération gravitationnelle ($9,809 \text{ m.s}^{-2}$), h_{PO} est la distance vertical de poussée (en m), t_{PO} est la durée de la phase de poussée (en s), et h est la hauteur du saut (en m).

La crête iliaque est sélectionnée comme marqueur anatomique pour calculer la distance de poussée verticale (h_{PO}). La distance de poussée verticale correspond au déplacement du marqueur entre la position de départ et le moment du décollage. La position du marqueur est facilement déterminée avec un mètre dans la position de départ. Pour la mesure de la position au moment du décollage, le participant est allongé sur le dos, les chevilles en extension complète (Figure IV.2.1). La longueur des membres inférieurs, c'est-à-dire la distance entre le mur et la crête iliaque, correspond à la position verticale du marqueur au moment du décollage.

Pour les études présentées ci-dessous, la hauteur du saut était déterminée à l'aide d'un système à détection optique : l'OptoJump (Microgate, Bolzano-Bozen, Italie). Ce système est composé d'une barre émettrice et une barre réceptrice, toutes deux équipées de LEDs qui communiquent entre-elles en permanence. La durée des interruptions de communication entre les LEDs permet le calcul des temps de contact et d'envol avec une précision de 1/1000 de seconde. A partir du temps de vol, la hauteur du saut est déterminée grâce à l'équation suivante proposée par Asmussen et Bonde-Petersen (1974) :

$$h = \frac{1}{8} gt^2 \quad (4)$$

où h est la hauteur du saut, g est l'accélération gravitationnelle ($9,809 \text{ m.s}^{-2}$) et t le temps de vol.

Relié un ordinateur portable, et grâce à un logiciel associé, cet outil permet de donner un feedback immédiat au participant sur la hauteur du saut atteinte.

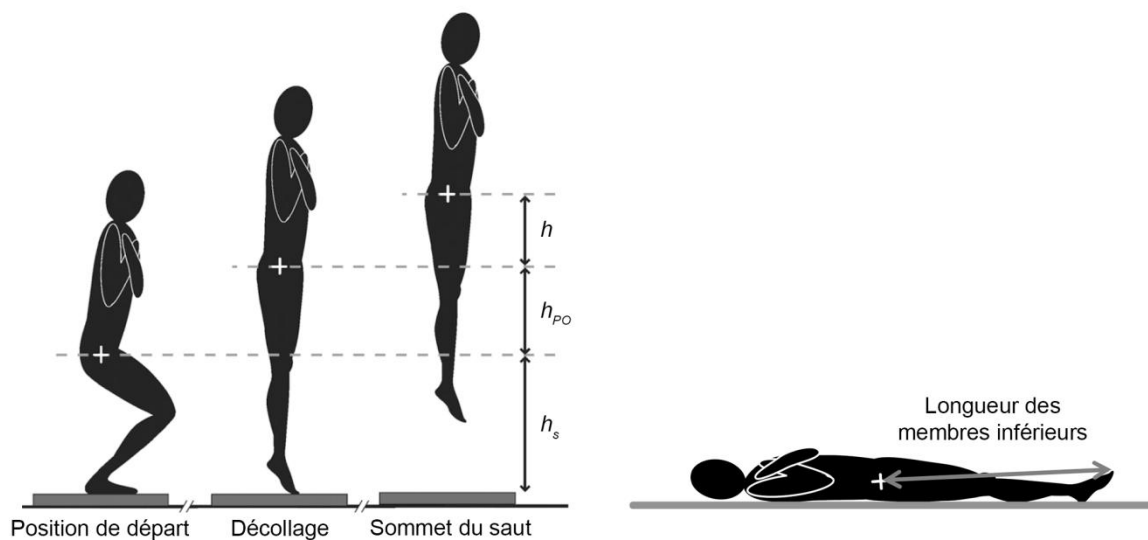


Figure IV.2.1. Positions mesurées dans la méthode Samozino (2008). h_s : position de départ, h_{PO} : position au décollage (= longueur des membres inférieurs), h : hauteur du saut. (Samozino et al., 2008).

A ce jour, seul Samozino et al. (2008) ont étudié la validité de leur méthode. Ils ont enregistré un biais inférieur à 3% entre les mesures de force, de vitesse et de puissance obtenues avec cette méthode et les valeurs obtenues avec une méthode de référence de la plate-forme de force.

La comparaison des hauteurs de saut obtenues avec l'OptoJump et une plate-forme de force, indique d'excellentes valeurs ICC (<0,99). La reproductibilité des valeurs est également très bonne (coefficient de variation = 2,7% ; Castagna et al., 2013, Glatthorn et al., 2011). La hauteur du saut peut donc être déterminée de manière fiable et reproductible grâce à cet outil.

IV.2.3. Transducteur de position linéaire

Le transducteur de position linéaire tel que le modèle GymAware (Kinetic Performance, Mitchell, Australie) est constitué d'un câble encodé relié à un encodeur disposé dans un boîtier. L'extrémité du câble est fixée au solide (e.g. barre de squat) dont on souhaite étudier le mouvement. Au cours du mouvement, le câble s'enroule et se déroule dans le boîtier qui dispose d'un lecteur optique traduisant les codes repérés sur le câble par des positions. Les données de déplacement ainsi obtenues sont horodatées avec une résolution de 1 ms puis échantillonnées à 50 Hz. Le dispositif peut être synchronisé par Bluetooth avec une tablette ou un Smartphone permettant un feedback direct sur les données de force, de vitesse et de puissance. Les données sont également stockées sur un site en ligne à partir duquel les données brutes peuvent être exportées. Dans l'étude 1, le déplacement vertical du solide (i.e. barre de squat) (d_z) était dérivé à partir de ces données brutes pour donner la vitesse verticale instantanée (v_z)

$$v_z = d d_z / dt \quad (1)$$

Puis l'accélération instantanée était obtenue en dérivant la vitesse.

$$a_z = d v_z / dt \quad (2)$$

La force et la puissance étaient obtenues en suivant les mêmes étapes que pour les plates-formes de force. Les mesures de force et puissance obtenues à partir de ce système de mesure ont été validées par Crewther et al. (2011).

IV.2.4. Accélérométrie

L'accéléromètre utilisé dans nos études était l'accéléromètre 3D Myotest Pro (Myotest SA, Sion, Suisse). Il est équipé d'un écran pour un feedback instantané. Grâce à sa portabilité (dimensions : $5,4 \times 10,2 \times 11,1$ cm, masse : 58g) cet accéléromètre peut être fixé directement sur l'objet dont le mouvement est étudié (e.g. au niveau du centre de masse du participant, sur la barre de squat ou de développé couché). Les signaux mécaniques (i.e. force, vitesse, puissance) sont enregistrés à une fréquence de 500 Hz. Les données des tests sont ensuite transférées sur un logiciel dédié (Myotest ProSoftware, version 1.3.2, Myotest SA, Sion, Suisse) grâce à un câble USB. Les données brutes peuvent ensuite être exportées pour analyse. Dans l'étude 1, l'accéléromètre était placé sur la barre de squat. A chaque instant, l'accélération de la barre permettait de calculer la force :

$$F = a m$$

La vitesse et la puissance étaient obtenues selon la même procédure utilisée pour les signaux issus de la plate-forme de force.

De nombreuses études ont démontré la validité et la reproductibilité des mesures de force, de vitesse, de puissance et de hauteur de saut, obtenues avec l'accéléromètre (Bampouras et al., 2010, Casartelli et al., 2010, Castagna et al., 2013, Choukou et al., 2014, Comstock et al., 2011, Crewther et al., 2011, Jidovtseff et al., 2008, Nuzzo et al., 2011). La plupart de ces auteurs s'accordent sur le fait que la fiabilité du Myotest est moins bonne à vitesse élevée.

IV.2.5. Profil optimal

Récemment, une approche théorique a proposé d'évaluer, pour une même capacité de puissance, l'équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse pour maximiser les performances (Samozino et al., 2012). Cet équilibre est représenté par la pente de la relation ($S_{Fv,op}$). Plus la pente du profil mesuré sera proche de $S_{Fv,op}$, plus l'athlète pourra optimiser l'utilisation de ses capacités de puissance pour réaliser la meilleure performance (Figure IV.2.2).

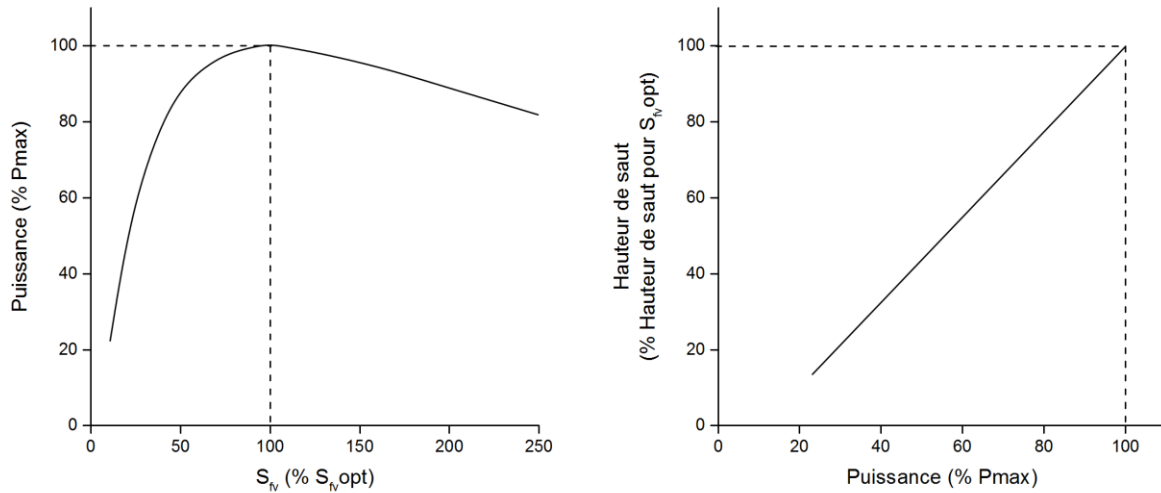


Figure IV.2.2. Graphique de gauche : modification de la production de puissance au cours d'un saut vertical (exprimé en % de P_{max}) avec la modification du profil F-V (S_{Fv} est exprimée en % $S_{Fv,opt}$). Graphique de droite : effet de la production de puissance développée au cours d'un saut vertical (exprimé en % de P_{max}) (Samozino et al., 2012).

$S_{Fv,opt}$ est calculée selon l'équation suivante :

$$S_{Fv,opt} = -\frac{(g \cdot \sin \alpha)^2}{3P_{max}} - \frac{(-(g \cdot \sin \alpha)^4)h_{PO}^4 - 12(g \cdot \sin \alpha)h_{PO}^3 P_{max}^2}{3h_{PO}^2 P_{max} Z_{(P_m, h_{PO})}} + \frac{Z_{(P_m, h_{PO})}}{3h_{PO}^2 P_{max}} \quad (1)$$

où

$$Z_{(P_m, h_{PO})} = \left(-(g \cdot \sin \alpha)^6 h_{PO} - 18g^3 h_{PO}^5 P_{max}^2 - 54h_{PO}^4 P_m^4 + 6\sqrt{3} \sqrt{2(g \cdot \sin \alpha)^3 h_{PO}^9 P_{max}^6 + 27h_{PO}^8 P_{max}^8} \right)^{1/3} \quad (2)$$

où P_{max} est la puissance maximale théorique obtenue pour le profil (i.e. apex de la relation puissance-vitesse), g est l'accélération gravitationnelle ($9,81 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), h_{PO} est la distance parcourue au cours de la poussée c'est à dire l'amplitude d'extension des membres inférieurs (en m) et α est l'angle de poussée (en $^\circ$). Cet angle correspond à la composante de la gravité opposée au mouvement dans le sport considéré. Puis, la force maximale optimale théorique (F_{0th}) et la vitesse maximale optimale théorique (v_{0th}) étaient calculées à partir du profil optimal:

$$F_{0th} = \sqrt{-4P_{max} S_{Fv,opt}} \quad (3)$$

$$v_{0th} = -\frac{F_{op}}{S_{Fv,opt}} \quad (4)$$

IV.2.6. Electromyographie de surface

IV.2.6.1. Principe de la méthode

La méthode d'enregistrement de l'activité électromyographique (EMG) permet de quantifier de manière non-invasive l'activation des muscles superficiels. Des électrodes de surfaces placées à la surface de la peau détectent les phénomènes électriques liés à l'activation des unités-motrices situées dans la zone de détection des électrodes. Le signal EMG obtenu correspond donc à la somme des phénomènes électriques enregistrés. C'est un indicateur du recrutement des unités motrices (Basmajian et De Luca, 1985). En effet, il existe une relation linéaire ou curvilinéaire, selon le muscle considéré, entre le niveau d'activité EMG et la force produite reflétant le nombre d'unités motrices recrutées (recrutement spatial) ainsi que la fréquence de décharge de celles-ci (recrutement temporel) (Bigland et Lippold, 1954a, Bouisset et Maton, 1972, Perry et Bekey, 1981, Woods et Bigland-Ritchie, 1983).

L'utilisation de l'EMG permet ainsi de quantifier les niveaux de sollicitation des muscles agonistes (Bigland et Lippold, 1954a) et antagonistes (Solomonow et al., 1988) lors de différents type d'exercices musculaires. Sur des mouvements complexes, cette méthode permet d'identifier les contributions individuelles et les séquences d'activation des différents muscles sollicités (De Luca, 1997). Elle permet donc de décrire le fonctionnement du système musculo-squelettique, ce qui peut s'avérer particulièrement intéressant pour comprendre les exigences liées à la pratique d'une activité sportive. Les séquences et niveaux d'activation (patterns) ont ainsi pu être décrits dans différentes tâches motrices ou gestes sportifs : course à pied (Rabita et al., 2013) ou pédalage (Dorel et al., 2008). L'évolution de l'activité EMG peut, entre autre, permettre d'identifier les effets d'un entraînement spécifique (Moritani, 1993).

IV.2.6.2. Spécifications techniques

De nombreux facteurs physiologiques (e.g. type de fibre, circulation sanguine, mouvements ioniques) peuvent influencer le signal EMG enregistré et compliquer l'interprétation des résultats. Des facteurs techniques sont également à prendre en considération lors de l'enregistrement d'activité EMG.

Les enregistrements des activités EMG dans les différentes études présentées ont été effectués avec un appareil sans fils (Zerowire, Aurion, Italie). Des électrodes bipolaires, chlorure argent/argent (Blue Sensor N-00-S/25, Medicotest S.A.R.L, France) sont utilisées et placées à une distance inter-électrodes (centre à centre) de 2,5 cm, de manière longitudinale par rapport à l'organisation des fibres musculaires sous-jacentes et localisés selon les

recommandations SENIAM (Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles recommendation's). La peau est préalablement rasée, abrasée doucement et nettoyée avec une solution contenant de l'éther, de l'acétone et de l'alcool pour minimiser l'impédance inter-électrode. Le respect de ces précautions méthodologiques permet de réduire les effets de différents facteurs non physiologiques pouvant influencer l'enregistrement de l'activité EMG (Hermens et al., 2000).

Les signaux EMG sont pré-amplifiés (impédance d'entrée: 20 MΩ; taux de réjection de mode commun: 90 dB; gain: 1000; largeur de bande : 10-500 Hz), numérisés, échantillonnés à 2000 Hz puis transmis sans fil à une unité à distance reliée à un ordinateur permettant de contrôler les branchements et le positionnement des électrodes au cours de l'expérimentation. Les signaux EMG sont ensuite généralement filtrés. Le choix du filtre doit tenir compte du mouvement étudié. Puis les signaux sont quantifiés à partir de la valeur Root Mean Square (RMS) calculée selon l'équation suivante :

$$RMS_{(t_0)} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_{t_0 - T/2}^{t_0 + T/2} (EMG)^2 dt}$$

où T est le temps d'intégration et EMG l'activité électromyographique.

Les signaux EMG enregistrés au cours des différents mouvements étudiés sont ensuite normalisés. Le choix de la méthode de normalisation est souvent discuté dans la littérature (Burden, 2010). Afin d'homogénéiser la méthode choisie dans nos travaux, nous avons normalisé par l'activité EMG enregistrée au cours d'une contraction isométrique maximale pour chaque muscle considéré. En raison de son manque de spécificité vis-à-vis des tâches sportives, de la longueur musculaire, du type de contraction ou du niveau de puissance produit, cette procédure a été débattue dans la littérature. Malgré ces limites, cette technique est recommandée comme une méthode adaptée pour déterminer le niveau d'activité musculaire par rapport à sa capacité maximale d'activation volontaire et le comparer entre les individus (Burden, 2010, Hug et Dorel, 2009). La Figure IV.2.3 présente les différentes étapes de l'acquisition et du traitement des données EMG.

Pour chacune des études présentées, les muscles investigués sont spécifiés. Sur l'ensemble des études, les activités EMG des principaux muscles des membres inférieurs ont été enregistrées : soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastus

lateralis (VL), rectus femoris (RF), biceps femoris (BF), semitendineus (ST) et gluteus maximus (GMax).

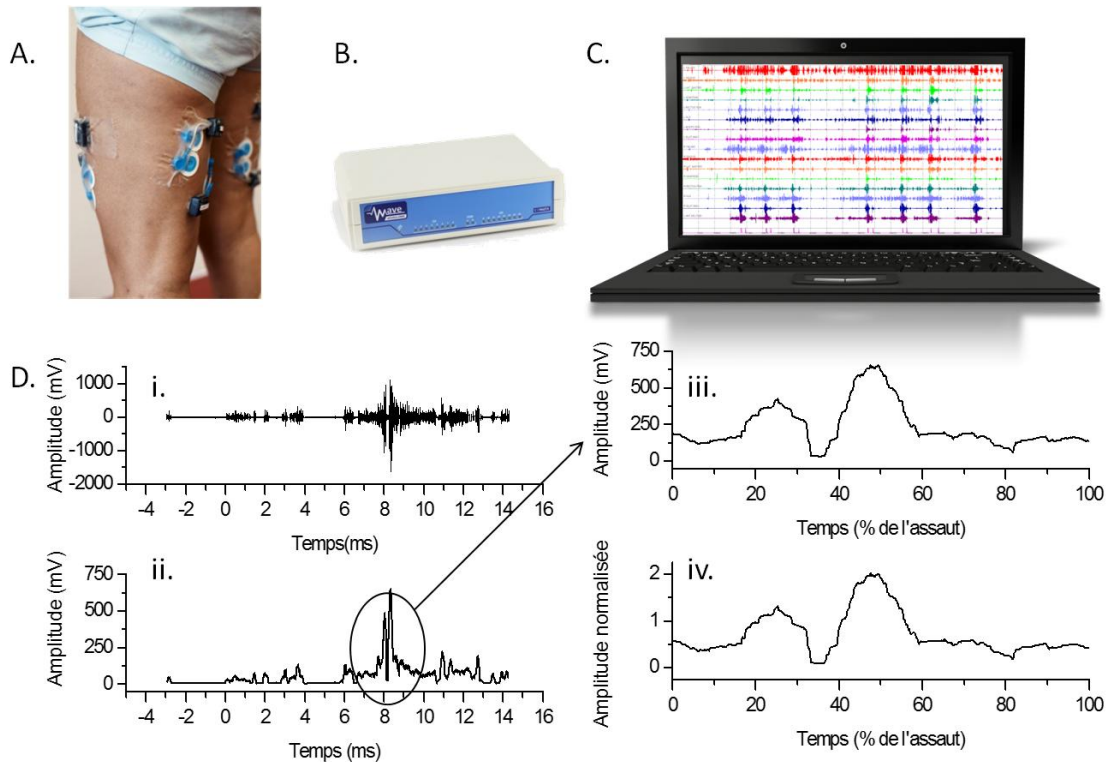


Figure IV.2.3. Etapes de l'acquisition et du traitement des données EMG d'un assaut marché fente (étude 4 voir chapitre VI.1). A. Electrodes ; B. Boitier d'acquisition Wi-Fi ; C. Acquisition des signaux ; D Traitement du signal (i. signal brut, ii. Signal après filtrage et RMS, iii. Normalisation par RMSmax obtenue lors d'une contraction maximale volontaire (MVC) réalisée sur ergomètre, iv. Normalisation temporelle.

IV.2.7. Ergométrie isocinétique

Des mesures de couple de force en contraction maximales volontaires (MVC) isométriques et isocinétiques réalisés lors des études présentées ont été effectués sur un ergomètre isocinétique Con-Trex MJ (Multi Joint system / système multi-articulation) (CMV AG, Dübendorf, Suisse).

IV.2.7.1. Principe du fonctionnement

Le terme "isocinétique" est dérivé du Grec (iso= constant, et cinétique= mouvement) il désigne un mouvement réalisé à vitesse constante. Ce concept a été développé en 1967 par James Perrine qui conçut une machine capable de fournir, plutôt qu'une résistance constante comme les appareils isoinertiels classiques, une vitesse constante de mouvement. Les ergomètres isocinétiques permettent donc de réaliser des mouvements sur une certaine amplitude articulaire à une vitesse angulaire segmentaire prédéfinie. Peu importe la force exercée, cette vitesse ne peut être dépassée et reste constante une fois atteinte. Ainsi, la résistance fournie par l'ergomètre varie et s'auto-adapte en tout point du mouvement de façon à être égale au couple de force externe développé par les muscles. Ce type d'appareil est donc utilisé à la fois dans les domaines de l'évaluation fonctionnelle et du renforcement de l'appareil locomoteur, notamment dans les cas de réduction pré et post opératoire ou encore de prévention des blessures liées à des déséquilibres de force.

IV.2.7.2. Caractéristiques de l'appareil

Le Con-Trex est un système modulaire. Il est d'abord composé d'une unité de contrôle et de puissance à laquelle nous avons associé le module MJ, module multi-articulaire pour nos différentes études (Figure IV.2.4). Ce module permet, grâce à l'ajout d'accessoires spécifiques, d'évaluer les forces isocinétiques, isométriques ou isotoniques au niveau d'une articulation ou d'un groupe d'articulations des membres inférieurs ou supérieurs. Ce module est composé d'un siège réglable électriquement au niveau de la longueur d'assise (longueur fémorale). Le réglage de l'inclinaison du dossier permet des évaluations en positions assise ou allongée.

Lorsque les tests sont répétés, les différents réglages (profondeur du siège, inclinaison du dossier, position du siège par rapport à l'axe du dynamomètre) sont notés lors de la première session pour reproduire la position du participant avec précision lors des sessions suivantes. Par ailleurs, des systèmes de sangles permettent de fixer les participants au module

afin de limiter les éventuelles compensations d'autres groupes musculaires que celui qui est testé. Le positionnement du participant et l'ajustement des accessoires, s'effectuent en fonction des caractéristiques morphologiques du sujet de façon à ce que l'axe de rotation de l'articulation considérée soit aligné avec l'axe de rotation du dynamomètre.

Le dynamomètre permet d'imposer différents modes de travail (isotonique, isocinétique, isométrique) mais il est aussi équipé de capteurs mesurant le couple, l'angle et la vitesse angulaire. Ces signaux sont transmis à l'unité de contrôle et stockés sur un ordinateur associé. Ils sont visibles en direct au cours du mouvement puis, par la suite, par le biais de rapports sur l'interface d'un logiciel associé.



Figure IV.2.4. Ergomètre Con-Trex. 1- unité de contrôle et de puissance, 2- ordinateur et écran de contrôle, 3- ergomètre imposant les résistances et mesurant les sorties mécaniques, 4- assise réglable, 5- siège réglable, 6- accessoire genou, 7- sangles de maintien.

IV.2.7.3. Validité


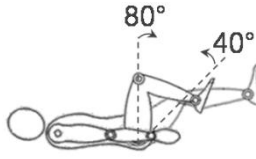
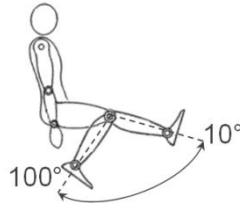
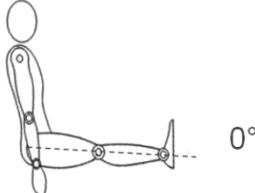
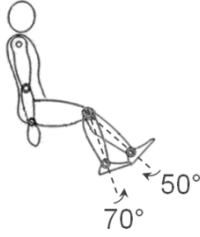
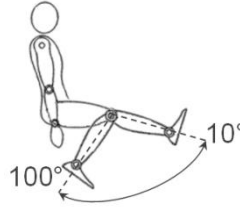

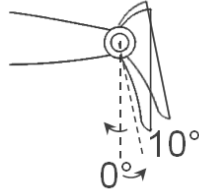
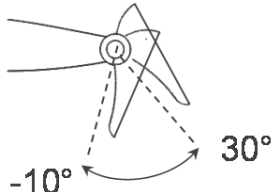
De nombreuses études ont testé la validité des mesures issues des ergomètres isocinétiques comme les systèmes Biodex (Lund et al., 2005), le Cybex (Li et al., 1996) ou Kin Com (Tredinnick et Duncan, 1988). Maffiuletti et al. (2007) ont rapporté une fiabilité satisfaisante des mesures de forces des groupes musculaires extenseurs et fléchisseurs du genou effectuées avec le Con-Trex (coefficient de corrélation intraclass : ICC > 0,86).

L'utilisation de cet ergomètre pour mesurer les forces articulaires au niveau de la hanche a également été validée. Julia et al. (2010) reportent en effet des ICC entre 0,75 et 0,96 pour les mesures de flexion et d'extension de la hanche. Muller et al. (2007) ont également indiqué une bonne reproductibilité des mesures réalisées avec le Con-Trex et ceux pour les trois articulations principales des membres inférieurs (i.e. hanche, genou et cheville). Les auteurs affirment donc que le dynamomètre Con-Trex peut être utilisé pour évaluer les qualités de force des groupes musculaires notamment au niveau des membres inférieurs et peuvent permettre d'identifier des déficits entre groupes musculaires agonistes et antagonistes ou entre les membres homo- et controlatéraux.

IV.2.7.4. Positionnements

Les détails du positionnement des sujets lors des tests isocinétiques et isométriques est présenté dans le Tableau IV.2.1. Au cours des tests isométriques réalisés dans les différentes études, pour l'articulation du genou, les participants étaient assis sur l'ergomètre de manière à ce que la hanche soit fléchie à 85° (0° = extension complète de la hanche). Le pic de couple de force mesuré lors de MVC isométriques était évalué à 70° en extension et 50° en flexion (0° = extension complète du genou). Pour l'évaluation de la hanche, les participants étaient allongés sur le dos. L'angle était de 80° en extension et de 40° en flexion. Pour la cheville, les contractions étaient réalisées à 0° en flexion plantaire et 10° en flexion dorsale (0° = pied perpendiculaire au tibia). Pour les contractions isocinétiques, les amplitudes des mouvements étaient de 10° à 100° pour la hanche et le genou et de -10° à 30° pour la cheville.

Tableau IV.2.1. Positions des sujets lors des tests des mesures de force isométriques et isocinétiques des fléchisseurs et extenseur de la hanche, du genou et de la cheville. NB : les positions utilisées dans l'étude 4 sont différentes (voir chapitre VI.1.3).

	Position de référence	Isométrique	Isocinétique
Hanche	 0°	 80° 40°	 100° 10°
Genou	 0°	 70° 50°	 100° 10°
Cheville	 90°	 10° 0°	 -10° 30°

IV.3. Traitement des données et analyses statistiques

IV.3.1. Traitement des données

Toutes les données ont été analysées avec un script développé au sein du laboratoire (OriginPro 9.0-9.1, OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA).

IV.3.2. Analyses statistiques

Toutes les analyses statistiques ont été réalisées grâce au logiciel Statistica version 7.1 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA).

La distribution des données était d'abord vérifiée avec un test de normalité Shapiro-Wilk. Pour chaque ANOVA à mesures répétées, la sphéricité des données a d'abord été vérifiée au moyen du test de Mauchly. Lorsque celle-ci n'était pas respectée, la valeur de P était ajustée au moyen d'une correction de Geisser/Greenhouse. Une procédure post-hoc de Newman-Keuls était utilisée lorsque l'ANOVA indiquait un effet significatif d'un facteur ou une interaction entre les deux facteurs. Pour tous les tests, le seuil de significativité était fixé à $P < 0,05$. Excepté dans les cas explicitement mentionnés les moyennes \pm écart-type des données sont exprimées.

V. Expérimentations Partie 1: Le *squat jump* comme modèle d'analyse de l'explosivité

De nombreux types de saut verticaux sont utilisés pour évaluer les qualités musculaires, avec des modalités d'exécution différentes : départ d'une position debout avec un contre-mouvement vers le bas (*counter movement jump*), départ d'une position surélevée (*dropjump*) ou encore série de rebonds sur une durée définie (5 à 60 s). Cependant, le geste qui reste aujourd'hui le plus utilisé dans ce contexte est le *squat jump*, pour lequel la position de départ s'effectue jambe fléchie. Cette modalité de saut présente en effet plusieurs avantages pour évaluer précisément et simplement les qualités musculaires. D'abord c'est un mouvement très court et très intense qui reflète parfaitement les capacités d'explosivité. Ensuite, il permet d'effectuer des tests dans des conditions facilement contrôlables et standardisées (e.g. position de départ fixée). De plus, l'absence d'un cycle étirement-détente induit une stabilité dans les coordinations musculaires, les niveaux de pré-activation ou d'utilisation des propriétés mécaniques, qui sont alors moins variables que dans d'autres sauts verticaux comme le saut avec contre-mouvement. Le *squat jump* permet donc une évaluation pertinente des qualités d'explosivité, dans des conditions standards facilitant les comparaisons entre les sessions et les individus. Pour toutes ces raisons, le *squat jump* a été retenu comme modèle d'analyse de l'explosivité dans les trois études qui composent cette première partie expérimentale.

V.1. ETUDE 1 : Validité et reproductibilité de méthodes actuelles permettant d'évaluer la relation force-vitesse des membres inférieurs en *squat jump*

Publications Associées à ce chapitre :

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method to assess lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med.* 2014. [AERES STAPS– 3e][ISI-IF:2.68]
[Annexes 1]

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013) Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during *squat jumps*. *XXth Congress of ACAPS*, Octobre, Grenoble (France).

[Annexes 2]

V.1.1. Résumé / Summary

Le but de cette étude était de déterminer la validité et la reproductibilité des mesures de force, de vitesse et de puissance lors de *squat jumps* balistiques chargés, effectuées par (i) un accéléromètre, (ii) un transducteur de position linéaire et (iii) un système optique permettant d'utiliser la méthode Samozino, en les comparant aux mesures issues d'une méthode de référence (plate-forme de force). Lors de deux sessions de tests, dix-sept sujets ont réalisé des *squat jumps* dans sept conditions de charge (de 0% à 60 de IRM), afin de déterminer la relation force-vitesse. Les patterns de force, de vitesse et de puissance issus de chaque méthode ont été comparés aux mesures obtenues avec la plate-forme de force et moyennés pendant la phase d'impulsion du saut. La force maximale, la vitesse maximale et la puissance maximale théoriques ont été déterminées d'après les relations force-vitesse et puissance-vitesse. Les patterns de force, de vitesse et de puissance étaient quasiment superposés, avec de légères différences pour les vitesses de mouvement élevées. L'analyse de validité a indiqué une très bonne corrélation pour la force moyenne (ICC = 0,87-0,98, SEM et CV < 5%) et une corrélation plus faible pour la vitesse et la puissance. Ces résultats ont été confirmés par des régressions de Passing-Bablok et des graphiques de Bland-Altman. Les paramètres théoriques maximaux étaient plus reproductibles pour les sujets entraînés (ICC = 0,85-0,98) que pour les participants peu actifs (ICC = 0,41-0,84). En conclusion, la relation force-vitesse des extenseurs des membres inférieurs peut être déterminée de manière fiable avec les méthodes testées dans cette étude. Ces procédures permettent de comparer les sessions et de caractériser des effets de l'entraînement. L'utilisation des paramètres maximaux théoriques issus de ces mesures semble inappropriée pour des individus non entraînés, mais peut être recommandée pour calibrer un entraînement musculaire spécifique conçu pour des athlètes de haut niveau habitués à ce type d'exercice.

Mots clefs : puissance musculaire, transducteur linéaire, accélérométrie, plate-forme de force, mouvements balistiques.

This study aimed at determining the concurrent validity and reliability of force, velocity and power measurements provided by accelerometer, linear position transducer and Samozino's methods as compared with the reference force plate method, during loaded squat jumps. Seventeen subjects performed squat jumps on two separate occasions in 7 loading conditions (from 0 to 60% of the maximal additional load they were able to lift concentrically once). Force, velocity and power patterns were determined and averaged over the jump push-off phase using accelerometry, linear position transducer and a field method based on measurements of three key positions during squat jump. These methods were compared with force plate (reference). Theoretical maximal force, velocity and power were determined from the force-velocity and power-velocity relationships. Force, velocity and power patterns obtained with the different methods were overlapped, with slight differences for high-velocity movements. Concurrent validity analyses indicated very good agreement with the reference method ($r = 0.87-0.98$), especially for mean force ($CV = 3.3\%-4.2\%$). The lower agreement for velocity and power was confirmed by Passing-Bablok regressions and Bland-Altman plots. Mean force, velocity and power were reliable for all methods ($ICC=0.84-0.99$) with very low variation for force ($CV=2.7\%-5.3\%$). Theoretical maximal parameters were more reliable for trained ($ICC = 0.85-0.98$) than for recreational participants ($ICC = 0.41-0.84$). The methods are valid and reliable in different loading conditions and permit between-session comparison and characterization of training-induced effects. However, the assessment of maximal theoretical parameters based on the force-velocity relationship appears unsuitable for untrained individuals.

Keywords: *muscle power, linear transducer, accelerometry, force platform, ballistic movements*

V.1.2. Introduction

De nombreux outils et méthodes existent pour évaluer précisément la puissance produite au cours de mouvements mono- ou pluri-articulaires (Comstock et al., 2011, Cronin et al., 2004, Rahmani et al., 2001, Samozino et al., 2008). Durant des mouvements acycliques impliquant plusieurs groupes musculaires, la méthode de référence est basée sur des données issues de plates-formes de force (Comstock et al., 2011, Crewther et al., 2011). Cependant de nouveaux outils embarqués ou des méthodes simples basées sur la hauteur de saut et la distance de poussée (Samozino et al., 2008) peuvent être utilisés directement sur les sites d'entraînement. Toutefois, ces méthodes ont généralement été validées dans une seule condition de charge (ou vitesse) et aucune étude n'a évalué leur validité et leur reproductibilité sur une plus large gamme de conditions force-vitesse lors de sauts verticaux. De plus, les méthodes existantes déterminent les instants correspondant au début et à la fin de la phase de poussée sur la base de critères établis manuellement ou dépendant de paramètres fixés par un logiciel de traitement associé à l'outil de mesure. Or, ces critères influencent directement la force, la vitesse et la puissance moyennes mesurées au cours du saut et, par voie de conséquence, la relation force-vitesse. Ainsi, l'évaluation de la validité et de la reproductibilité des méthodes les plus communément utilisées, permettrait de déterminer la méthode la plus adaptée pour évaluer précisément la puissance produite en conditions de terrain.

Par conséquent, les objectifs de cette étude étaient (i) de déterminer la validité et la reproductibilité des patterns de force, de vitesse et de puissance fournis par les méthodes les plus communément utilisées durant des *squat jumps* isoinertiels effectués à différents niveaux de charge ; (ii) pour chaque méthode, d'évaluer la reproductibilité des paramètres principaux extraits de la relation force-vitesse et utilisés pour individualiser les programmes de renforcement musculaire.

V.1.3. Méthode

V.1.3.1. Participants

Neuf femmes (âge: $21,2 \pm 2,1$ ans; taille: $167,3 \pm 6,4$ cm; masse corporelle: $65,3 \pm 6,4$ kg) et 8 hommes (âge: $26,9 \pm 2,9$ ans; taille: $178,1 \pm 6,6$ cm; masse corporelle: $78,4 \pm 11,5$ kg) du sédentaire au sportif de haut niveau, ont participé à cette étude.

V.1.3.2. Design expérimental

L'expérimentation se composait de trois sessions de tests réalisées à une semaine d'intervalle (familiarisation, test, et re-test). Les participants exécutaient des *squat jumps* avec une augmentation progressive de la charge. Les relations force-vitesse étaient déterminées par quatre méthodes basées sur les outils suivants : (i) une plate-forme de force (Kistler), (ii) un accéléromètre (Myotest), (iii) un transducteur de position linéaire (GymAware) et (iii) un système optique (Optojump next) permettant d'utiliser la méthode Samozino (2008)). Les caractéristiques de chaque appareil sont décrites dans la section méthodologie générale. La Figure V.1.1 représente le dispositif expérimental. Les sauts étaient exécutés dans une cage à squat (Figure V.1.1) comprenant une barre de 23.6 kg guidée dans les plans antéropostérieur et vertical (Max Rack, Gym80 International, Gelsenkirchen, Allemagne). Ce système permet l'exécution de squats dans des conditions proches de celles rencontrées avec une barre libre, mais sans oscillation dans le plan frontal, ce qui limite l'impact potentiel des mouvements latéraux involontaires sur les mesures mécaniques. Pour les charges inférieures à 23,6 kg, une barre libre était utilisée et, dans la condition "poids de corps", une barre de bois de 0,5 kg était utilisée afin de respecter la même configuration expérimentale, quelle que soit la charge testée. Une étude pilote nous a permis de montrer que les forces de friction étaient négligeables avec la barre guidée ($1,1 \pm 0,1$ N, i.e. $0,09 \pm 0,02\%$ de la masse corporelle).

Pendant la session de familiarisation, les participants devaient choisir leur position de départ de manière à pouvoir sauter le plus haut possible. Cette position était ensuite fixée et repérée sur la cage à squat à l'aide d'un marqueur indiquant la hauteur initiale de la barre pour l'ensemble de l'expérimentation (Figure V.1.1).

Avant chaque essai, les participants devaient se tenir immobiles sur la plate-forme de force. Cette phase permettait la mesure de la masse totale du système (i.e. masse du participant + charge externe). Après avoir maintenu la position de départ pendant une seconde, le participant devait sauter le plus rapidement et le plus haut que possible. Les participants effectuaient deux essais à chaque charge, plus un troisième essai lorsqu'une

différence de 10% était observée entre les hauteurs atteintes aux deux premiers essais. L'essai correspondant à la hauteur mesurée la plus importante était ensuite analysé. Les contre-mouvements étaient contrôlés à l'aide des signaux de plate-forme de force, afin de rééditer les essais mal exécutés.

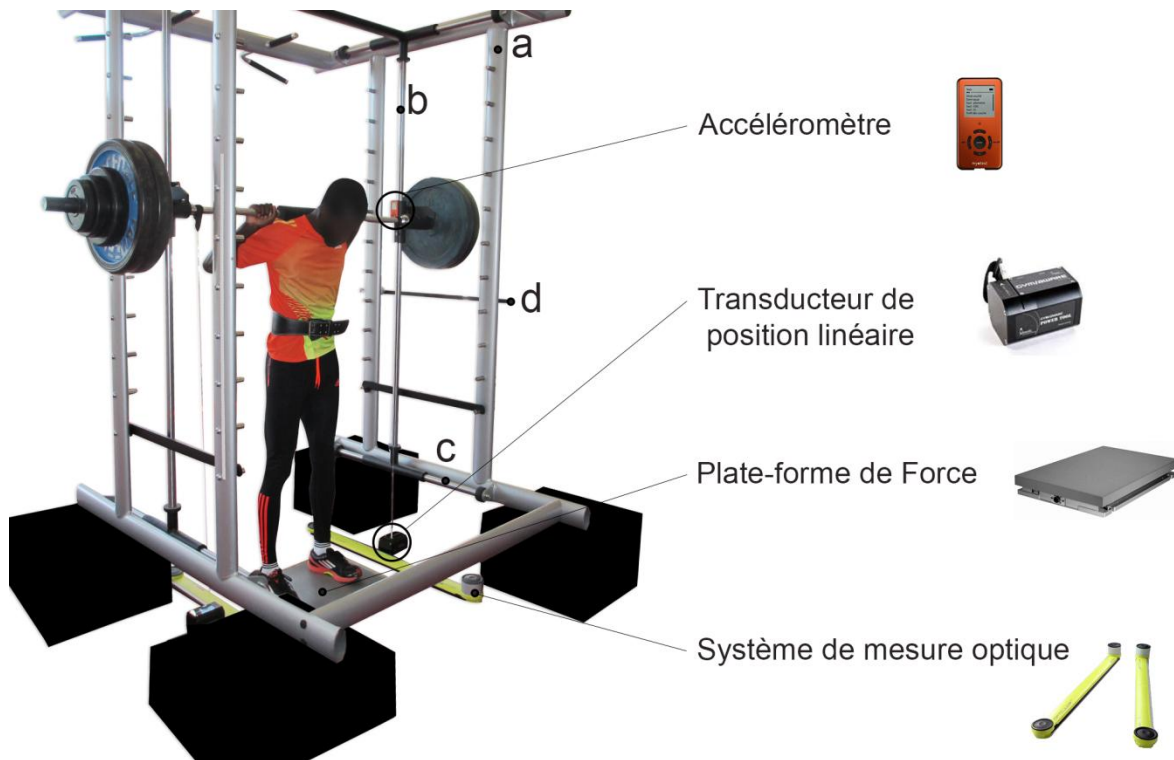


Figure V.1.1. Vue d'ensemble du dispositif expérimental. Les participants exécutaient des sauts verticaux dans une cage à squat (a) comprenant des guides verticaux (b) et horizontaux (c). La plate-forme de force (PFF), le transducteur de position linéaire (TLn), l'accéléromètre (Acc) et le système de mesure optique (OptoJump) permettant la mesure de la hauteur du saut dans la méthode Samozino (Sam) étaient utilisés pour mesurer la force, la vitesse et la puissance durant l'impulsion d'un squat-jump. La position de départ était définie par un marqueur horizontal (d).

Pendant la séance de familiarisation, l'augmentation de la charge dépendait de la hauteur atteinte à poids de corps (barre de 0,5 kg). En-dessous d'une hauteur de 0,2 m, 10% de la masse corporelle du sujet était ajoutée à chaque essai jusqu'à ce que la charge soit suffisamment importante pour obtenir une hauteur de saut inférieure à 0,05 m. Une charge supplémentaire correspondant à 15%, 20%, 25% de la masse corporelle du sujet était ajoutée quand la hauteur du saut à poids de corps était respectivement supérieure à 0,2 m, 0,3 m et 0,4 m.

La charge maximale que le participant était capable de soulever une fois (1RM) était ensuite déterminée à partir de la relation charge-vitesse obtenue pendant la session de familiarisation. La 1RM correspondait à 90% de la charge obtenue pour une vitesse nulle (Jidovtseff et al., 2011). Pendant les sessions de tests et re-tests, les 7 conditions de charges testées étaient 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM.

V.1.3.3. Recueil et traitement des données

Le début de la phase de poussée était déterminé comme le moment correspondant à une augmentation de 50 N de la force verticale à la fin de la période de stabilisation en position initiale. La fin de la phase de poussée (i.e. décollage) correspondait au moment où la puissance verticale atteignait une valeur nulle (Figure IV.1.2). Les procédures permettant d'obtenir la force, la vitesse et la puissance sont décrites dans la section méthodologie générale (chapitre IV.2) pour chaque méthode. La Figure IV.1.2 présente les différentes étapes du traitement des données. Pour standardiser la représentation graphique, les valeurs de force, de vitesse et de puissance étaient obtenus par interpolation linéaire tous les 5% de la durée totale de la phase poussée du saut (Dorel et al., 2012). Ainsi, le même nombre de points était utilisé pour représenter chaque mouvement, quels que soient leurs temps de poussée respectifs. Pour chaque condition de charge, la force, la vitesse et la puissance moyennes étaient calculées entre ces moments de début et de fin. Une régression linéaire était réalisée entre la force et la vitesse pour déterminer les intersections sur l'axe des ordonnées et des abscisses, correspondant respectivement à la force et à la vitesse maximales théoriques. La puissance maximale était déterminée comme la valeur maximale d'une régression polynomiale du second degré appliquée à la relation puissance-vitesse.

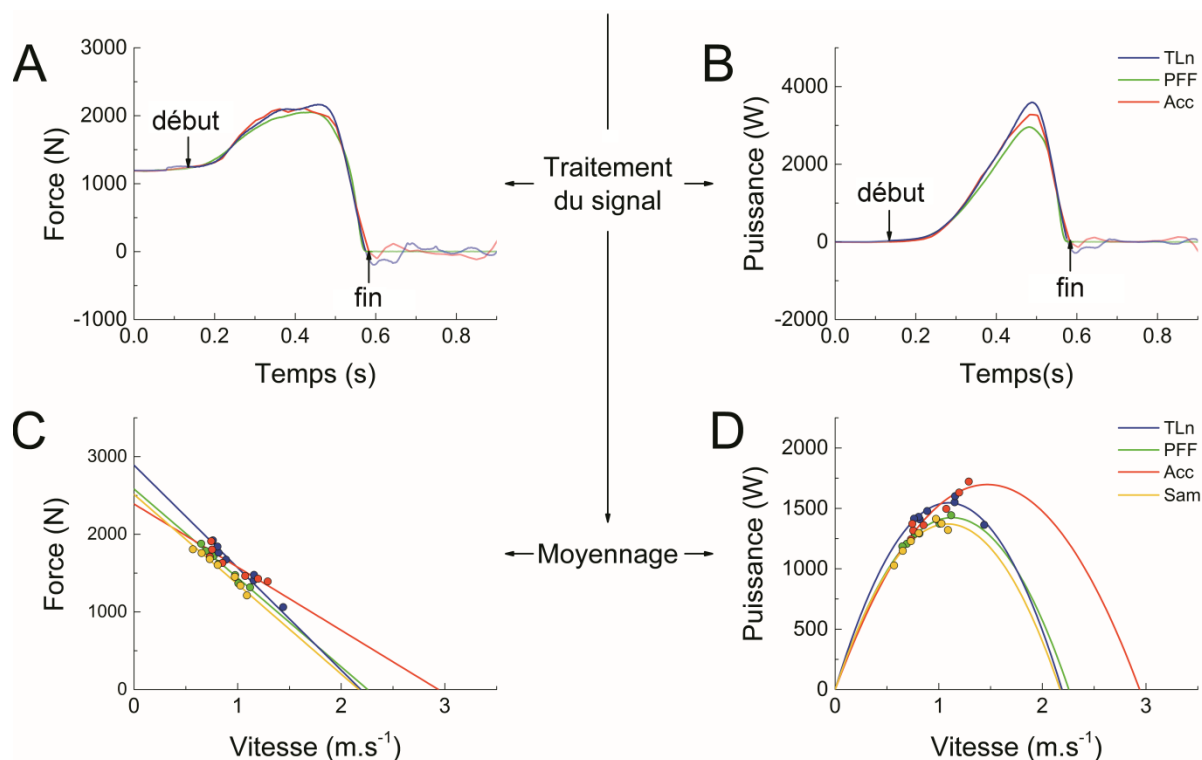


Figure IV.1.2. Représentation graphique de l'analyse des données mécaniques. L'impulsion du saut était définie comme la période de temps comprise entre le moment correspondant à une augmentation de 50 N de la force verticale (début) et le moment où la puissance verticale atteignait zéro (fin, A et B). Les valeurs moyennes de force, de vitesse et de puissance étaient calculées entre le début et la fin de l'impulsion pour chaque condition (0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM) pour construire les relations force-vitesse (C) et puissance-vitesse (E).

V.1.3.4. Analyse statistique

Taille de l'échantillon

Un calcul de non-infériorité de taille d'échantillon a été utilisé pour déterminer la taille d'échantillon nécessaire pour analyser la validité des différentes méthodes. Les données pour le calcul de la taille de l'échantillon ont été collectées lors d'une étude préliminaire. Les limites de non-infériorité étaient définies à 5% des valeurs maximales obtenues lors d'une analyse préliminaire (i.e. 135 N pour la force, 0,06 m.s⁻¹ pour la vitesse, 113 W pour la puissance), avec des écarts-type de 371 N pour la force, 1,18 m.s⁻¹ pour la vitesse et 317 W pour la puissance. Les critères de significativité et de puissance étaient respectivement fixés à 5% et 80%. Il était nécessaire de tester au moins 15 participants (17 ont été testés *in fine*). La taille de l'échantillon pour l'analyse de validité incluait 238 points de données pour la PFF et pour chacun des autres outils testés.

Validité et reproductibilité

Pour déterminer la validité des différentes méthodes, des régressions linéaires ont été effectuées entre les données recueillies avec la PFF et les données recueillies avec les méthodes TLn, Sam et Acc et ce pour chaque paramètre. L'erreur standard de la mesure (SEM), le coefficient de variation (CV) et le coefficient de corrélation Bravais-Pearson (r) étaient ensuite calculés (Hopkins, 2000). La puissance de cette méthode pour évaluer la validité des mesures est toujours discutée dans la littérature (Atkinson et Nevill, 1998). Nous avons donc complété cette analyse par une régression de Passing-Bablok en utilisant le logiciel Medcalc (Version 12.5.0, Ostend, Belgium) (Passing et Bablok, 1983). Cette méthode détermine la pente et l'ordonnée à l'origine de la régression avec un intervalle de confiance de 95% (IC 95%), et révèle une différence significative entre les deux mesures si " $1,0$ " pour la pente et/ou " 0 " pour l'ordonnée à l'origine, ne sont pas inclus dans IC 95%. Le niveau de concordance pour les mesures entre les méthodes TLn, Sam, Acc et la méthode PFF était évalué en utilisant la méthode graphique Bland-Altman (Bland et Altman, 1986). La reproductibilité était évaluée pour la force moyenne, la vitesse moyenne, la puissance moyenne et les paramètres maximaux théoriques (F_0 , P_{\max} , V_0) en utilisant le coefficient de corrélation intra-classe (ICC), le SEM et le CV (Hopkins, 2000). En raison de la variabilité du niveau d'activité physique des participants était très variable, la reproductibilité des paramètres théoriques a été testée selon le niveau d'activité physique. Les participants étaient séparés en deux groupes : un groupe de participants non actifs ou ayant une pratique sportive modérée (11 participants) et un groupe de participants très entraînés (6 participants) qui étaient particulièrement familiarisés avec l'exercice de *squat jump*.

V.1.4. Résultats

V.1.4.1. Patterns de force, de vitesse et de puissance

La Figure V.1.3 présente les patterns de force, de vitesse et de puissance fournis par la PFF, le TLn et l'Acc durant des *squat jumps* effectués à 0%, 30% et 60% de la 1RM. Les patterns diffèrent légèrement entre les méthodes pour la condition 0% de la 1RM. Par exemple, la force maximale est enregistrée entre 50% et 60% de l'impulsion du *squat jump* selon l'outil utilisé, alors que pour les charges lourdes et pour tous les outils testés, la force maximale intervient au même instant (i.e. 65% de l'impulsion).

V.1.4.2. Validité des paramètres moyens

Les résultats de l'analyse concernant la validité des mesures de force, de vitesse et de puissance sont présentés dans le tableau V.1.1. Les coefficients de corrélation Bravais-Pearson sont compris entre 0,87 et 0,98. Les SEM et CV sont inférieurs à 5% pour les mesures de force, entre 6% et 12% pour la vitesse et inférieurs à 15% pour la puissance. Les régressions de Passing-Bablok sont présentées dans la Figure V.1.4. Les intervalles de confiance pour les pentes des mesures de force sont très proches de 1 (0,97-1,02) et les ordonnées à l'origine sont comprises dans l'intervalle de confiance, indiquant qu'il n'existe aucune différence significative entre les forces moyennes évaluées avec les procédures testées (TLn, Acc, Sam) et la méthode de référence (PFF). A l'inverse, les intervalles des pentes sont supérieurs à 1,0 pour la vitesse (1,13 à 1,37) et pour la puissance (1,03 à 1,25), alors que les valeurs des ordonnées à l'origine sont comprises dans les intervalles de confiance. Les graphiques de Bland-Altman sont présentés dans la Figure V.1.5 Ces analyses montrent une concordance satisfaisante entre les méthodes testées et la PFF pour l'évaluation des forces moyennes, résultat conforté par des faibles valeurs de biais (2,6-3,2%). Les données de vitesse moyenne et de puissance moyenne présentent des valeurs de biais plus importantes (8,4-9,7% pour la vitesse ; 9,3-14,2% pour la puissance).

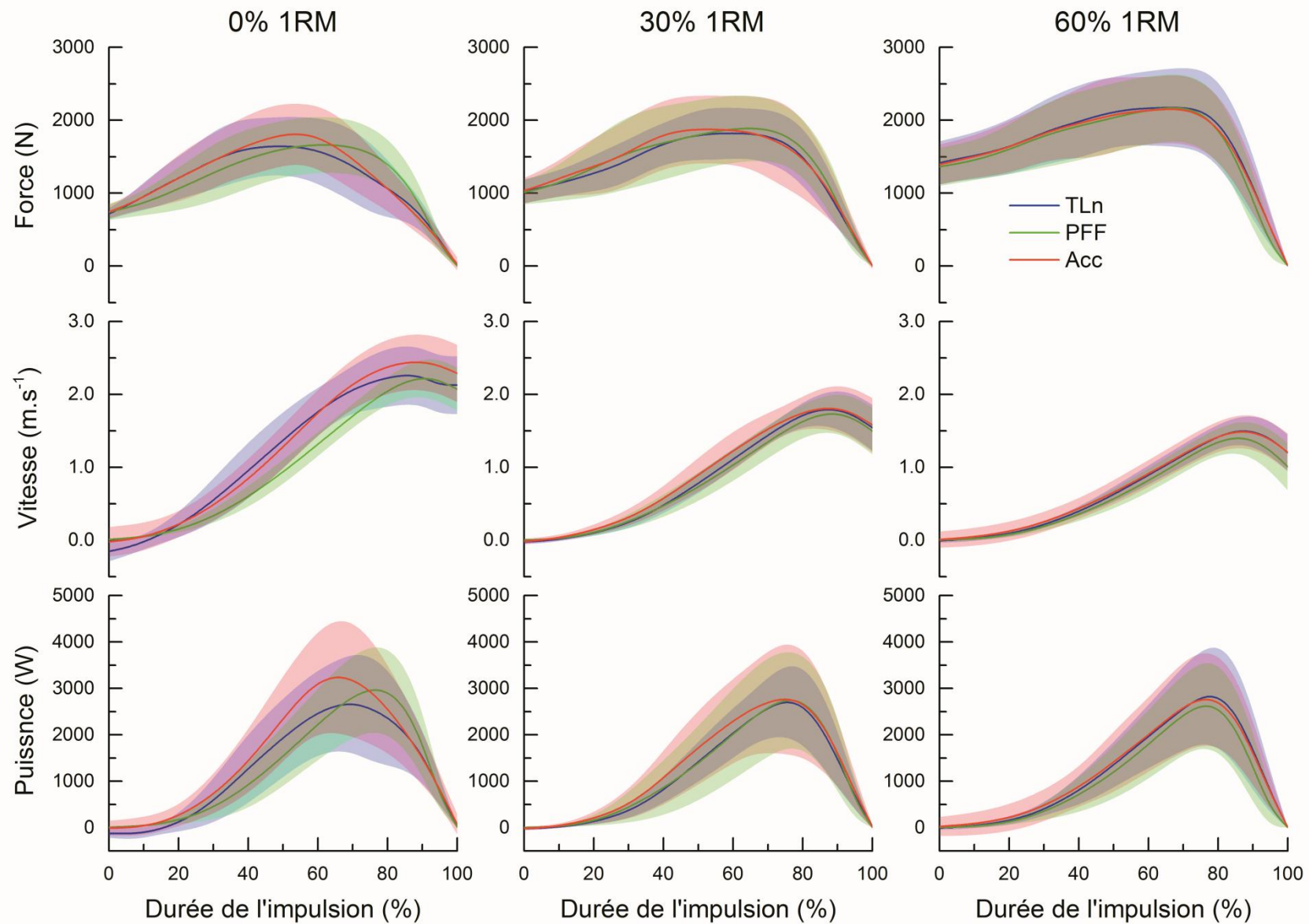


Figure V.1.3. Patterns de force (panel du haut), de vitesse (panel horizontal du milieu) et de puissance (panel du bas) issus de la plate-forme de force (PFF), du transducteur de position linéaire (TLn) et de l'accéléromètre (Acc) au cours d'un squat jump, réalisé à 0% (panel de gauche), 30% (panel vertical du milieu) et 60% (panel de droite) de la 1RM. Le temps est normalisé par la durée totale de l'impulsion (en %). Les valeurs présentées correspondent à la moyenne \pm ET.

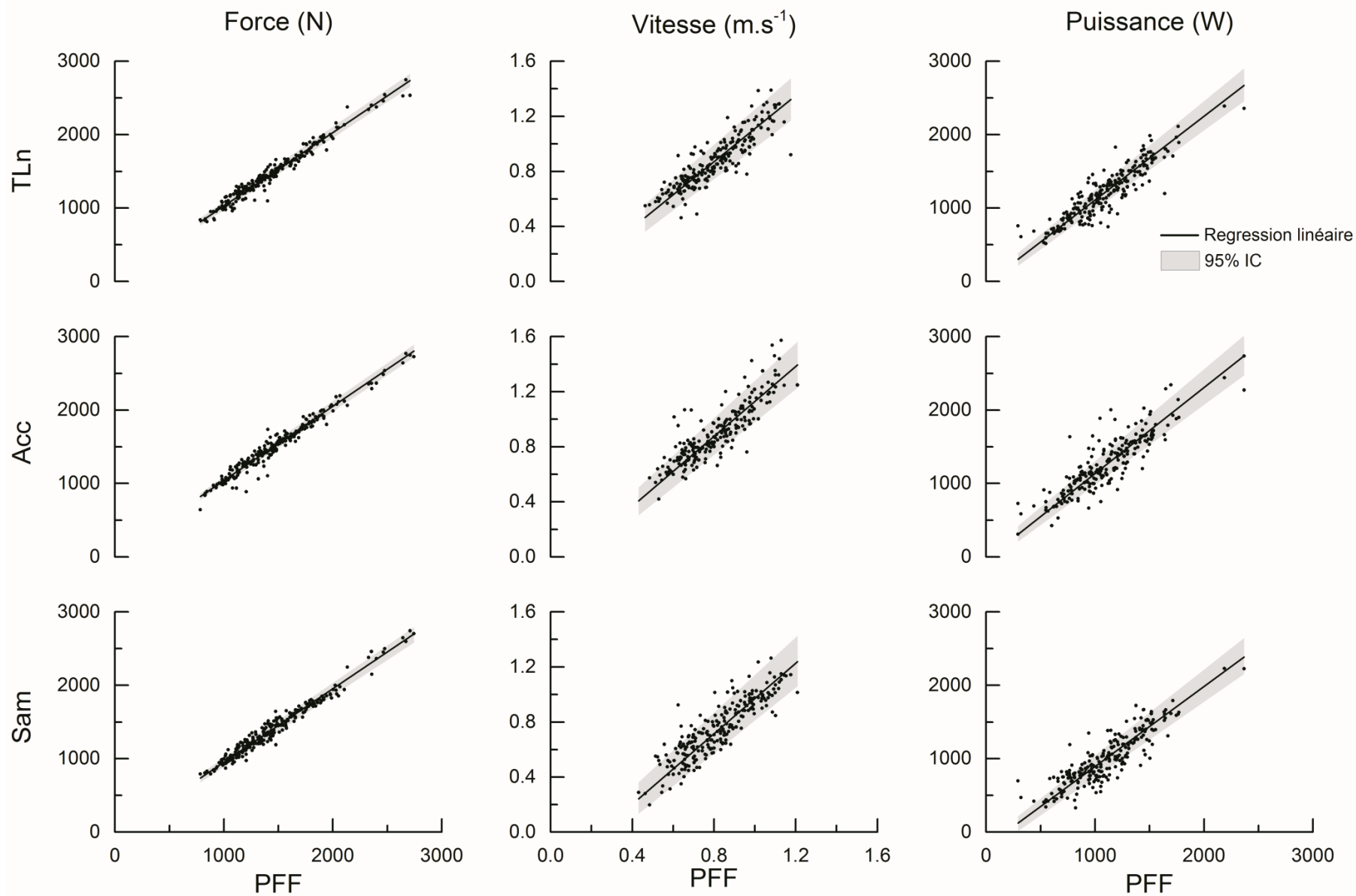


Figure V.1.4. Régressions *Passing-Bablok* comprenant l'intervalle de confiance (IC) à 95% entre la plate-forme de force (PFF) et le transducteur de position linéaire (TLn, panel du haut), l'accéléromètre (Acc, panel du milieu), ou la méthode Samozino (Sam, panel du bas) pour les données de force (panel de gauche), de vitesse (panel vertical du milieu) et de puissance (panel de gauche).

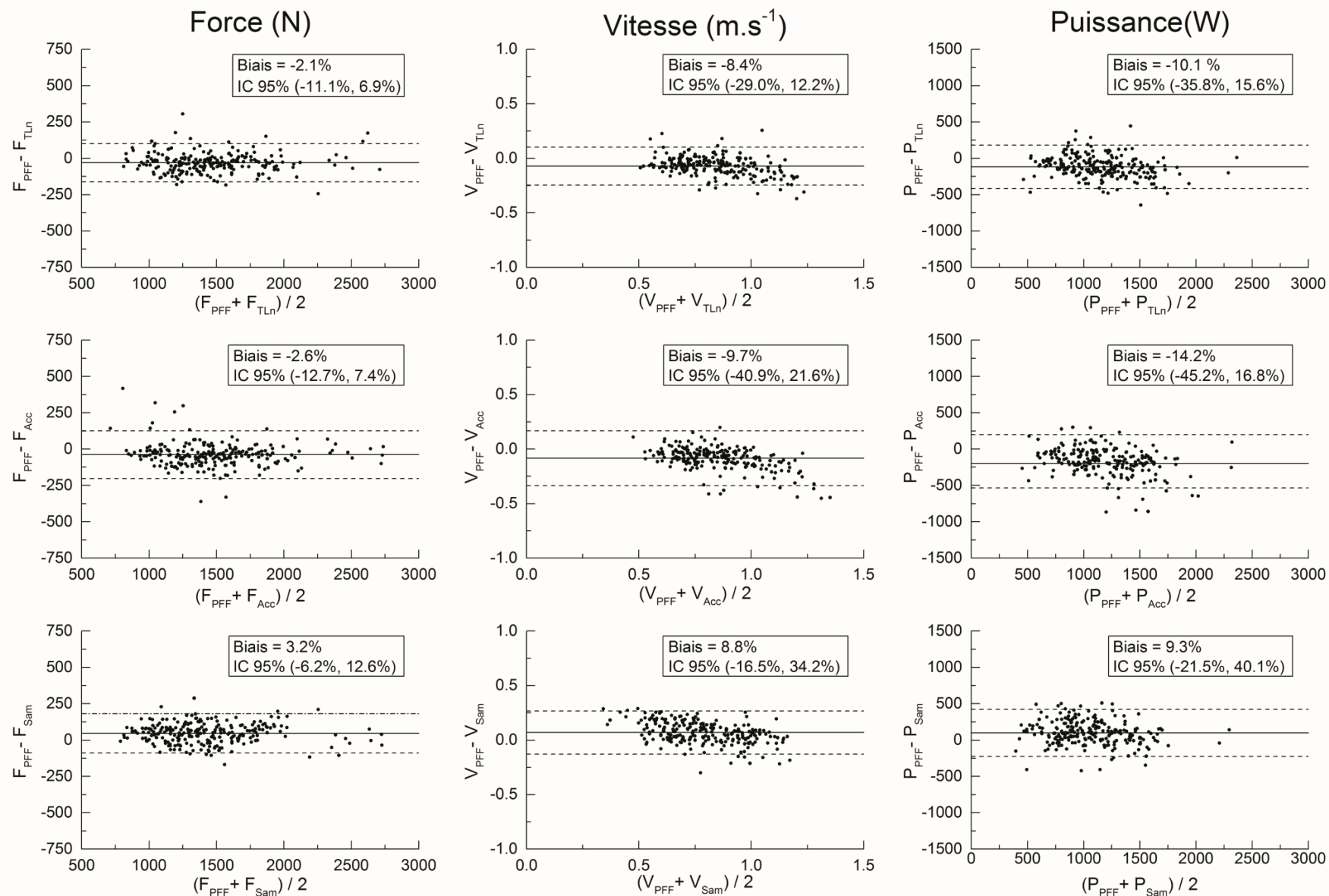


Figure V.1.5. Graphique Bland-Altman confrontant les résultats issus de la plate-forme de force (PFF) versus ceux issus du transducteur de position linéaire (TLn, 3 graphiques de la ligne du haut), de l'accéléromètre (Acc, ligne du milieu) et de la méthode Samozino (Sam, ligne du bas) pour les mesures de force (colonne de gauche), de vitesse (colonne du milieu) et de puissance (colonne de droite). Les biais et les intervalles de confiance à 95% sont indiqués pour chaque graphique.

Tableau V.1.2. Validité des mesures de force, vitesse et puissance issues du transducteur de position linéaire (TLn), de l'accéléromètre (Acc) et de la méthode Samozino (Sam), comparées à la méthode de référence, la plate-forme de force (PFF).

		PFF vs TLn	PFF vs Acc	PFF vs Sam
Force (N)	Différence moyenne	-30,6	-39,0	45,7
	ET	66,8	75,5	68,9
	r	0,98	0,98	0,98
	CV%	3,3	4,2	3,7
	Pente ^a	1,00	1,01	1,00
	Pente ^a (IC 95%) ^c	0,98 à 1,02	0,99 à 1,03	0,97 à 1,02
	Inter-y ^b	29,0	30,8	-45,3
	Inter-y ^b (IC 95%) ^c	-4,9 à 65,6	-2,1 à 60,7	-81,0 à -8,9
Vitesse (m,s ⁻¹)	Différence moyenne	-0,07	-0,08	0,07
	ET	0,09	0,10	0,10
	r	0,91	0,87	0,88
	CV%	6,4	8,2	11,4
	Pente ^a	1,20	1,27	1,28
	Pente ^a (IC 95%) ^c	1,13 à 1,28	1,19 à 1,36	1,19 à 1,37
	Inter-y ^b	-0,1	-0,1	-0,3
	Inter-y ^b (IC 95%) ^c	-0,2 à 0,0	-0,2 à -0,1	-0,4 à -0,2
Puissance (W)	Différence moyenne	-116,9	-167,8	97,9
	ET	151,9	186,9	165,7
	r	0,89	0,87	0,89
	CV%	14,5	12,5	13,3
	Pente ^a	1,14	1,17	1,09
	Pente ^a (IC 95%) ^c	1,08 à 1,21	1,09 à 1,25	1,03 à 1,17
	Inter-y ^b	-30,2	-33,4	-194,8
	Inter-y ^b (IC 95%) ^c	-104,5 à 34,1	-109,7 à 55,6	-283,3 à -124,7

^a Pente de la régression linéaire, ^b Ordonnée à l'origine de la régression linéaire, ^c Intervalle de confiance 95%.

V.1.4.3. *Reproductibilité des paramètres moyens*

Les moyennes, ICC, SEM et CV pour les forces, vitesses et puissances moyennes enregistrées avec la PFF, le TLn, l'ACC et la méthode Sam sont présentées dans le tableau V.1.1. Les résultats démontrent une excellente reproductibilité pour les trois paramètres avec des ICC allant de 0,89 à 0,99. Les mesures de force montrent des valeurs de SEM et des CV inférieures ou égales à 5% pour tous les appareils. Les SEM sont inférieures à 10% pour la vitesse, de même pour les CV, excepté pour Acc (10,2%). Les CV et SEM sont légèrement supérieurs à 10% pour la puissance, à l'exception de la méthode Sam (SEM = 8,3% et CV = 8,6%).

V.1.4.4. *Reproductibilité des paramètres théoriques maximaux.*

Les moyennes, les ICC, SEM et CV pour la force, la vitesse et la puissance maximales théoriques sont présentées dans le tableau V.1.2. Toutes méthodes confondues, les ICC sont en moyenne plus élevés pour les athlètes entraînés que pour les participants modérément actifs (0,70 contre 0,80, respectivement). Les valeurs de SEM sont plus basse (18,2% vs. 13,6%) et les CV sont en moyenne 7,1% plus bas (21,6% vs. 14,5%) pour les participants entraînés comparativement aux participants non entraînés.

Tableau V.1.3. Validité des mesures de force, de vitesse et de puissance fournies par la plateforme de force (PFF), le transducteur de position linéaire (TLn), l'accéléromètre (Acc), et la méthode Samozino (Sam) et validité des valeurs de force, de vitesse et de puissance maximales théoriques estimées à partir des relations force-vitesse et puissance-vitesse obtenues pour chaque méthode. La validité est présentée en fonction du niveau des participants répartis en deux groupes : participants modérément actifs (PL) et les participants entraînés de haut niveau (PHN), toutes méthodes confondues.

		PFF	TLn	Acc	Sam	PL	PHN
Force (N)	Moyenne	1453,4	1469,7	1505,9	1407,7	1412,6	1545,9
	ET	371,6	354,0	381,5	372,8	311,4	452,0
	ICC	0,98	0,96	0,97	0,99	0,97	0,98
	CV%	3,1	5,0	5,3	2,7	4,3	3,7
Vitesse (m.s ⁻¹)	Moyenne	0,8	0,9	0,9	0,7	0,82	0,84
	ET	0,16	0,2	0,2	0,2	0,19	0,22
	ICC	0,88	0,86	0,84	0,97	0,89	0,91
	CV%	7,3	9,3	10,2	6,5	8,2	8,7
Puissance (W)	Moyenne	1103,3	1241,7	1302,1	1053,5	1145,6	1218,9
	ET	318,0	394,1	431,9	420,3	360,9	476,3
	ICC	0,91	0,89	0,89	0,97	0,90	0,93
	CV%	10,6	12,2	12,8	8,6	11,5	10,1
Force maximale théorique (N)	Moyenne	2215,9	2192,2	2141,9	2007,2	2094,2	2267,8
	ET	571,7	626,5	614,6	526,1	560,0	594,7
	ICC	0,84	0,86	0,85	0,96	0,84	0,90
	CV%	10,3	12,1	12,4	4,8	10,3	8,4
Vitesse maximale théorique (m.s ⁻¹)	Moyenne	2,6	3,1	3,9	2,7	2,9	2,8
	ET	0,7	1,0	2,2	0,7	1,0	0,9
	ICC	0,42	0,65	0,23	0,74	0,41	0,85
	CV%	21,6	25,7	41,4	12,1	24,7	14,8
Puissance maximale théorique (W)	Moyenne	1389,9	1619,7	1884,0	1353,4	1465,7	1621,4
	ET	489,1	648,6	871,7	505,8	441,5	752,9
	ICC	0,92	0,92	0,48	0,94	0,74	0,98
	CV%	12,3	14,0	29,2	9,0	15,2	7,6

V.1.5. Discussion

Cette étude avait pour objectif (i) d'évaluer la validité et la reproductibilité de la force moyenne, de la vitesse moyenne et de la puissance moyenne mesurées par les méthodes les plus communément utilisées pour analyser l'impulsion lors d'un saut vertical ; (ii) déterminer la reproductibilité des paramètres maximaux extraits de la relation force-vitesse. Nos résultats montrent que l'évaluation de la force, de la vitesse et de la puissance est dans l'ensemble valide, même si quelques différences ont été observées entre la PFF et les méthodes testées pour de hauts niveaux de vitesse et de puissance. Les valeurs moyennes calculées sur l'ensemble de l'impulsion étaient reproductibles pour toutes les méthodes, alors que la reproductibilité des paramètres théoriques maximaux était moins satisfaisante. À notre connaissance, cette étude est la première à comparer les méthodes permettant d'évaluer une très large gamme de la relation force-vitesse des muscles extenseurs des membres inférieurs. En effet, les outils de terrain permettent actuellement la description des paramètres mécaniques au cours du temps pendant toute la durée de l'impulsion au cours d'un saut (Figure V.1.3). La comparaison des patterns de force, de vitesse et de puissance obtenus avec le capteur filaire ou l'accéléromètre montre des courbes quasiment superposées avec la méthode de référence (plate-forme de force). Cependant, les patterns sont moins concordants lorsque la charge diminue et la vitesse augmente (i.e. proche de 0% de la 1RM), entraînant une validité plus faible (Tableau V.1.1). Ces résultats sont en accord avec les études précédentes utilisant les mêmes modèles de transducteur linéaire et d'accéléromètre (Comstock et al., 2011, Crewther et al., 2011). Ces études montrent en effet une concordance plus faible des mesures mécaniques obtenues durant des mouvements plus rapides. Ces résultats peuvent provenir du fait que les vitesses élevées (mesurées à charges légères) peuvent influencer la trajectoire, notamment en accentuant les mouvements non-verticaux. L'utilisation d'une barre guidée, y compris pour les conditions de vitesse élevée, aurait pu limiter ce phénomène. Cette observation suggère une meilleure fiabilité des mesures mécaniques durant les mouvements lents (charges lourdes). La comparaison entre la méthode de référence et les méthodes testées révèle une légère différence, en particulier pour les valeurs moyennes de vitesse et de puissance (Figure V.1.4 et Figure V.1.5). Comme rapporté précédemment, ces différences peuvent être dues au fait que les transducteurs de position linéaire et les accéléromètres évaluent le déplacement de la barre, alors que la plate-forme de force mesure le déplacement du centre de gravité (Crewther et al., 2011, Dugan et al., 2004). Plus la charge augmente, plus le centre de masse se déplace vers le haut du corps, minimisant

alors la distance entre le centre de masse et la barre. Ainsi, les différences observées sur les valeurs moyennes (pour toutes les charges) pourraient être essentiellement dues aux variations observées à charge légère. De plus, la méthode Samozino, qui est également basée sur des mesures du déplacement du centre de gravité, présente les biais les plus faibles. Les variations intrinsèques des mesures mécaniques au cours du saut ne sont pas prises en compte par cette méthode, puisque les calculs dépendent d'une unique variable : la hauteur de saut. Dans ce contexte, les faibles différences observées avec la plate-forme de force peuvent aussi provenir du système photoélectrique, qui sous-estime légèrement (environ 1 cm) la hauteur du saut (Glatthorn et al., 2011). Malgré les petites différences décrites ci-dessus et en accord avec les études précédentes (Crewther et al., 2011, Samozino et al., 2008), les résultats de validité paraissent acceptables pour l'ensemble des méthodes et particulièrement pour les mesures de force ($r = 0,98$, SEM et CV < 5%).

En ce qui concerne les valeurs moyennes calculées sur l'ensemble de l'impulsion, nous observons une excellente reproductibilité (ICC $\geq 0,96$) et fiabilité ($r = 0,98$) pour le paramètre de force. Bien que la charge externe additionnelle accentue progressivement la contribution de la masse totale pour le calcul de force, l'impact des changements d'accélération appliquée à la masse totale dans les différentes conditions de charge ne semble pas affecter significativement la fiabilité des mesures de force (Comstock et al., 2011). De plus, il apparaît que la vitesse et la puissance étaient moins fiables et moins reproductibles que les mesures de force (

Tableau V.1.3). Il a été suggéré que les transformations mathématiques induites par la dérivation de la position par rapport au temps (pour le transducteur linéaire) ou l'intégration de l'accélération (pour l'accéléromètre) entraînent une moins bonne reproductibilité pour les mesures de vitesse. La reproductibilité de la puissance est moins affectée par ce facteur, sachant qu'elle ne dépend pas uniquement de la vitesse mais aussi de la force (Crewther et al., 2011, Jidovtseff et al., 2008, Samozino et al., 2008).

Les paramètres théoriques maximaux estimés à partir de la relation force-vitesse présentaient une faible reproductibilité, en particulier lorsque la population complète était prise en compte. Bien que les participants soient familiarisés avec la procédure, la performance en *squat jump* peut significativement varier entre des sujets non habitués à ce genre de mouvement et des athlètes entraînés engagés régulièrement dans des entraînements en résistance. La grande variabilité observée entre les deux sessions de tests pour les participants peu entraînés (ICC = 0,41-0,84) comparativement aux participants entraînés (ICC = 0,85-0,98) soutient cette hypothèse. La détermination des paramètres maximaux basée sur la relation force-vitesse devrait donc être utilisée préférentiellement avec les sujets habitués à

l'exercice de *squat jump*, qui ont besoin d'entraînements plus précis pour améliorer leurs performances. Comme la caractérisation de la relation force-vitesse avec ces méthodes semble plus appropriée pour des athlètes entraînés, les profils athlétiques pourraient être établis dans différentes activités physiques en utilisant un protocole identique à celui utilisé ici. Les adaptations neuromusculaires spécifiquement induites par la pratique chronique (entraînement) de l'activité considérée pourraient donc être déterminées à partir de cette procédure. Comme le suggère des travaux récents (Cronin et Hansen, 2005, Pazin et al., 2013), les paramètres mécaniques extraits à partir des relations force-vitesse pourraient être utilisés comme des facteurs prédictifs de la performance, à l'instar de la consommation maximale d'oxygène dans les activités aérobie (Levine, 2008).

Le *squat jump* étant un mouvement pluri-articulaire, une part de la reproductibilité peut être liée aux différentes coordinations musculaires utilisées pour une même charge testée (voir chapitre III.2.1). Des études antérieures ont investigué les différentes stratégies de coordination dans la phase d'initiation de *squat jumps* non chargés et ont montré que les performances en saut n'étaient pas influencées par ces stratégies (Hasson et al., 2004). Cependant, comme l'allure des patterns mécaniques (taux de développement de la force ou de la puissance) est influencée par la charge totale imposée (Figure V.1.3), il serait intéressant d'explorer de manière plus approfondie quelles sont les coordinations musculaires favorisées selon la charge externe imposée aux membres inférieurs. De plus, ces méthodes ne permettent pas seulement d'évaluer précisément les capacités musculaires, mais aussi de renseigner indirectement sur les propriétés contractiles du système musculo-squelettique : distribution du type de fibre ou capacité de raccourcissement.

En conclusion, la relation force-vitesse des extenseurs des membres inférieurs mesurée sur une large gamme de vitesses peut être évaluée de manière fiable avec les méthodes actuelles, testées dans cette étude. Les paramètres mécaniques moyens déterminés durant l'impulsion d'un *squat jump* dans différentes conditions de charge montrent des valeurs reproductibles. Ces méthodes permettent de comparer les sessions et de déterminer les effets de l'entraînement. La relation force-vitesse évaluée avec ces méthodes peut aussi fournir des informations sur les propriétés musculaires impliquées dans la production de puissance. Néanmoins, les paramètres théoriques maximaux estimés à partir de la relation force-vitesse semblent plus variables et peuvent être utilisés préférentiellement pour calibrer des séances spécifiques de renforcement chez des athlètes de haut niveau.

V.2. ETUDE 2 : Les coordinations musculaires sont-elles affectées par la condition de charge dans les mouvements balistiques ?

Publications Associées à ce chapitre :

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? *J Electromyogr Kinesiol.* 2015.

[Annexes 3]

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013) Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during *squat jumps*. *XX Congress of ACAPS*, Octobre, Grenoble (France).

[Annexes 4]

V.2.1. Résumé / Summary

Le but de cette étude était d'analyser l'effet de la charge sur les coordinations musculaires des membres inférieurs impliqués au cours de *squat jumps* balistiques. Vingt athlètes ont réalisé des *squat jumps* balistiques sur une plate-forme de force. La force verticale, la vitesse, la puissance et l'activité électromyographique (EMG) des membres inférieurs ont été enregistrées au cours de la phase de poussée et comparées entre sept conditions de charge (0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la charge maximale soulevée lors d'une répétition concentrique). L'augmentation de la charge externe a entraîné une augmentation de la force verticale (de 1962 N à 2559 N ; $P = 0,0001$), alors que la vitesse de mouvement a diminué (de 2,5 à 1,6 m.s⁻¹ ; $P = 0,0001$). Le *tibialis anterior* a atteint son pic d'activité en premier, à 5% de la phase de poussée, suivi par le *gluteus maximus* (35%), le *vastus lateralis* et le *soleus* (45%), le *rectus femoris* (55%), le *gastrocnemius lateralis* (65%) et le *semitendinosus* (75%). Le niveau de charge n'a pas modifié cette séquence d'activation ($P = 0,67$) et n'a pas influencé le niveau d'activité EMG ($P = 0,41$) des muscles étudiés. Cependant, un effet du muscle a été observé sur ces paramètres ($P < 0,05$), illustrant le rôle spécifique de chaque muscle au cours de la phase de poussée. Nos résultats montrent que les coordinations musculaires ne sont pas influencées par le niveau de charge additionnelle au cours d'un *squat jump* balistique. Cette étude suggère que les exercices balistiques maximaux pourraient induire des adaptations nerveuses similaires avec des charges externes lourdes ou légères.

Mots clefs : *squat jump*, plate-forme de force, relations force-vitesse, EMG

This study aimed to investigate the effect of loading on lower limb muscle coordination involved during ballistic squat jumps. Twenty athletes performed ballistic squat jumps on a force platform. Vertical force, velocity, power and electromyographic (EMG) activity of lower limb muscles were recorded during the push-off phase and compared between seven loading conditions (0-60% of the concentric-only maximal repetition). The increase in external load increased vertical force (from 1962 N to 2559 N; $P=0.0001$), while movement velocity decreased (from 2.5 to 1.6 m.s⁻¹; $P=0.0001$). EMG activity of tibialis anterior first peaked at 5% of the push-off phase, followed by gluteus maximus (35%), vastus lateralis and soleus (45%), rectus femoris (55%), gastrocnemius lateralis (65%) and semitendinosus (75%). This sequence of activation ($P=0.67$) and the amplitude of muscle activity ($P=0.41$) of each muscle were not affected by loading condition. However, a main effect of muscle was observed on these parameters ($P<0.05$) illustrating the specific role of each muscle during the push-off phase. Our findings show that muscle coordination is not influenced by loading during a ballistic squat jump. The present study suggests that maximal ballistic exercise could thereby elicit similar neural adaptations when using heavy or light external resistance.

Keywords: *squat jump*, force platform, force-velocity relationship, EMG

V.2.2. Introduction

La performance balistique est essentielle dans de nombreuses activités explosives. Cette qualité athlétique est étroitement liée à la capacité du système neuromusculaire à produire la plus grande impulsion possible sur la période la plus courte (Newton et al., 1999). La performance balistique est aussi influencée par les profils force-vitesse et puissance-vitesse (Samozino et al., 2012) généralement établis à partir de l'évaluation des niveaux de force, vitesse et puissance produits dans différentes conditions de charge (Cormie et al., 2011a). Lors de sauts verticaux, l'augmentation de la charge externe entraîne une augmentation linéaire de la production de force associée à une diminution de la vitesse de mouvement (Cuk et al., 2014, Markovic et al., 2013, Samozino et al., 2012). Dans les exercices pluri-articulaires, bien que les relations force-vitesse et puissance-vitesse permettent d'explorer les capacités mécaniques et les limites du système musculaire (Cormie et al., 2011a), peu d'informations sont disponibles concernant les effets de la charge additionnelle sur les coordinations musculaires qui sous-tendent la production de force, de vitesse et de puissance.

Les coordinations musculaires peuvent être définies comme « la distribution individuelle des activations musculaires ou des forces de chaque muscle nécessaires pour produire une combinaison donnée de moments articulaires » (Prilutsky, 2000). Ce processus a été largement étudié dans de nombreuses tâches fonctionnelles (Dorel et al., 2012, Eloranta, 1996), notamment par le biais de l'évolution de l'activité électromyographique (EMG) en réponse à un changement des conditions de réalisation (e.g. vitesse de mouvement, charge externe, posture). Parmi ces paramètres, il est bien établi que l'augmentation de la résistance externe peut induire une augmentation globale des moments articulaires et donc une augmentation du niveau d'activité musculaire des groupes musculaires sollicités (Disselhorst-Klug et al., 2009, Hug et Dorel, 2009). En effet, au cours de contractions dynamiques, le niveau d'activité EMG est relié à la force produite par une relation linéaire ou curvilinéaire en fonction de l'articulation considérée (Disselhorst-Klug et al., 2009, Perry et Bekey, 1981). De même, à niveau de tension constant, l'activité EMG augmente linéairement avec la vitesse de raccourcissement des fascicules (Bigland et Lippold, 1954b), soulignant l'influence de la force et de la vitesse sur l'activité musculaire.

Lors de sauts verticaux réalisés sans charge additionnelle, il a été suggéré que la puissance générée au niveau de la hanche et du genou par les muscles mono-articulaires est transférée de façon distale vers la cheville par les muscles bi-articulaires pendant toute la phase de poussée (Gregoire et al., 1984). Cette séquence d'activation musculaire a été

confirmée par Bobbert et al. (1988), qui ont montré que les fléchisseurs du genou étaient les premiers à atteindre un plateau d'activité musculaire, suivis par les extenseurs de la hanche, les extenseurs du genou et enfin les fléchisseurs plantaires, juste avant le décollage. Il semble que cette coordination musculaire est à peine modifiée lorsque les conditions d'exécution du saut changent (Rodacki et al., 2002, Van Soest et al., 1994). Par ailleurs, des travaux récents suggèrent que l'activation des muscles des membres inférieurs et du tronc augmente en fonction de la charge externe durant des squats non balistiques (Clark et al., 2012). À l'inverse, l'activité EMG moyenne des extenseurs du genou reste relativement stable durant la phase de poussée de *squat jumps* balistiques, à mesure que la charge augmente (Eloranta, 1996, Nuzzo et McBride, 2013). De manière intéressante, la charge externe peut influencer la contribution relative de chaque muscle dans la production de force, comme cela a été démontré récemment durant des contractions isométriques (Bouillard et al., 2012). Dans ce contexte, les effets d'une modification de la charge externe sur les timings d'activation et les contributions respectives de chaque muscle dans la phase de poussée d'un *squat jump* restent méconnus (Pandy et Zajac, 1991).

Ainsi, le but de cette étude était d'analyser l'effet de la charge sur les coordinations des muscles des membres inférieurs au cours de *squat jumps* balistiques. D'après les études précédemment mentionnées (Eloranta, 1996, Nuzzo et McBride, 2013, Van Soest et al., 1994), nous supposons i) qu'aucune modification du niveau d'activité musculaire (i.e. amplitude EMG moyenne) n'interviendra, et ii) que les timings d'activation (i.e. occurrence du pic d'activité EMG au cours de la phase de poussée) de chaque muscle ne seront pas influencés par la condition de charge.

V.2.3. Méthode

V.2.3.1. Participants

Sept femmes (âge : $25,1 \pm 4,4$ ans; taille: $171,0 \pm 4,8$ cm; masse corporelle: $60,7 \pm 5,0$ kg) et 13 hommes (âge : $23,9 \pm 4,8$ ans; taille: $181,4 \pm 5,9$ cm; masse corporelle: $78,3 \pm 10,0$ kg) entraînés, habitués à réaliser régulièrement des *squat jumps* ont participé à cette étude.

V.2.3.2. Design expérimental

La procédure utilisée dans cette étude était la même que lors de l'étude 1 (voir chapitre V.1). Après avoir réalisé une session de familiarisation au cours de laquelle leur 1RM était déterminée, les participants réalisaient des *squat jumps* avec une augmentation progressive de la charge externe additionnelle : 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM. La

composante verticale de la force de réaction au sol, le déplacement, la vitesse, l'accélération et la puissance étaient déterminés grâce à une plate-forme de force (voir chapitre IV.2.1). L'activité EMG de surface de 7 muscles des deux membres inférieurs était enregistrée au cours de chaque *squat jump* et normalisée par l'activité EMG maximale enregistrée au niveau des groupes musculaires de la hanche, du genou et de la cheville durant des contractions maximales isométriques réalisées sur ergomètre isocinétique Con-Trex MJ (voir chapitre IV.2.7).

V.2.3.3. *Recueil et analyse des données*

Plate-forme de force

Les forces de réaction verticales étaient enregistrées avec une plate-forme de force (PFF) et calculées selon la méthode décrite dans la section méthodologie générale (voir chapitre IV.2.1).

Le début du mouvement était fixé au moment correspondant à une augmentation de 50 N de la force verticale pendant la phase de poussée du saut. La fin de la phase de poussée (i.e. décollage) correspondait au moment où la puissance verticale atteignait zéro (voir chapitre V.1.3.3). Entre ces deux instants, l'échelle temporelle des paramètres mécaniques était normalisée en pourcentage de la durée totale de l'impulsion. Les paramètres mécaniques étaient déterminés tous les 0,1% de la phase de poussée par interpolation linéaire. Les valeurs individuelles étaient ensuite moyennées pour l'ensemble des participants pour obtenir des patterns mécaniques moyens.

Electromyographie

L'activité EMG de surface était enregistrée au cours des MVC et des *squat jumps* avec des électrodes Wi-Fi (voir chapitre IV.2.6.2) placées sur 7 muscles des deux membres inférieurs choisis d'après des études antérieures sur le *squat jump* ((Bobbert et van Ingen Schenau, 1988, Eloranta, 1996, Nuzzo et McBride, 2013) [*soleus* (SOL), *gastrocnemius lateralis* (GL), *tibialis anterior* (TA), *vastus lateralis* (VL), *rectus femoris* (RF), *semitendinosus* (ST) et *gluteus maximus* (GMax)]).

Toutes les données EMG étaient d'abord filtrées (filtre Butterworth du 3^e ordre passe haut à 10 Hz et passe bas à 400 Hz). La RMS était ensuite déterminée/calculée sur une fenêtre rectangulaire glissante de 100 ms. Les valeurs RMS obtenues durant les MVC étaient lissées avec un filtre Butterworth du 3^{ème} ordre passe-bas à 20 Hz et la valeur pic de l'enveloppe RMS EMG était sélectionnée comme valeur de référence (RMSmax). Les valeurs de RMS

obtenues au cours des *squat jumps* étaient ensuite lissées avec un filtre *anti-aliasing* avec une coupure de fréquence calculée dynamiquement selon le théorème de Shannon (filtre passe-bas initial : 20 Hz). Ensuite, l'enveloppe était normalisée par rapport à la RMSmax. Comme pour les paramètres mécaniques, l'échelle temporelle de l'EMG était normalisée en pourcentage de la durée totale de la phase de poussée par interpolation linéaire. Enfin, l'amplitude RMS était moyennée tous les 10% sur l'ensemble de la phase poussée pour chaque muscle.

V.2.3.4. Analyse statistique

Comme la distribution des données suivait une loi normale, des ANOVAs à un facteur (effet de la charge) à mesures répétées étaient réalisées pour tester un effet potentiel de la charge sur le moment (pourcentage de la durée de la phase de poussée) correspondant au pic de force, d'accélération, de vitesse et de déplacement. Des ANOVAs à trois facteurs (muscle × charge × côté) étaient réalisées pour comparer les valeurs RMS EMG des différents muscles investigués (GMax, VL, RF, GL, SOL, ST, TA), les charges externes et les deux membres inférieurs. Des ANOVAs à deux facteurs (muscle × charge) étaient réalisées sur les valeurs de pic RMS EMG et leur moment d'occurrence. Des ANOVAs à trois facteurs (muscle × charge × temps) étaient réalisées pour tester l'effet de la charge et du moment de la phase de poussée sur les niveaux d'activité EMG.

V.2.4. Résultats

V.2.4.1. Patterns mécaniques

L'évolution temporelle des paramètres mécaniques verticaux au cours de la phase de poussée sont présentés dans la Figure V.2.1. Bien que le pic de force augmentait significativement (de 1962 ± 397 N à 2559 ± 525 N; $P = 0,0001$), le pic de vitesse (de $2,5 \pm 0,2$ m.s⁻¹ à $1,6 \pm 0,1$ m.s⁻¹; $P = 0,0001$), le pic d'accélération ($16,2 \pm 2,0$ m.s⁻² à $6,6 \pm 1,4$ m.s⁻²; $P = 0,0001$) et le pic de puissance (3770 ± 899 W à 3491 ± 935 W; $P = 0,006$) diminuaient à mesure que la charge externe augmentait (de 0% à 60% de la 1RM). Le pattern de position du centre de masse n'était pas affecté par la charge durant la phase de poussée ($P = 0,30$). Les pics de force et d'accélération intervenaient significativement plus tard à mesure que la charge augmentait (de $54 \pm 7\%$ à $69 \pm 7\%$ de la durée de la phase de poussée; $P = 0,0001$). Les tests post-hoc montrent que l'augmentation de la force et de l'accélération n'était pas significative pour deux charges consécutives (e.g. 0% et 10% de la 1RM). Un effet de la charge était observé sur les occurrences des pics de vitesse et de puissance ($P < 0,05$). Les pics de vitesse

se produisaient significativement plus tôt pour les charges les plus lourdes ($89 \pm 3\%$ de la durée de la phase de poussée à 50% de la 1RM, $P = 0,001$; et $89 \pm 2\%$ de la durée de la phase de poussée à 60% de la 1RM, $P = 0,001$) par rapport aux charges de 0%, 10% et 20% de la 1RM ($92 \pm 1\%$, $91 \pm 1\%$ et $91 \pm 1\%$ de la durée de la phase de poussée respectivement). Le pic de puissance se produisait significativement plus tard pour les *squat jumps* effectués à 40% de la 1RM ($79 \pm 3\%$, $P = 0,020$), 50% ($78 \pm 4\%$, $P = 0,32$) et 60% ($79 \pm 5\%$, $P = 0,003$) en comparaison des charges les plus légères ($76 \pm 2\%$). La puissance mesurée à 60% de la 1RM atteignait son pic significativement plus tard que pour les charges correspondant à 10% et 20% de la 1RM ($P < 0,05$).

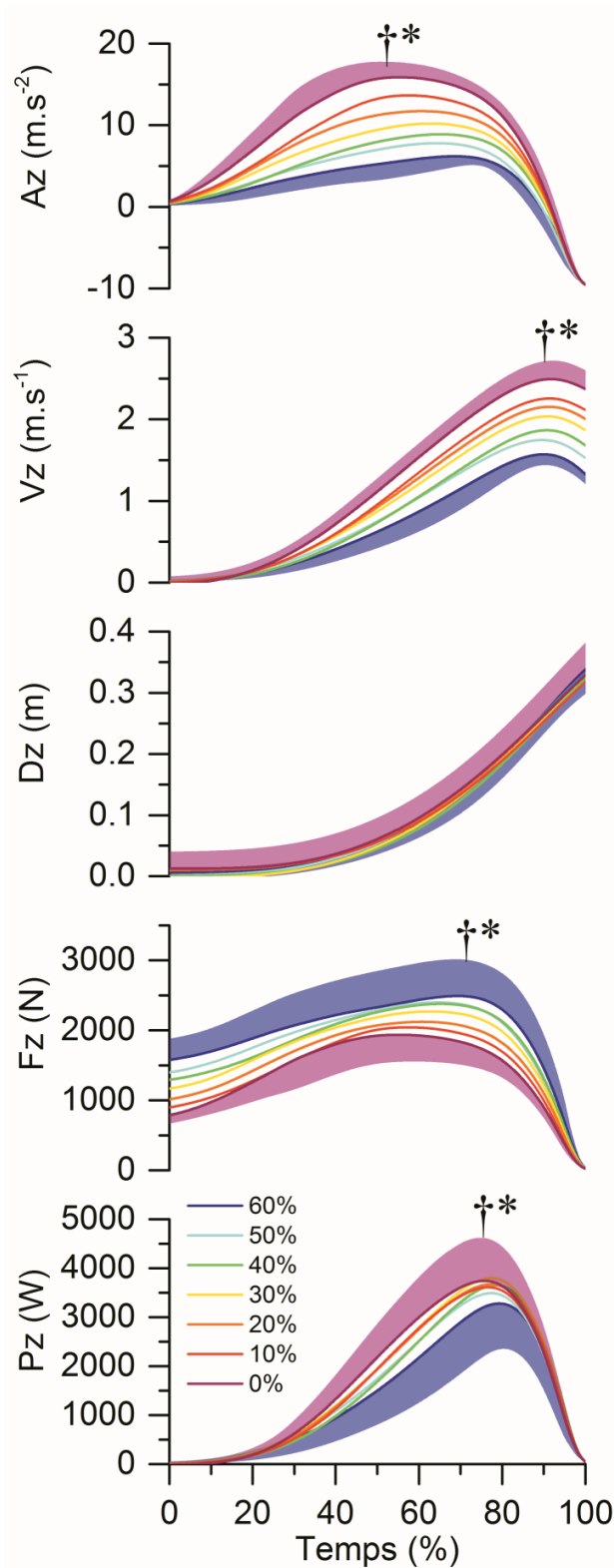


Figure V.2.1. Evolution temporelle du déplacement (Dz), de la vitesse (Vz), de l'accélération (Az), de la force (Fz) et de la puissance (Pz) verticale du centre de masse au cours de la phase de poussée d'un squat jump réalisé à 0% (rouge), 10% (orange), 20% (jaune), 30% (vert), 40% (bleu clair), 50% (bleu foncé) and 60% (violet) de la 1RM. Par souci de lisibilité de la figure, les écarts-types sont présentés pour 0% et 60% de la 1RM. † : effet significatif de la charge sur les valeurs pics ($P < 0,05$). * : effet significatif de la charge sur l'occurrence des pics ($P < 0,05$).

V.2.4.2. *Pattern EMG*

Niveau d'activité musculaire

En raison du fait qu'aucun effet « côté » n'était observé pour l'ensemble des muscles investigués, nous avons considéré la moyenne des valeurs de RMS EMG obtenues pour les membres dominants et non-dominants pour l'ensemble des analyses suivantes. L'ANOVA ne montre aucun effet significatif du muscle ($P < 0,0001$). Aucun effet significatif de la charge n'était observé pour les muscles agonistes ($P = 0,41$; Figure V.2 2). Le muscle SOL présentait le plus haut niveau d'activité EMG ($129 \pm 7\%$ de RMSmax) comparé au GL ($79 \pm 5\%$; $P < 0,001$), RF ($73 \pm 5\%$; $P < 0,001$), VL ($105 \pm 3\%$; $P < 0,001$), au GMax ($69 \pm 5\%$; $P < 0,001$), ST ($19 \pm 2\%$, $P < 0,001$) et au TA ($19 \pm 2\%$, $P < 0,001$).

L'activité musculaire maximale n'était pas affectée par la charge ($P = 0,91$). Cependant, l'activité musculaire maximale était significativement différente entre les muscles agonistes ($P < 0,001$), alors qu'aucune différence n'était observée pour les muscles antagonistes ($P = 0,37$) (Tableau V.2.1). En effet, le SOL et le VL atteignait un pic d'activité EMG plus important ($221 \pm 8\%$ et $158 \pm 5\%$ respectivement) que le GL ($132 \pm 4\%$), RF ($109 \pm 6\%$), le GMax ($123 \pm 8\%$), le ST ($23 \pm 3\%$) et le TA ($30 \pm 4\%$) ($P < 0,001$).

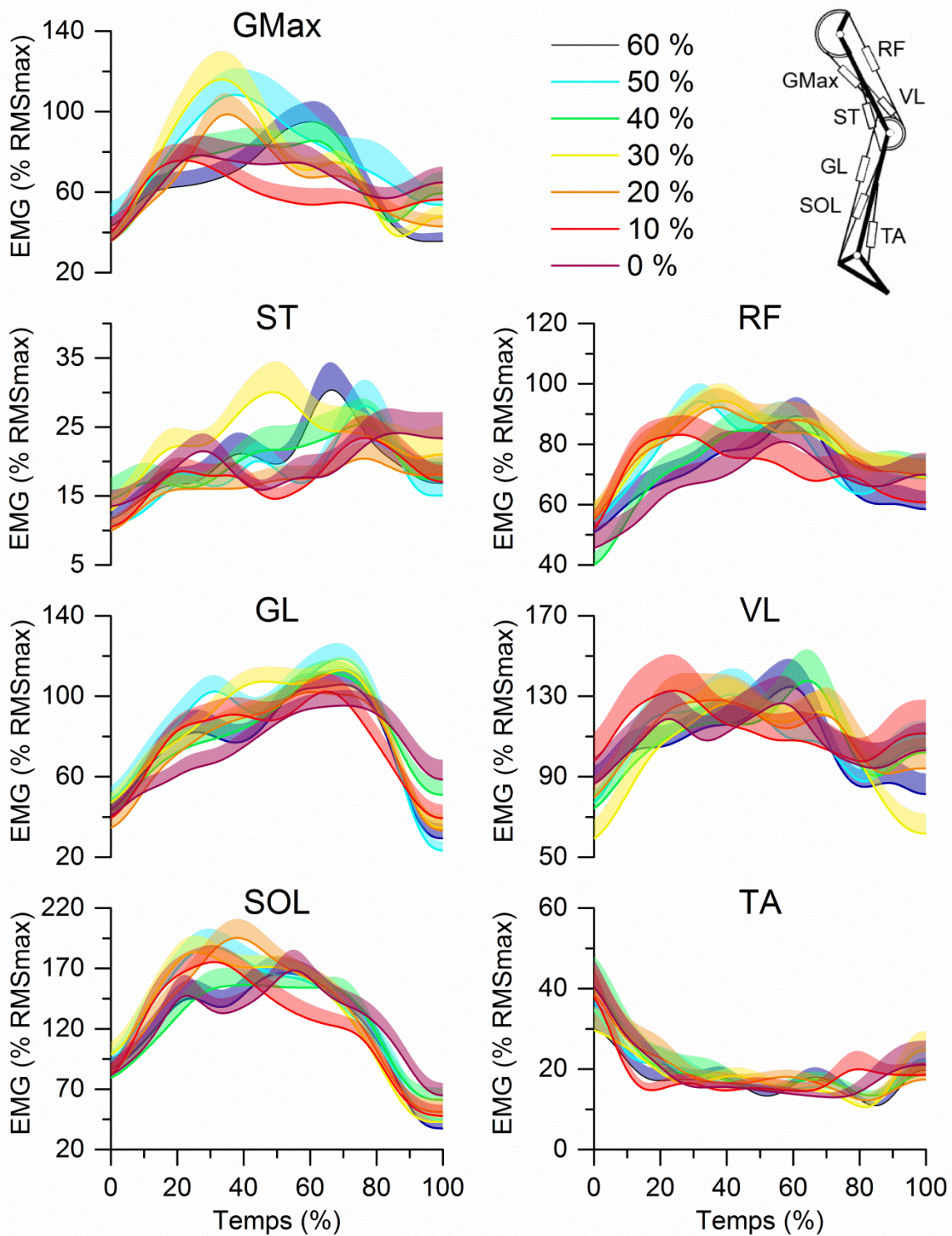


Figure V.2 2. Pattern d'activité EMG au cours de la phase de poussée d'un squat jump réalisé à 0% (rouge), 10% (orange), 20% (jaune), 30% (vert), 40% (bleu clair), 50% (bleu foncé) et 60% (noir) de 1RM. Les données sont moyennées pour les deux jambes et normalisées par la RMSmax pour le gluteus maximus (GMax), le vastus lateralis (VL), le rectus femoris (RF), le semitendinosus (ST), le gastrocnemius lateralis (GL), le soleus (SOL) et le tibialis anterior (TA).

Tableau V.2.1. Valeur et occurrence du pic d'activité EMG du tibialis anterior (TA), soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), semitendinosus (ST), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GMax) à 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM.

Charge %1RM	Pic d'activité EMG (RMS %)							Occurrence du pic d'activité EMG (% of push-off execution)							
	0	10	20	30	40	50	60	0	10	20	30	40	50	60	
Muscle															
TA a,b,c,d,e,f,j	49,5 (±27,2)	48,2 (±30,9)	45,2 (±33,4)	40,2 (±26,3)	47,2 (±37,2)	47,1 (±41,3)	38,0 (±29,4)	a,b,c, d,e,f,j	29,3 (±34,0)	38,9 (±42,8)	33,6 (±35,3)	48,0 (±39,1)	34,6 (±37,4)	44,7 (±40,4)	40,3 (±38,1)
ST a,b,c,d,e,f,i	35,7 (±15,5)	34,0 (±16,7)	31,7 (±13,4)	43,2 (±13,6)	33,8 (±18,1)	40,6 (±23,3)	36,4 (±16,9)	a,b,c, d,e,f,i	65,2 (±35,7)	63,5 (±24,8)	65,8 (±25,4)	69,8 (±21,4)	61,2 (±27,7)	63,7 (±22,4)	59,9 (±21,8)
SOL b,c,d,e,i,j	227,8 (±71,5)	226,0 (±55,8)	219,1 (±60,2)	222,6 (±51,9)	205,7 (±45,1)	228,7 (±69,0)	216,0 (±54,7)	b,d i,j	53,2 (±20,0)	36,7 (±17,0)	39,5 (±13,0)	33,8 (±12,6)	47,8 (±21,0)	40,2 (±19,7)	49,3 (±23,2)
GL a,c i,j	128,8 (±30,4)	129,4 (±34,9)	126,1 (±26,2)	133,3 (±34,5)	133,9 (±34,1)	138,0 (±38,5)	136,8 (±34,5)	a,c,e i,j	63,6 (±25,0)	46,1 (±24,9)	60,6 (±20,7)	59,2 (±17,9)	61,9 (±23,5)	62,2 (±18,1)	59,8 (±19,3)
VL a,b,d,e i,j	155,8 (±72,0)	168,0 (±86,0)	158,3 (±80,1)	154,5 (±59,3)	158,5 (±69,8)	153,3 (±76,1)	158,0 (±72,6)	b,d i,j	50,7 (±21,3)	48,9 (±28,2)	54,6 (±23,4)	50,5 (±20,9)	46,0 (±23,3)	39,6 (±18,7)	43,3 (±20,1)
RF a,c i,j	96,4 (±41,8)	113,0 (±31,2)	114,2 (±29,7)	111,9 (±20,8)	106,4 (±27,7)	114,4 (±20,5)	109,4 (±28,7)	a,c,e i,j	57,9 (±28,4)	43,9 (±32,8)	58,7 (±29,1)	49,8 (±25,1)	60,4 (±26,4)	48,9 (±27,0)	56,3 (±17,2)
GMax a,c i,j	121,6 (±61,7)	111,8 (±50,1)	120,9 (±53,1)	136,2 (±67,2)	121,4 (±55,2)	132,9 (±77,0)	118,4 (±37,4)	b,d i,j	53,0 (±30,4)	32,2 (±23,3)	43,7 (±14,6)	35,4 (±15,8)	47,4 (±23,7)	42,5 (±19,0)	50,6 (±19,4)

Les différences significatives sont désignées par : ^aSOL, ^bGL, ^cVL, ^dRF, ^eGMax, ⁱTA et ^jST ($P < 0,05$). Les résultats ne montrent aucun effet significatif de la charge.

Séquence d'activation

Nous avons observé un effet « muscle » ($P = 0,02$) sur l'occurrence des pics d'activité EMG. Par exemple, le pic d'activité EMG du SOL se produisait significativement plus tôt ($P < 0,05$) que pour le muscle GL (intervenant respectivement à $43 \pm 7\%$ vs. $59 \pm 6\%$ de la durée de la phase de poussée).

Les ANOVAs à trois facteurs ne montrent aucun effet de la charge sur les activités musculaires ($P = 0,67$). Pour tous les muscles, exceptés le TA et le ST, le niveau d'activité EMG dans la phase d'initiation de la poussée, correspondant au premier intervalle de temps, était significativement plus bas ($P < 0,05$) par rapport aux intervalles de temps au cours desquels le niveau d'activité était maximal (Figure V.2.3). Les activités EMG du SOL, du GL, du VL et du GMax enregistrées juste avant le décollage (i.e. de 70% à 100% de la phase de poussée), étaient significativement plus faibles que dans l'intervalle de temps au cours duquel le niveau d'activité était maximal. Un effet d'interaction muscle \times temps ($P < 0,001$) était observé pour les muscles agonistes. L'activité du muscle SOL était significativement plus importante que l'amplitude EMG obtenue sur l'ensemble des autres muscles investigués ($P < 0,05$) de 0% à 80% de la phase de poussée (Tableau V.2.2), à l'exception du VL au début du geste (i.e. 0-10% de la phase de poussée).

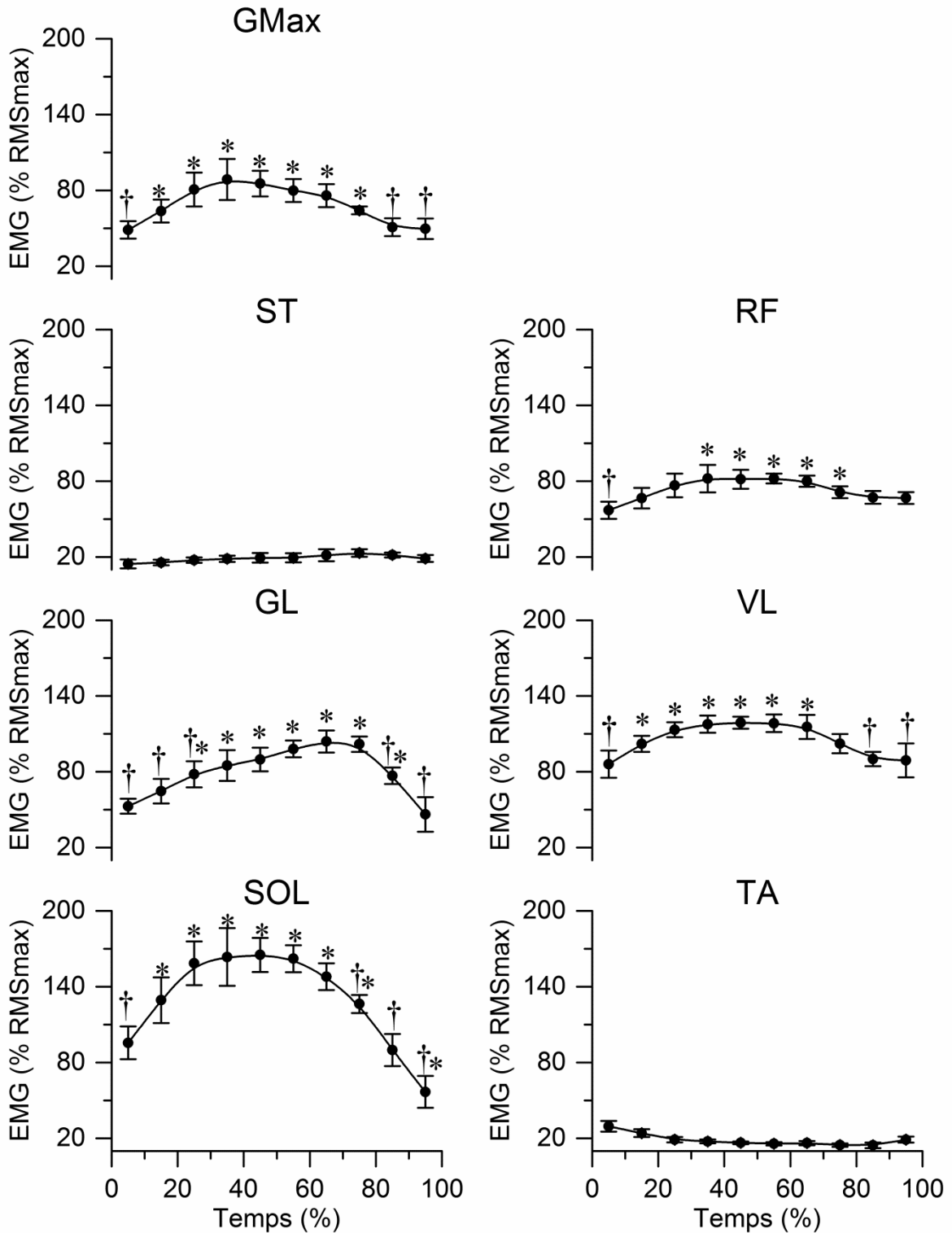


Figure V.2.3. Activité EMG (toutes charges confondues) normalisée par la RMSmax, moyennée tous les 10% de la durée totale de la phase de poussée pour les muscles Gmax, VL, RF, GL et SOL. † : différence significative avec l'intervalle correspondant à l'activité moyenne EMG la plus élevée ($P < 0,05$). * : différence significative avec le premier intervalle de temps (0-10% de la phase de poussée) ($P < 0,05$).

Tableau V.2.2. Valeur EMG RMS du soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) et gluteus maximus (GMax) aux différents intervalles de temps de la phase poussée.

	Temps (% de la phase de poussée)										
	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
TA	30,5 (±3,0) a,c,d,e	22,4 (±3,5) a,b,c,d,e	19,0 (±2,1) a,b,c,d,e	17,6 (±1,6) a,b,c,d,e	16,6 (±1,1) a,b,c,d,e	15,8 (±1,3) a,b,c,d,e	16,2 (±1,8) a,b,c,d,e	15,0 (±1,5) a,b,c,d,e	14,6 (±2,3) a,b,c,d,e	19,1 (±2,3) a,b,c,d,e	
ST	13,2 (±1,2) a,b,c,d,e	16,3 (±1,4) a,b,c,d,e	17,8 (±2,0) a,b,c,d,e	18,6 (±2,5) a,b,c,d,e	19,1 (±4,1) a,b,c,d,e	19,4 (±3,7) a,b,c,d,e	22,1 (±4,0) a,b,c,d,e	24,0 (±2,6) a,b,c,d,e	21,4 (±1,5) a,b,c,d,e	18,2 (±2,1) a,b,c,d,e	
SOL	100,0 (±8,9) b,d,e,f,g	136,4 (±16,1) b,d,e,f,g	160,8 (±17,5) b,d,e,f,g	162,9 (±22,7) b,d,e,f,g	161,9 (±16,1) b,d,e,f,g	159,8 (±16,5) b,d,e,f,g	146,9 (±13,4) b,d,e,f,g	124,7 (±10,4) b,d,e,f,g	85,1 (±12,3) e,f,g	53,6 (±10,9) c,f,g	
GL	50,6 (±4,0) a,c,g	68,2 (±6,3) a,c,f,g	79,7 (±10,1) a,c,f,g	85,4 (±12,2) a,c,f,g	89,8 (±9,3) a,c,f,g	98,8 (±5,6) a,c,f,g	105,2 (±7,4) a,c,e,f,g	99,8 (±8,2) a,e,f,g	73,2 (±6,9) f,g	43,4 (±11,9) c,f,g	
VL	86,0 (±10,8) b,d,e,f,g	104,7 (±8,9) b,d,e,f,g	114,0 (±7,0) a,b,d,e,f,g	116,5 (±6,2) b,d,e,f,g	118,2 (±5,5) b,d,e,f,g	117,4 (±8,5) b,d,e,f,g	115,1 (±10,1) b,d,e,f,g	101,8 (±7,8) d,e,f,g	89,7 (±4,9) d,e,f,g	89,1 (±13,5) a,b,d,e,f,g	
RF	56,3 (±6,1) a,c,f,g	69,1 (±8,4) a,c,f,g	77,5 (±9,7) a,c,f,g	81,6 (±10,8) a,c,f,g	81,1 (±7,6) a,c,f,g	81,9 (±4,2) a,c,f,g	79,3 (±5,4) a,c,f,g	71,3 (±4,7) a,c,f,g	66,3 (4,7±) c,f,g	66,1 (±5,3) c,f,g	
GMax	46,9 (±3,7) a,c,f,g	66,6 (±6,3) a,c,f,g	81,7 (±12,6) a,c,f,g	88,1 (±16,7) a,c,f,g	84,3 (±12,1) a,c,f,g	79,4 (±10,1) a,c,f,g	75,7 (±9,4) a,b,c,f,g	63,6 (±4,4) a,b,c,f,g	50,4 (±6,8) a,c,f,g	50,4 ^c (±8,5) c,f,g	

Les différences significatives entre les muscles sont notées de la manière suivante : ^a SOL, ^b GL, ^c VL, ^d RF, ^e GMax, ^f TA et ^g ST ($P < 0,05$).

V.2.5. Discussion

A notre connaissance, cette étude est la première à s'intéresser à l'effet de la charge sur les coordinations musculaires associées aux variables mécaniques au cours de la phase de poussée d'un *squat jump* balistique. Nos résultats principaux montrent que malgré les modifications des paramètres mécaniques engendrées par l'augmentation de la charge, aucun changement des niveaux d'activité ou des patterns d'activation n'est observé.

Comme attendu, d'un point de vue mécanique (Cormie et al., 2007), l'augmentation de la charge externe provoque une augmentation de la force, accompagnée d'une diminution de la vitesse, de l'accélération et de la puissance. Les patterns mécaniques observés dans ce contexte expérimental sont comparables à ceux précédemment reportés durant des *squat jumps* réalisés à poids de corps (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988, Pazin et al., 2013) ou chargés (Giroux et al., 2014) (voir étude 1, chapitre V.1). Cependant les études investiguant les effets de la charge sur l'évolution temporelle des variables cinétiques et cinématiques sont rares ou ne considèrent qu'une gamme limitée de conditions de charges (Eloranta, 1996, Nuzzo et McBride, 2013). Le fait que les plus hauts niveaux de puissance étaient produits à poids de corps est en accord avec des études récentes qui suggèrent que les programmes d'entraînement utilisant le *squat jump* devraient être réalisés sans charge ou avec des charges légères (Markovic et Jaric, 2007, Pazin et al., 2013). Pour les charges les plus élevées (i.e. 60% de la 1RM), le pic de force et le pic d'accélération interviennent significativement plus tard dans la phase de poussée par rapport aux charges légères (i.e. 0% de la 1RM) (Figure V.2.1). Ces changements cinématiques retardent légèrement l'occurrence du pic de vitesse. La vitesse maximale étant l'un des déterminants principaux de la performance en saut (Ackland et al., 2009), nous pourrions nous demander si cette organisation mécanique de la poussée est i) le résultat d'un ajustement de l'activité neuromusculaire avec la charge additionnelle ou ii) une conséquence mécanique d'une stabilité de la coordination des muscles des membres inférieurs activés pour produire une performance maximale.

L'activité de chaque muscle n'a pas montré de modification significative des timings d'activation ou des niveaux d'activité EMG en réponse à l'augmentation de la charge externe (Figure V.2 2). Ces résultats sont en accord avec des résultats précédents obtenus en *squat jump* ((Eloranta, 1996, Nuzzo et McBride, 2013). Par exemple, Nuzzo et al. (2013) n'ont observé aucune différence significative entre les activités musculaires du VL, du VM (*vastus medialis*) et du BF au cours de la phase concentrique d'un *squat jump* chargé. Le fait que ces coordinations musculaires soient indépendantes du niveau de charge n'était pas évident a

priori. D'abord, dans un exercice de *squat*, l'intensité imposée peut influencer le niveau d'activité musculaire (Clark et al., 2012). En condition balistique, la charge n'est pas décélérée à la fin de la phase concentrique. Le système (i.e. la masse corporelle plus la charge externe) est ainsi accéléré sur l'ensemble de l'amplitude du mouvement, résultant en une vitesse, une force produite et un niveau d'activité musculaire plus élevés qu'en squat non balistique (voir chapitre III.1.3) (Frost et al., 2010). Cette augmentation de la vitesse moyenne de mouvement peut ainsi compenser la réduction de la charge externe et permettre au sujet d'activer de manière maximale le système neuromusculaire dans chaque condition de charge. Ensuite, dans des exercices pluri-articulaires, le système nerveux dispose de nombreuses façons d'accomplir une tâche motrice donnée (Bernstein, 1967, Hug et al., 2004). De plus, il a été récemment démontré que la charge pouvait être différemment répartie entre les muscles agonistes impliqués dans la tâche, à mesure que la charge externe augmente (Bouillard et al., 2012). En d'autres termes, la contribution relative de chaque muscle synergiste à la production de force change en fonction de la charge imposée. Enfin, la dépendance de l'EMG vis-à-vis de la force (Disselhorst-Klug et al., 2009, Perry et Bekey, 1981) et de la vitesse (Bigland et Lippold, 1954b) renforce également le fait que la contribution individuelle de chaque muscle au mouvement vertical, aurait pu montrer des niveaux d'activité et des séquences d'activation différente en fonction de la charge externe imposée. Une explication alternative de ces résultats pourrait être liée à la contribution des tissus tendineux à la production de puissance qui peuvent varier selon la vitesse angulaire (Kurokawa et al., 2001). En effet, l'énergie élastique stockée et libérée par les structures élastiques permet à l'unité muscle-tendon de générer une puissance plus importante à une vitesse angulaire élevée, particulièrement au cours de la dernière phase de la poussée (voir chapitre III.2.2) (Kurokawa et al., 2001).

Nous avons observé que le VL et particulièrement le SOL atteignaient de plus hauts niveaux d'activité par rapport aux autres muscles agonistes étudiés (i.e. GL, RF, GMax). Ces différences peuvent être liées au rôle spécifique de chaque muscle. Tous les muscles extenseurs de la chaîne produisent les plus hauts niveaux de couple de force et de vitesse angulaire au niveau de chaque articulation pour projeter verticalement le centre de masse le plus haut possible (Bobbert et van Soest, 2001). Pour leur part, les muscles bi-articulaires (GL, RF, GMax) contribuent également à la décélération à la fin de l'extension de la jambe afin de protéger les structures passives d'une tension excessive (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988). Ces fonctions complexes nuancent les niveaux d'activité EMG observés pour

le GL, RF et GMax en comparaison des muscles mono-articulaires comme le SOL et le VL, qui contribuent principalement à la propulsion.

Nos résultats montrent que le GMax était le premier à atteindre son niveau d'activité maximal (35% de la phase de poussée), suivi par le VL et le SOL (45%), puis le RF (55%) et enfin le GL (65%). Cette séquence diffère légèrement de celle décrite par Bobbert et al. (1988) au cours d'un saut avec contre mouvement. Les extenseurs de la hanche étaient les premiers à atteindre leur activité maximale, suivis des extenseurs du genou puis des fléchisseurs plantaires. Ces différences peuvent provenir du cycle étirement-détente présent lors du saut en contre mouvement (Komi, 2000). Il a en effet été démontré que l'activité EMG d'un muscle en contraction excentrique est plus faible que lors d'une contraction concentrique (Guilhem et al., 2010, Komi et al., 2000). Lors du *squat jump*, les contractions isométriques qui maintiennent l'articulation de la cheville et du genou dans la position de départ peuvent augmenter le niveau de pré-activation du SOL par rapport aux contractions excentriques impliquées durant le freinage à la fin de l'abaissement du corps lors du contre mouvement. Le pic d'activité du GL était le dernier à intervenir, ce qui est en accord avec les résultats de Bobbert et al. (1988). Ceci confirme la contribution importante des fléchisseurs plantaires durant la dernière phase propulsive du *squat jump* (Pandy et Zajac, 1991). De plus, cette séquence d'activation confirme le principe selon lequel les puissances générées sont transmises de manière proximo-distale, c'est à dire des articulations de la hanche et du genou vers l'articulation de la cheville, grâce aux muscles bi-articulaires lors d'un *squat jump* balistique (Gregoire et al., 1984). Une telle coordination musculaire permet aux muscles mono-articulaires de la hanche et du genou d'être activés jusqu'au moment du décollage, tout en protégeant les articulations de tensions excessives (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988). Nos résultats suggèrent que cette séquence d'activation est systématiquement utilisée pour optimiser la production de puissance tout au long de la phase de poussée et ce, quelque soit la charge additionnelle imposée aux membres inférieurs.

Bien que cette étude fournisse une analyse détaillée des patterns mécaniques et de l'activité musculaire des membres inférieurs durant un *squat jump*, certaines limites méritent d'être mentionnées. Il a été montré que la force et la posture du tronc sont déterminantes dans la performance en saut (Hibbs et al., 2008), car elles peuvent affecter le timing d'activation du muscle RF au cours d'un saut vertical (Bobbert et al., 2013). De plus, il a été suggéré que le choix d'une posture initiale préférentielle, comme c'est le cas dans cette étude, permettait d'avoir une configuration corporelle quasi-optimale pour maximiser la hauteur de saut (Bobbert et al., 2013). Dans ce contexte, étudier les effets de la charge externe sur l'activité

musculaire du tronc permettrait de compléter nos résultats. Par ailleurs, nous avons utilisé une barre libre pour imposer les charges les plus légères. L'exécution du mouvement peut être différente dans les deux conditions (barre libre vs. barre guidée), en raison i) d'une variation de la posture du tronc entre les essais et ii) des oscillations dans le plan frontal avec la barre libre. Ainsi, nous pourrions supposer que l'exécution très contrainte (pas de contre-mouvement) du *squat jump* contribue à limiter l'effet de l'utilisation ou non du guide sur les patterns de mouvement, particulièrement pour les charges légères (Eloranta, 1996), comme ce fut le cas dans cette étude. Il est important de rappeler que les forces de frottement provenant de la barre guidée ont été quantifiées dans l'étude précédente (étude 1, chapitre V.1) et montrent un impact négligeable sur les paramètres mécaniques (Giroux et al., 2014). De plus, comme la charge était limitée à 60% de la 1RM pour permettre la projection de la masse totale, la composante de la force maximale (i.e. 80 à 100% de la 1RM) de la relation force-vitesse nécessite des études complémentaires pour déterminer de quelle manière les paramètres mécaniques et les coordinations musculaires sont affectés dans des conditions de charge maximale.

L'absence de modification des coordinations musculaires dans différentes conditions de charge pourrait refléter une sollicitation similaire du système nerveux avec les charges lourdes et légères, dans des conditions d'engagement maximal. Ainsi, les applications pratiques qui émergent de ces résultats pourraient avoir un impact sur les consignes données lors des séances d'entraînement utilisant des *squat jumps* balistiques. L'intention de réaliser le mouvement de la manière la plus explosive possible est un des paramètres essentiels qui conditionnent l'efficacité des entraînements en puissance (Behm et Sale, 1993a). De plus, l'analyse des effets d'entraînements balistiques, réalisés avec charges légères ou charges lourdes, sur les gains de force et les adaptations neuromusculaires associées, pourrait apporter un nouvel éclairage sur la conception et la calibration du renforcement musculaire.

En conclusion, cette étude montre que les modifications cinétiques et cinématiques du mouvement engendrées par l'augmentation de la charge en *squat jump* ne proviennent pas d'une réorganisation des coordinations neuromusculaires sous-jacentes. En effet, nous n'avons observé aucune évolution du niveau d'activité musculaire ou des timings d'activation en réponse à une augmentation de la charge externe. D'autres études sont nécessaires pour confirmer que le système neuromusculaire est activé de manière similaire dans les mouvements balistiques quelle que soit la charge imposée.

V.3. ETUDE 3 : Impact de la pratique sportive élite sur les profils force-puissance-vitesse

Publications Associées à ce chapitre :

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile? *Eur J App Physiol*. Soumis.

[Annexes 5]

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. (2014) Optimal force-velocity profils in elite athletes. *XVI Congress of the European College of Sport Science*, Juillet, Amsterdam (Netherlands).

[Annexes 6]

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2014) Athletic profil and biomechanical determinants of elite fencers: what implications for muscle training? *Entretiens de l'INSEP – Enhancing muscle capacities: strength, power, velocity*, Mai, Paris (France).

[Annexes 7]

V.3.1. Résumé / Summary

But : La performance musculaire dans les mouvements humains est hautement reliée aux caractéristiques de la relation force-vitesse. Bien que les athlètes élités puissent représenter les limites vivantes des capacités musculaires dans les sports à dominante explosive, il n'est toujours pas prouvé que l'équilibre entre leurs capacités de production de force est de vitesse constitue un profil optimal. Dans cette étude, nous avons tenté de déterminer l'effet du vécu de sportif élite sur la relation force-vitesse en *squat jump*, et nous avons évalué le niveau d'optimisation de ces profils. Méthode : Une population de 100 athlètes élités (cyclistes, escrimeurs, taekwondoïstes, athlètes) et 15 participants contrôles ont réalisé des *squats jump* dans sept conditions de charge (de 0 à 60% de la charge maximale externe qu'ils sont capables de soulever). Résultats : La puissance maximale théorique (P_{max}), la force maximale théorique (F_0) et la vitesse maximale théorique (v_0) étaient déterminées à partir des relations force-vitesse individuelles. Les profils optimaux étaient déterminés en calculant la force optimale théorique (F_{0th}) et la vitesse optimale théorique (v_{0th}) à partir de procédures mathématiques récemment développées. Les sprinteurs en course à pied et les cyclistes produisaient une force plus importante que les autres athlètes ($P < 0.05$). F_0 était significativement moins important que F_{0th} , et v_0 était significativement plus important que v_{0th} pour les escrimeuses et les escrimeurs, les participantes contrôles, les sprinteurs en course à pied et les taekwondoïstes masculins ($P < 0.05$). Conclusion : La pratique chronique d'une activité mène à des profils force-vitesse différemment équilibrés. De plus, les différences entre les profils force-vitesse mesurés et optimaux observés chez les escrimeurs et les escrimeuses, les sprinteurs en course à pied et les taekwondoïstes masculins soulèvent de potentielles sources d'amélioration des performances chez les athlètes élités.

Mots clefs : puissance maximale, capacités musculaire, optimisation, méthode simple, performance

Purpose: Muscle performance during human movements is highly related to the characteristics of the force-velocity relationship. While elite athletes can be considered as the living limits of muscle capacities in power-oriented sports, it is still unclear whether the balance between their force and velocity-generating capacities constitutes an optimal profile. In this study, we aimed at determining the effect of elite sport background on the force-velocity relationship in squat-jump, and evaluating the level of optimization of these profiles. Method: A cohort of 100 elite athletes in cycling, fencing, taekwondo, athletics and 15 control participants performed squat jumps in seven loading conditions (range: 0-60% of the maximal external load they were able to lift). Results: Theoretical maximal power (P_{max}), force (F_0) and velocity (v_0) were determined from the individual force-velocity relationships. Optimal profiles were assessed by calculating the optimal force (F_{0th}) and velocity (v_{0th}) based on recently developed mathematical procedures. Athletic sprinters and cyclists produced greater force than the other athletes ($P < 0.05$). F_0 was significantly lower than F_{0th} , and, v_0 was significantly higher than v_{0th} for female fencers and control participants, and for male athletes, fencers and taekwondo practitioners ($P < 0.05$). Conclusion: It was concluded that chronic practice of an activity leads to differently balanced F-V profiles. Moreover, differences between measured and optimal force-velocity profiles were observed in male and female fencers and in male athletic sprinters and taekwondo practitioners, raising potential sources of performance improvement in elite athletes.

Key words: maximal power, muscle capacities, optimization, simple method, sport performance

V.3.2. Introduction

Les tâches de la vie courante requièrent une production par les muscles d'une certaine quantité de puissance pour accélérer le centre de masse du corps ou d'un membre. Dans le contexte de la performance sportive, la capacité à produire de haut niveau de puissance est ce qui sépare les athlètes élités des très bons athlètes. Cela a été démontré dans divers sports explosifs comme le sprint (Morin et al., 2012, Rabita et al., 2014), l'escrime (Guilhem et al., 2014), ou encore des techniques de coups de pied utilisés en sports de combat (Markovic et al., 2005). L'évaluation des capacités de puissance peut ainsi permettre d'explorer certains aspects des limites de la fonction neuromusculaire. La capacité de production de puissance est déduite des relations force-vitesse (F-V) et puissance-vitesse (P-V) (Dorel et al., 2010, Morin et al., 2012, Rabita et al., 2014, Vandewalle et al., 1987a). Bien que la puissance produite par un muscle dépend de la relation hyperbolique classique entre la production de force et la vitesse de raccourcissement du muscle (Hill, 1938), la dynamique segmentaire annule progressivement la force produite par le muscle à mesure que la vitesse augmente. Cela conduit à une relation linéaire entre la force externe et la vitesse de mouvement au niveau pluri-articulaire (Bobbert, 2012, Cormie et al., 2011a). Classiquement, les paramètres théoriques maximaux suivants sont déduits de ces relations: i) la force maximale à vitesse nulle (F_0); ii) la vitesse maximale calculée par extrapolation pour une force nulle (v_0) et, iii) la puissance maximale (P_{max}) que le segment considéré ou groupe de segment peut produire (Samozino et al., 2012, Vandewalle et al., 1987a) (voir cadre théorique III.1.2). Ainsi, l'évaluation des relations F-V et P-V permettent d'évaluer les limites mécaniques, morphologiques et neuromusculaires d'un athlète (Cormie et al., 2011a, Rabita et al., 2014, Samozino et al., 2012).

Les capacités musculaires sont aussi souvent corrélées à la performance *in situ* (Cronin et Sleivert, 2005, Dorel et al., 2005, Guilhem et al., 2014). En effet, la vitesse en escrime ou taekwondo (Guilhem et al., 2014, Markovic et al., 2005) ou la force en sprint en course à pied (Morin et al., 2012, Rabita et al., 2014, Weyand et al., 2000) ont été rapporté comme les facteurs déterminants de l'efficacité technique dans différents sports. De plus, les capacités de puissance des athlètes sont influencées par leur niveau d'entraînement et la pratique chronique de leur activité à haut niveau (Enoka, 1997). D'une part, puisque les charges d'entraînement sont quasiment maximales chez ces sportifs très entraînés (Cormie et al., 2011a), nous pouvons supposer qu'ils présentent un faible potentiel d'augmentation de leurs capacités de production de puissance (source quantitative d'amélioration). D'autre part, construire des

programmes d'entraînement visant à optimiser l'équilibre entre les différentes capacités de force, de vitesse et de puissance du muscle peut constituer une alternative pour améliorer les performances de ces athlètes (source qualitative d'amélioration).

D'après la relation F-V, la production de puissance peut être augmentée soit en améliorant les capacités de l'athlète à développer de hauts niveaux de force sur une même période de temps ou en développant un même niveau de force sur une période plus courte (i.e. vitesse plus importante) (Newton et Kraemer, 1994). Le moyen le plus efficace pour améliorer les qualités de production de puissance est toujours débattu dans la littérature et l'une des questions persistante pourrait être résumée ainsi : l'entraînement en puissance doit-il favoriser la composante de force ou de vitesse ? (Cormie et al., 2011b, Cronin et Sleivert, 2005, Frost et al., 2010, Samozino et al., 2012). Récemment, une approche théorique a proposé d'évaluer, pour une même capacité de puissance, l'équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse pour maximiser les performances (Samozino et al., 2012). La comparaison entre les relations F-V mesurées et ces relations optimales théoriques pourrait aider à déterminer quelle composante (i.e. force ou vitesse) doit être développée pour améliorer les capacités de production de puissance. De plus, il serait intéressant de déterminer si cet équilibre entre les composantes de force et de vitesse est optimisé chez des athlètes élités qui sont déjà capables de produire de hauts niveaux de puissance.

Dans cette étude, nous avons eu l'opportunité de tester une cohorte représentative de sportives et sportifs élités incluant des athlètes de niveau international en cyclisme, escrime, taekwondo, athlétisme. Ce mouvement balistique (i.e., projection de la masse déplacée dans les aires) est l'une des procédures les plus courantes pour évaluer et entraîner la performance des athlètes. Ce protocole expérimental nous permettrait de vérifier si l'équilibre entre les composantes de force et de vitesse est optimisé chez les athlètes élités. D'un point de vue pratique, cette étude fournira des perspectives pour améliorer qualitativement les programmes d'entraînement pour ces athlètes très entraînés.

Ainsi les buts de cette étude étaient : de déterminer l'effet du vécu sportif sur les profils force-vitesse et puissance-vitesse d'athlètes élités en *squat jumps* chargés, et évaluer le niveau d'optimisation de ces profils. Nous supposons que le vécu sportif affectera les profils force-puissance-vitesse et que les athlètes élités présenteront un profil F-V optimisé.

V.3.3. Méthode

V.3.3.1. Participants

Une cohorte de sportifs élités (38 femmes, 57 hommes) en cyclisme (piste et BMX), escrime (fleuretistes), taekwondo et athlétisme (sprint), dont certains médaillés Olympiques et/ou aux championnats du Monde et/ou d'Europe ainsi qu'un groupe contrôle de 15 participants sportif occasionnels (7 femmes, 8 hommes) ont participé à cette étude. Le détail des caractéristiques anthropométriques de ces participants est présenté dans le Tableau V.3.1.

Tableau V.3.1. Nombre d'athlètes par activité, caractéristiques physiques (moyenne \pm ET), nombre de médailles d'or et nombre total de médailles remportées en championnats d'Europe, championnats du Monde ou Jeux Olympiques depuis 2012.

	Sexe	Nombre	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (Kg)	Médailles	
						Or	Total
Contrôle	Femmes	7	23,3 \pm 1,5	167,1 \pm 5,1	61,0 \pm 6,6		
	Hommes	8	26,9 \pm 2,7	178,0 \pm 6,4	76,3 \pm 7,8		
Escrime	Femmes	8	24,9 \pm 4,7	171,4 \pm 4,6	60,7 \pm 4,6		5
	Hommes	15	24,8 \pm 4,7	180,9 \pm 6,4	78,0 \pm 10,1	1	6
Cyclisme	Femmes	7	23,9 \pm 3,4	166,9 \pm 5,0	64,6 \pm 4,0	1	6
	Hommes	16	22,6 \pm 3,6	180,6 \pm 3,8	80,5 \pm 6,6	2	6
Taekwondo	Femmes	16	21,6 \pm 3,7	171,4 \pm 8,2	65,3 \pm 9,9	5	17
	Hommes	14	21,9 \pm 4,1	184,1 \pm 5,4	76,6 \pm 11,4		6
Athlètes sprinters	Femmes	7	24,6 \pm 4,1	171,4 \pm 4,4	62,0 \pm 6,6	2	2
	Hommes	12	25,0 \pm 4,1	183,5 \pm 4,9	75,7 \pm 9,3		2

V.3.3.2. Protocole expérimental

La procédure utilisée dans cette étude était la même que lors de l'étude 1. Après avoir réalisé une session de familiarisation où leur 1RM était déterminée, les participants réalisaient des *squat jumps* avec une augmentation progressive de la charge externe additionnelle : 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM.

V.3.3.3. *Recueil de données*

Les paramètres mécaniques moyens étaient calculés pour chaque condition de charge grâce à la méthode Samozino (méthodologie générale chapitre IV.2.2).

V.3.3.4. *Analyse des données*

Profils F-V mesurés

Une régression linéaire était réalisée entre la force et la vitesse obtenues pour les 7 conditions de charge afin de déterminer l'ordonnée à l'origine et l'abscisse à l'origine qui correspondent respectivement à la force maximale théorique (F_0) et la vitesse maximale théorique (v_0) (voir chapitre III.1.2.2). Une régression polynomiale du second degré était réalisée sur la relation puissance-vitesse pour calculer la puissance maximale (P_{max}), correspondant à la valeur maximale de la régression (Cormie et al., 2011a).

Profil F-V Optimal

La pente du profil F-V optimal $S_{Fv,op}$ était calculée selon les équations présentées dans la partie méthodologie générale (voir chapitre IV.2.5) :

L'angle correspondant à la composante de la gravité opposée au mouvement dans le sport considéré a été fixé pour chacun des groupes. Pour le groupe contrôle, α était fixé à 90° pour évaluer l'optimisation en saut vertical. En escrime, l'angle était fixé à 25° ce qui correspond à l'angle de poussée au cours de l'exécution d'une fente (Guilhem et al., 2014). En cyclisme, l'angle choisi pour investiguer la composante verticale appliquée sur la pédale (Dorel et al., 2010) était de 90° . Chez les athlètes sprinters, nous avons choisi un angle de 40° , qui correspond à l'angle de poussée lors du départ (Harland et Steele, 1997). En taekwondo, nous avons utilisé un angle de 90° pour améliorer la détente verticale utilisée pendant des techniques spécifiques de coups de pieds offensifs et défensifs (Bridge et al., 2014). Puis, la force maximale optimale théorique (F_{0th}) et la vitesse maximale optimale théorique (v_{0th}) étaient calculées à partir du profil optimal (voir méthodologie générale chapitre IV.2.5). La 2^{ème} abscisse à l'origine de la relation polynomiale P-V correspondait à v_{0th} (Figure V.3.1).

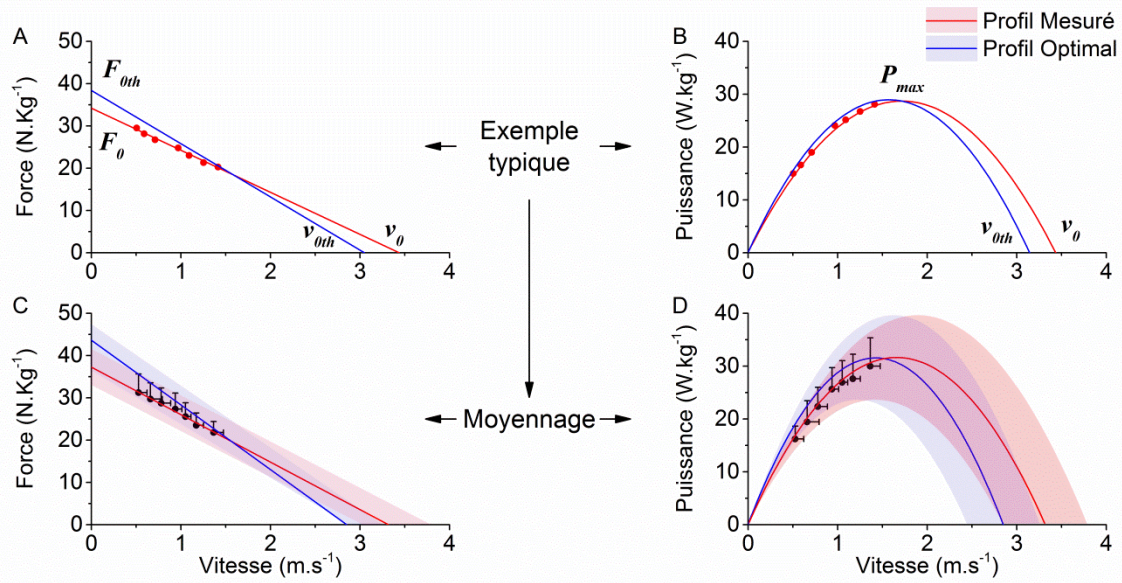


Figure V.3.1. Exemple typique des relations force-vitesse (F - V , graphique A) et puissance-vitesse (P - V , graphique B) obtenues durant des squat jumps réalisés dans 7 conditions de charge (0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% et 60% de la 1RM). L'ordonnée et l'abscisse à l'origine de la relation linéaire F - V correspondent respectivement à la force maximale théorique (F_0) et à la vitesse maximale théorique (v_0). La puissance maximale théorique (P_{max}) correspond au pic de la régression polynomiale P - V . La force (F_{0th}) et la vitesse (v_{0th}) maximales optimales théoriques étaient calculées selon les équations 3 et 4. Les profils F - V (graphique C) et P - V (graphique D) mesurés et optimisés étaient moyennés pour chaque sport. Les valeurs positives de l'écart type (ET en x et en y) sont présentés pour chaque niveau de charge.

Le niveau d'optimisation du profil était déterminé à partir du déséquilibre F - V (F_{VIMB} en %) selon l'équation suivante :

$$F_{IMB} = 100 \left| 1 - \frac{S_{FV}m}{S_{FV}op} \right| \quad (1)$$

Où $S_{FV}m$ et $S_{FV}op$ sont respectivement la pente du profil mesuré et du profil optimal.

Nous avons calculé pour chaque participant, la hauteur maximale hypothétique d'un squat jump non chargé, pour un profil F - V optimal (h_{max} , en m):

$$h_{max} = \frac{h_{PO}^2}{2g} \left(\sqrt{\frac{S_{FV}op^2}{4} + \frac{2}{h_{PO}} (2\sqrt{-P_m S_{FV}op} - g) + \frac{S_{FV}op}{2}} \right)^2 \quad (2)$$

Le model théorique prédisant l'évolution de la performance selon le niveau d'optimisation est aussi calculé à partir de l'équation précédente. h_{PO} et P_{mzx} était fixé à la

valeur moyenne des hommes et des femmes séparément. Pour chaque groupe h_{max} était calculé sur 490 valeurs de S_{FvOp} entre -1 et -50.

V.3.3.5. Analyse statistique

Comme toutes les données étaient normalement distribuées, une ANOVA à un facteur était réalisée pour comparer F_0 , v_0 et P_{max} entre les différents sports, pour les hommes et les femmes. Des ANOVAs à deux facteurs (sport \times profil) à mesures répétées étaient réalisées pour les femmes et les hommes, afin de déterminer les différences potentielles entre les paramètres théoriques maximaux des profils mesurés et optimaux (i.e. F_0 vs. F_{0th} ; v_0 vs. v_{0th} ; S_{Fvm} vs. S_{FvOp}).

V.3.4. Résultats

V.3.4.1. Effet de la discipline sportive pratiquée

Les Figure V.3.3 et Figure V.3.4 représentent respectivement les profils F-V et P-V. L'ANOVA à un facteur montrait un effet significatif du sport aussi bien chez les hommes que chez les femmes sur la pente du profil mesuré profile (S_{Fvm}) ($P < 0.001$ pour les femmes et $P = 0.008$ pour les hommes). Les tests post-hoc ont révélé que les femmes cyclistes présentaient une pente plus importante ($S_{Fvm} = -15,6 \pm 3,6$) que les escrimeuses ($S_{Fvm} = -9,8 \pm 1,6$), les taekwonodistes ($S_{Fvm} = -12,4 \pm 3,0$) et les participantes contrôles ($S_{Fvm} = -10,3 \pm 1,8$). Les sprinteuses en course à pied présentaient des pentes plus importantes ($S_{Fvm} = -13,7 \pm 1,7$) que les participantes contrôles. Les cyclistes hommes, présentaient des pentes plus importantes que les taekwondoïstes ($S_{Fvm} = -13,1 \pm 2,8$ vs. $-9,4 \pm 2,0$). L'ANOVA à un facteur montrait un effet significatif du sport pour les femmes et les hommes sur F_0 ($P < 0,001$). Les tests post-hoc révélaient que les sprinteurs et cyclistes hommes et femmes développaient une force plus importante que les escrimeurs (+17-23%, $P < 0.05$), les taekwondoïstes (+17-20%, $P < 0.05$), les participants contrôles (+20-27%, $P < 0.05$) (Tableau V.3.2). Les sprinteurs présentaient des valeurs de P_{max} les plus hautes ($P_{max} = 29.4 \pm 4.9 \text{ W.kg}^{-1}$) comparé aux autres groupes d'athlètes ($P_{max} < 25.8 \text{ W.kg}^{-1}$; $P < 0.05$), alors que les P_{max} des sprinteuses ($24.0 \pm 4.2 \text{ W.kg}^{-1}$) étaient seulement significativement plus importantes que celles des taekwondoïstes femmes ($P_{max} = 18.6 \pm 3.0 \text{ W.kg}^{-1}$; $P = 0.04$) et des participantes contrôles ($P_{max} = 17.3 \pm 3.7 \text{ W.kg}^{-1}$; $P = 0.008$). La vitesse maximale, n'était pas significativement différente entre les sports pour les femmes ($P = 0.19$). Pour les hommes, le groupe contrôle présentait les valeurs de v_0 les

plus faibles ($v_0 = 2.6 \pm 0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) en comparaison avec les taekwondoïstes ($v_0 = 3.3 \pm 0.5 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; $P = 0.04$) (Figure V.3.2).

V.3.4.2. Niveau d'optimisation du profil

Les profils mesurés et optimaux pour les femmes et les hommes des différents sports testés sont présentés dans les Figure V.3.3 et Figure V.3.4. L'histogramme présenté en Figure V.3.2 résume également les données et le niveau d'optimisation des profils (Fv_{IMB}). Nous avons observé une différence significative entre les pentes des profils mesurés ($S_{Fv,m}$) et des profils optimaux ($S_{Fv,op}$), pour les sprinteuses ($S_{Fv,m} = -12.3 \pm 3.1$ vs. $S_{Fv,op} = -14.7 \pm 1.8$) et les sprinteurs (-11.4 ± 3.0 vs. -13.3 ± 1.8 ; $P < 0.001$) et un effet principal du sport ($P < 0.001$). Le niveau d'optimisation (Fv_{IMB}) était compris entre $\pm 2\%$ pour les sprinteuses, les cyclistes hommes, les escrimeurs et 37% pour les participantes contrôles (Figure V.3.2 et Figure V.3.3). Les ANOVAs à mesure répétées ont révélé des différences significatives entre F_0 et F_{0th} chez les femmes et les hommes ($P < 0.001$). Nous avons observé un effet principal du sport ($P < 0.001$) et un effet d'interaction sport \times profil ($P < 0.001$) pour les femmes et les hommes. Les tests post-hoc ont montré que F_0 était significativement moins important que F_{0th} pour les escrimeuses ($-11.2 \pm 9.5 \%$, $P < 0.001$), les taekwondoïstes femmes ($-12.0 \pm 10.3\%$, $P < 0.001$), les participantes contrôles ($-20.8 \pm 8.3\%$, $P < 0.001$), les taekwondoïstes hommes ($-20.2 \pm 10.7\%$, $P = 0.001$), et les participants contrôles ($-12.9 \pm 7.8\%$, $P = 0.001$). Les ANOVAs à mesure répétées ont montré pour les femmes et les hommes, des différences significatives entre v_0 and v_{0th} ($P < 0.001$), un effet principal du sport pour les hommes ($P < 0.001$) et un effet d'interaction entre le type de profil (optimal ou mesuré) et le sport ($P = 0.002$ pour les femmes et 0.004 pour les hommes). v_0 était significativement plus élevée que v_{0th} pour les taekwondoïstes femmes ($+12.1 \pm 10.2\%$, $P = 0.01$), les participantes contrôles ($+20.9 \pm 8.2 \%$, $P < 0.001$), les taekwondoïstes hommes ($+20.3 \pm 10.5\%$, $P < 0.001$) et les participants contrôles ($+12.7 \pm 8.0 \%$, $P = 0.02$) (Figure V.3.3 et Figure V.3.4). La Figure V.3.5 montre la hauteur du saut atteinte par chaque athlète à poids de corps (en % de h_{max}) selon le niveau d'optimisation du profil (en % de $S_{Fv,op}$) et les changements théoriques prédits par le modèle calculé à partir de l'équation 2, pour les groupes de femmes et d'hommes.

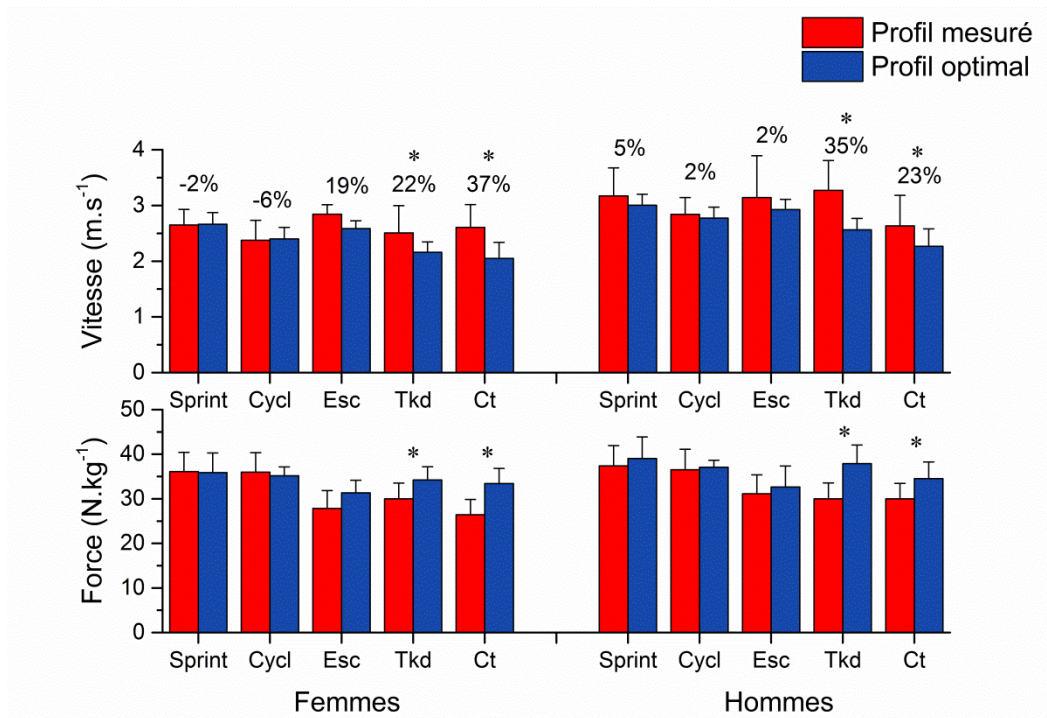


Figure V.3.2. Histogrammes présentant les différences entre les vitesses et forces maximales théoriques calculées à partir des profils mesurés et optimaux et les valeurs de $F_{V_{IMB}}$ pour les sprinters (Sprint), les cyclistes (Cycl), les escrimeurs (Esc), les taekwondoïstes (Tkd) et les participants contrôles (Ct). *, différence significative entre les paramètres théoriques maximaux (force et vitesse) des profils mesurés et optimaux ($P < 0,05$).

Tableau V.3.2. Force (F_0), vitesse (v_0), puissance (P_{max}) maximales théoriques et force (F_{0th}) et vitesse (v_{0th}) maximales optimales théoriques pour les athlètes femmes (F) et hommes (H) des différentes activités sportives. Les symboles suivants indiquent une différence significative avec les ^{*Ct}, participants contrôles; ^{*C}, cyclistes; ^{*E}, escrimeur(euse)s; ^{*Tkd}, taekwondoïstes; ^{*S}, sprinters $P < 0,05$.

	v_0 (m.s ⁻¹)		F_0 (N.kg ⁻¹)		P_{max} (W.kg ⁻¹)		v_{0th} (m.s ⁻¹)		F_{0th} (N.kg ⁻¹)	
	F	H	F	H	F	H	F	H	F	H
Contrôle	2.61 ±0.41	2.63 ±0.55	26.4 ±4.1	30 ±3.5	17.3 ±3.7	19.8 ±4.3	2.0 ±0.3	2.3 ±0.3	33.4 ±3.4	34.5 ±3.7
		^{*T}	^{*C, *S}	^{*C, *S}	^{*S}	^{*C, *F, *S, *T}				
Cyclisme	2.37 ±0.36	2.84 ±0.30	36 ±4.4	36.5 ±4.8	21.2 ±2.8	25.7 ±2.7	2.4 ±0.2	2.8 ±0.2	35.2 ±4.4	37.1 ±1.6
			^{*Ct, *F, *T}	^{*Ct, *F, *T}		^{*S, *Ct}				
Escrime	2.84 ±0.17	3.14 ±0.75	27.8 ±4.0	31.1 ±4.2	20.3 ±2.6	24.0 ±4.7	2.6 ±0.1	2.9 ±0.2	31.3 ±2.8	32.6 ±4.7
			^{*C, *S}	^{*C, *S}		^{*S, *Ct}				
Sprint	2.65 ±0.28	3.17 ±0.50	36.1 ±4.3	37.4 ±4.5	24.0 ±4.2	29.4 ±4.9	2.7 ±0.2	3.0 ±0.2	36.5 ±5.1	39.0 ±4.8
			^{*Ct, *F, *T}	^{*Ct, *F, *T}	^{*Ct, *T}	^{*Ct, *F, *T, *C}				
Taekwondo	2.51 ±0.49	3.27 ±0.54	30.0 ±3.5	30.0 ±3.6	18.6 ±3.0	24.4 ±4.4	2.2 ±0.2	2.6 ±0.2	34.2 ±3.0	37.9 ±4.2
		^{*Ct}	^{*C, *S}	^{*C, *S}	^{*S}	^{*S, *Ct}				

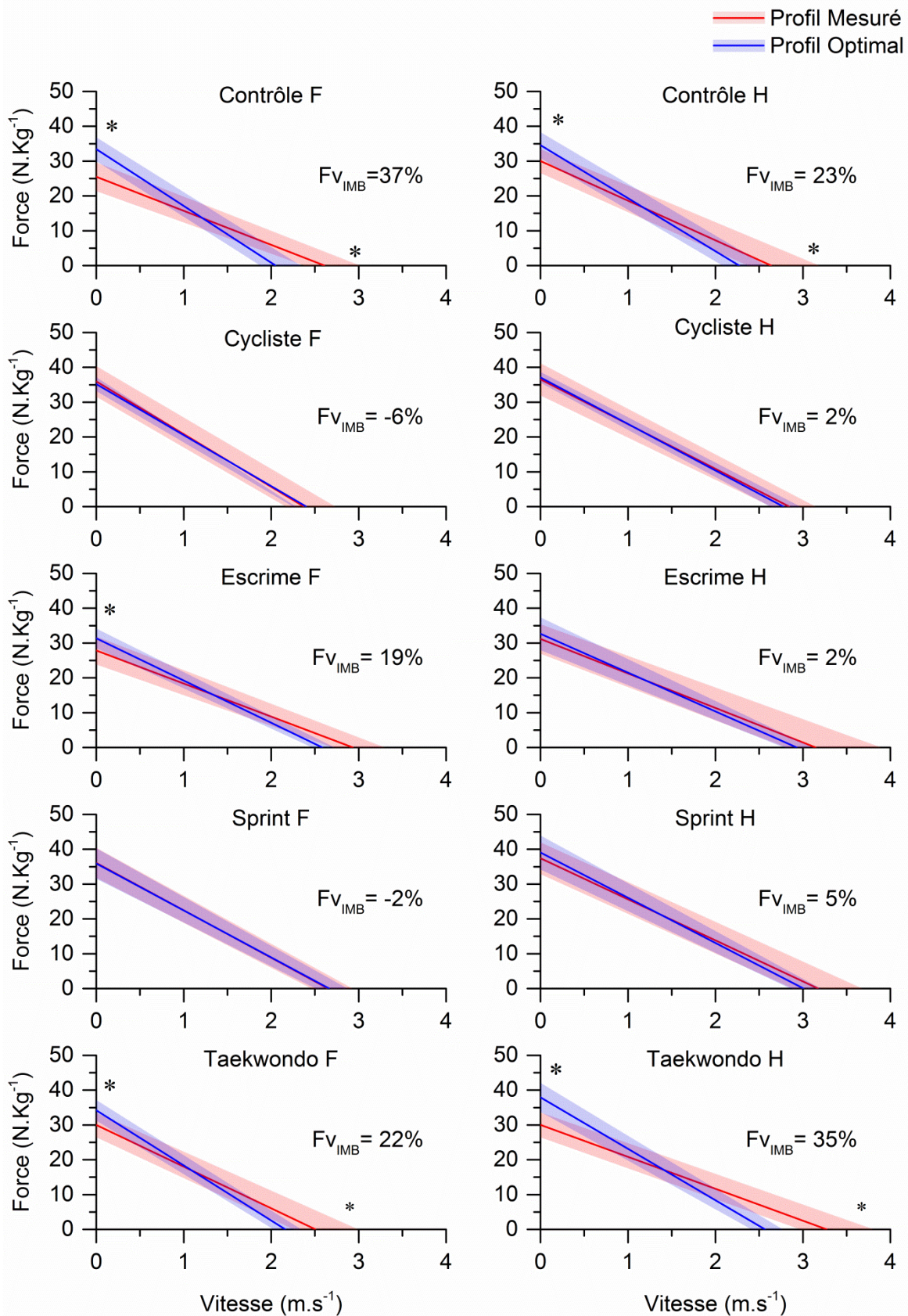


Figure V.3.3. Relations force-vitesse mesurées et optimales des athlètes femmes (à gauche) et hommes (à droite) en sprint, cyclisme, escrime, taekwondo, et pour le groupe contrôle. *, différence significative entre les paramètres théoriques maximaux (force et vitesse) des profils mesurés et optimaux ($P < 0,05$).

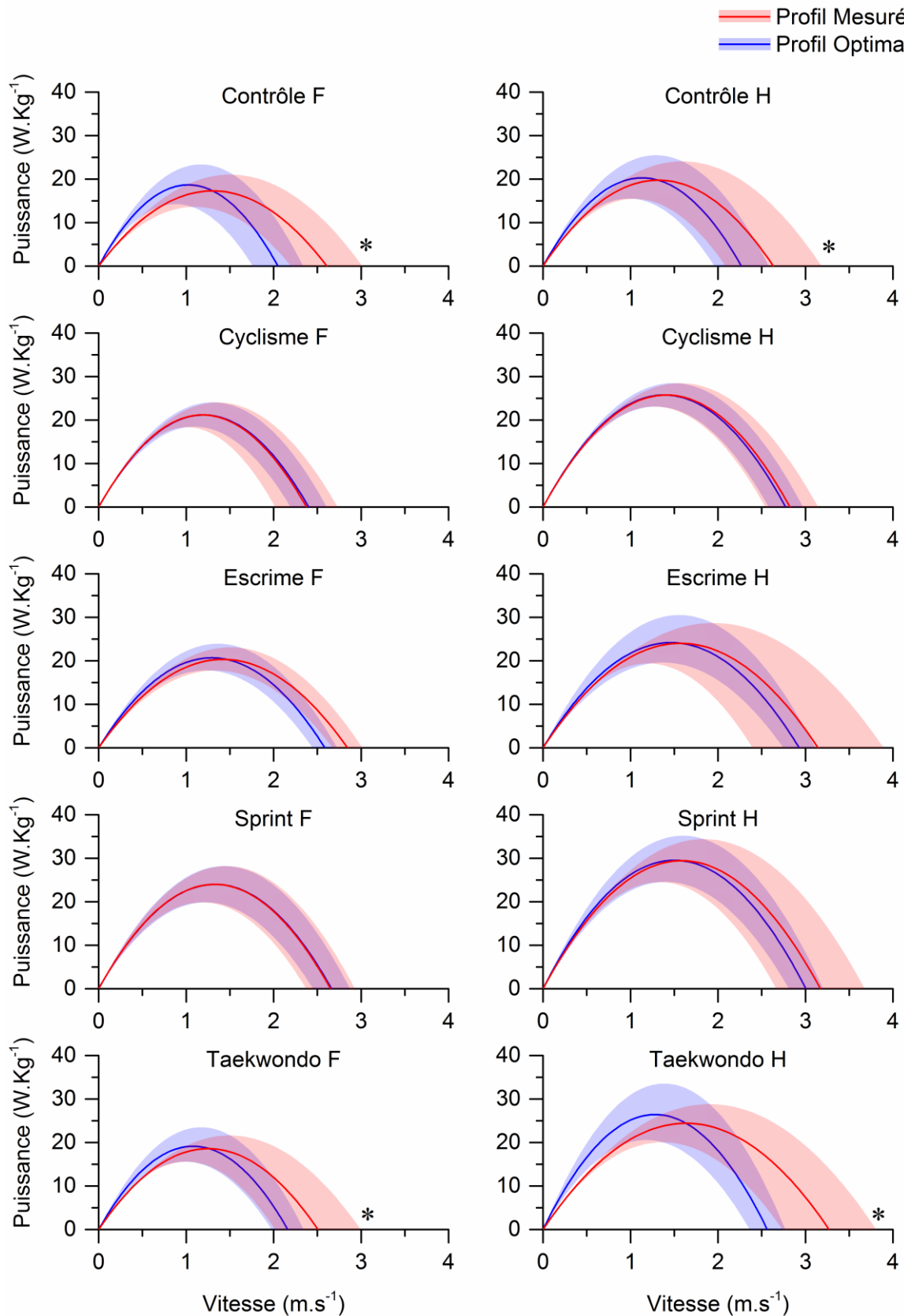


Figure V.3.4. Relations puissance-vitesse mesurées et optimales des athlètes femmes (à gauche) et hommes (à droite) en sprint, cyclisme, escrime, taekwondo et groupe contrôle. *, différence significative entre les paramètres théoriques maximaux (force et vitesse) des profils mesurés et optimaux ($P < 0,05$).

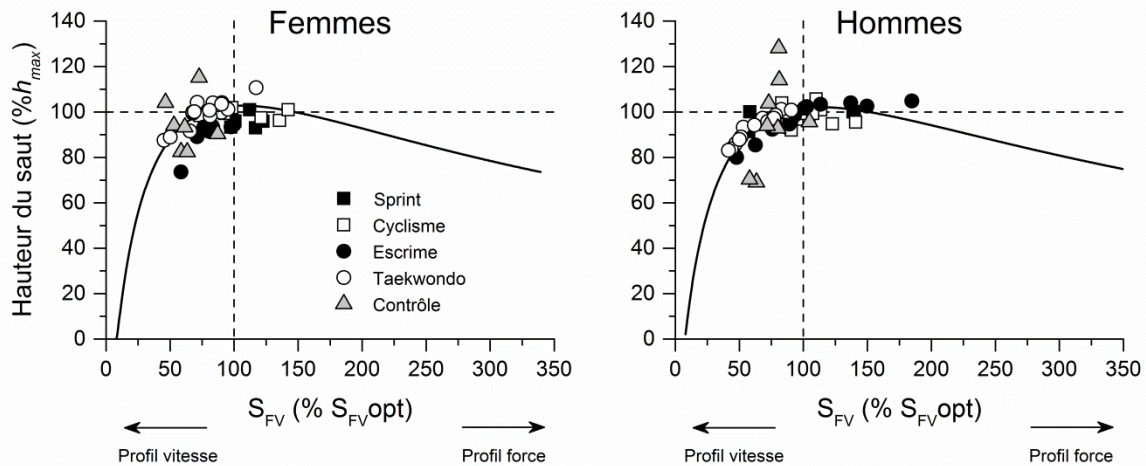


Figure V.3.5. Hauteur du saut en condition 0% de la 1RM exprimé en pourcentage de h_{max} , en fonction du profil F-V ($S_{FV,m}$) exprimé en pourcentage du profil du optimal ($S_{FV,opt}$), pour les femmes (panel de gauche) et les hommes (panel de droite). La ligne représente le modèle théorique prédisant l'évolution de la performance selon le niveau d'optimisation du profil (équation 2).

V.3.5. Discussion

À notre connaissance, cette étude est la première à avoir déterminé les profils force-vitesse et puissance-vitesse sur un échantillon d'athlètes élités aussi large, au cours d'un mouvement de *squat jump* et à avoir étudié le niveau d'optimisation de ces profils. Les résultats principaux montrent que : i) les relations F-V et P-V des extenseurs des membres inférieurs sont spécifiques à l'activité sportive pratiquée et ii) ces profils ne sont pas optimisés dans toutes les disciplines considérées, ce qui soulève des sources potentielles d'amélioration des performances chez des athlètes très entraînés.

Bien que les résultats de cette étude peuvent contribuer à de nouvelles perspectives d'un point de vue pratique, il semble important de souligner quelques considérations méthodologiques pour interpréter les données de manière adéquate (Samozino et al., 2010). En effet, l'approche intégrative utilisée pour évaluer les productions de force, de vitesse et de puissance requiert quelques hypothèses concernant les applications des lois de Newton. D'abord, l'amplitude d'extension des membres inférieurs (h_{PO}) est supposée correspondre au déplacement vertical du centre de masse, ce qui peut amener à une surestimation de ce déplacement puisque sa position peut fluctuer légèrement au cours du mouvement. Ensuite, la principale limite de cette approche concerne le fait que la plus faible modification de h_{PO} , lors d'une variation de la position de départ par exemple, peut influencer le calcul de la force et de la vitesse, et rendre impossible les comparaisons interindividuelles. C'est pour cette raison

que la position de départ a été soigneusement fixée dans cette étude, afin d'assurer une posture stable au début de l'impulsion et des mesures fiables, comme en atteste l'étude 1 (chapitre V.1) (Giroux et al., 2014).

Les profils F-V et P-V montrent des différences significatives entre les sports explosifs étudiés. La pente du profil des cyclistes hommes était plus importante que celle des taekwondoïstes. L'analyse des capacités de force et de vitesse de chaque groupe indique que ces différences de pentes sont dues à un profil orienté en force chez les cyclistes et les sprinteurs alors que les taekwondoïstes présentaient des profils orientés en vitesse. En effet, les cyclistes et les sprinteurs présentaient des F_0 significativement plus importantes que les autres athlètes (Tableau V.3.3., Figure V.3.3 et Figure V.3.4). À l'instar des sports de combat, les sprinters présentaient également des capacités de vitesse élevées (i.e. femmes : $v_0 = 2.65 \pm 0.28 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$; hommes: $v_0 = 3.17 \pm 0.50 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$) et de plus grandes capacités de production de puissance que les athlètes d'autres sports. Ces différences peuvent être liées aux demandes spécifiques du sprint. En effet, les sprinters doivent être capables de produire de hauts niveaux de force, particulièrement lors de la phase de poussée dans les starting-blocks (Harland et Steele, 1997, Rabita et al., 2014). De plus, à vitesse de course maximale, ils doivent être capables de produire des forces de réaction importantes pour contrer les effets de la gravité et améliorer la vitesse verticale de décollage. Ainsi, la phase aérienne est prolongée et une plus grande distance est parcourue vers l'avant entre chaque appui (Morin et al., 2012, Weyand et al., 2000). Ces conclusions sont cohérentes avec le fait que les répétitions chroniques des sprints et l'entraînement en force associé tel qu'il est réalisé par les sprinters, tendent à accroître leurs capacités à générer de hauts niveaux de force à des vitesses importantes. Cette capacité physique, qui peut aussi être évaluée dans des exercices de sauts (Cronin et Sleivert, 2005), est reconnue comme un déterminant crucial de la performance en sprint (Morin et al., 2012). De plus, les différences de profil force-vitesse entre ces différents sports peuvent être le reflet d'adaptations spécifiques inhérentes à la pratique chronique de l'activité considérée (Enoka, 1997) mais elles peuvent aussi refléter les prédispositions d'un athlète pour sa discipline. En effet, les capacités de production de force et de vitesse d'un muscle dépendent partiellement de facteurs génétiques (Abe et al., 2000). L'ensemble de ces arguments suggèrent que les profils force-vitesse peuvent être considérés pour détecter les talents prometteurs.

La force et la vitesse maximales théoriques représentent les capacités mécaniques et les limites du système neuromusculaire. Bien que nous ne puissions pas statuer sur les performances maximales possibles dans chaque activité considérée, la littérature tend à

démontrer que repousser les limites musculaires avec des méthodes d'entraînement appropriées n'est pas un processus qui peut être indéfiniment efficace pour améliorer quantitativement les capacités musculaires (Cormie et al., 2011b). Dès lors, il apparaît intéressant de considérer toutes les possibilités qui permettraient d'ajuster la relation force-vitesse, afin d'améliorer potentiellement les performances dans les activités sportives explosives. De manière intéressante, cette étude démontre que les relations F-V des athlètes entraînés peuvent différer du profil optimal. En effet, la pente du profil mesuré était différente de la pente du profil optimal avec un indice $F_{V_{IMB}}$ pouvant atteindre 35% pour les taekwondoïstes hommes (Figure V.3.3). En moyenne, le groupe contrôle présentait les niveaux de force et de puissance les plus bas avec un indice $F_{V_{IMB}}$ moins important (23%) que les taekwondoïstes. Ce résultat souligne le fait que le niveau d'entraînement influence les profils F-V en altérant l'équilibre entre les qualités de force et de vitesse. Les cyclistes (femmes et hommes), les sprinteuses et sprinteurs et les escrimeurs présentaient des profils F-V proches de la configuration optimale (i.e. $F_{V_{IMB}} < -5\%$, Figure V.3.3). Le déséquilibre observé chez les taekwondoïstes mène à une capacité de production de force inférieure à la force maximale optimale (-12 % pour les femmes, -20 pour les hommes) et une vitesse maximale supérieure à la valeur optimale (+12 pour les femmes, +20% pour les hommes). Ce résultat confirme des études antérieures suggérant que l'évaluation du profil force-vitesse pourrait constituer un moyen pertinent pour déterminer le niveau de performance athlétique (Cronin et Sleivert, 2005). Dans ce contexte, la détermination du profil F-V peut s'avérer intéressante dans l'individualisation des programmes d'entraînement. En effet, suivre l'évolution du profil musculaire de l'athlète fournit un moyen de déterminer précisément la charge à utiliser à l'entraînement musculaire au cours d'une saison ou d'une carrière. De plus, une connaissance précise des contenus et des calibrations des programmes d'entraînement peut aider à interpréter les profils F-V observés et leur niveau d'optimisation. En effet, le vécu de l'athlète en termes d'entraînement en force influence les capacités de force et de vitesse (Enoka, 1997, Tillin et Folland, 2014).

En ligne avec une précédente étude, les valeurs individuelles sont en accord avec le modèle théorique, ce qui confirme la pertinence de cette approche innovante pour identifier les performances sportives selon le niveau d'optimisation du profil (Figure V.3.5). Les données des participants contrôles montraient la plus grande dispersion par rapport au modèle théorique. Cette observation peut refléter le fait que le modèle est calculé à partir de paramètres moyens (h_{PO} et P_{max}) pour l'ensemble de l'échantillon et que ce groupe présentait les capacités musculaires plus faibles (Tableau V.3.2). De plus, il peut être noté que le niveau

d'optimisation (S_{Fv} en pourcentage de $S_{Fv,OP}$) était compris entre 45% et 180% pour la plupart des participants. Des déséquilibres similaires ont récemment été rapportés pour des footballeurs, des rugbymen et des sprinteurs très entraînés (Samozino et al., 2014). Cependant, la performance en saut n'est pas systématiquement déterminante de la performance dans toutes les activités considérées. Ainsi, la détermination d'un modèle théorique de variation des performances dans chaque activité en fonction du niveau d'optimisation du profil pour un geste spécifique pourrait être une piste intéressante pour de futures investigations.

D'après la méthode utilisée pour caractériser les profils optimaux (Samozino et al., 2012), la variable de l'angle de poussée comprise dans le calcul correspond à l'amplitude de la composante de gravité opposée au mouvement dans le sport considéré (Samozino et al., 2012). En sprint, l'orientation de la force de réaction au sol change, en particulier dans la phase d'accélération des 30 premiers mètres de la course, d'une position inclinée dans les *starting blocks* à une position debout avec la tête, les épaules et le bassin alignés les uns avec les autres dans le plan vertical (Slawinski et al., 2010). Par conséquent, il serait intéressant d'identifier quel angle de poussée correspond à la différence la plus faible entre le profil mesuré et le profil optimal. En d'autres termes, il serait intéressant de savoir pour quelle partie de la course les sprinters sont les plus efficaces. De la même manière, l'angle de poussée peut changer en fonction des situations rencontrées en sport de combat (Bridge et al., 2014). De même, bien que la fente soit un geste technique fondamental, de nombreuses actions comme des techniques défensives, des esquives ou des retraites peuvent contribuer aux adaptations observées chez les escrimeurs élites (Guilhem et al., 2014, Roi et Bianchedi, 2008). Les différences observées entre les profils mesurés et les profils optimaux peuvent ainsi refléter ces adaptations spécifiques à l'activité. En ce sens, selon le principe de déficit bilatéral, les productions mécaniques de chaque jambe sont moins importantes lors d'un saut réalisé avec les deux jambes que lors d'un saut réalisé sur une jambe (Bobbert et al., 2006, Samozino et al., 2013, Yamauchi et al., 2009). Ceci suggère que les profils F-V évalués lors de gestes bilatéraux peuvent sous-estimer les capacités de production de force de chaque jambe (Bobbert et al., 2006, Samozino et al., 2013) et ainsi influencer les profils mesurés excepté pour les activités bilatérales. Lorsque les membres inférieurs ont des rôles totalement différenciés, le déficit bilatéral peut être d'avantage prononcé. En effet, les escrimeurs produisent généralement des forces plus importantes avec les extenseurs de la jambe avant qu'avec la jambe arrière (voir chapitre III.4.2). Dans certains cas, les profils F-V peuvent déjà être évalués en situation spécifique comme pour le cyclisme (Dorel et al., 2010, Vandewalle

et al., 1987a) ou la course à pied (Morin et al 2012). Concevoir des protocoles permettant de déterminer les profils F-V optimaux dans des conditions expérimentales plus spécifiques de l'activité considérée pourrait donc représenter une perspective pratique intéressante pour évaluer précisément le niveau d'optimisation des capacités musculaires d'un athlète. Dans cette optique, le *squat jump* constitue un moyen facile et simple pour évaluer les profils F-V dans de nombreux sports (Bobbert et al., 2013, Markovic et al., 2013, Samozino et al., 2008), en conditions de terrain (voir étude 1, chapitre voir chapitre V.1) (Giroux et al., 2014). De plus, l'utilisation de protocoles standards facilite la comparaison systématique des habiletés musculaires spécifiques et des adaptations induites par la pratique chronique de nombreux sports.

Tout en gardant à l'esprit que le mouvement utilisé dans cette étude n'est pas systématiquement transférable aux sports considérés, nos résultats suggèrent quelques perspectives potentielles pour la conception des entraînements. Dans ce contexte, des études basées sur des mouvements spécifiques à une activité considérée aideraient à confirmer l'intérêt de programmes de renforcement musculaire visant à rééquilibrer la relation F-V vers le profil optimal, dans le but d'améliorer les performances athlétiques, pour une même capacité de puissance (Samozino et al., 2012). Les capacités de production de force sont reconnues comme une base importante pour maximiser les effets de l'entraînement en puissance (Cormie et al., 2010b, Cormie et al., 2011b). Le modèle théorique présenté dans la Figure V.3.5 est un argument de plus en faveur de cette assertion. En effet, pour un même déséquilibre F-V, les profils orientés vers la composante force entraînent un déficit de performance maximale inférieur à celui des profils orientés vers les capacités de vitesse. De ce fait, cette étude suggère qu'améliorer les qualités de force avec des charges calibrées de manière appropriée selon les profils F-V individuels peut conduire à l'amélioration des capacités de production de puissance. Ensuite, les programmes d'entraînement centrés sur la composante de vitesse peuvent induire des adaptations neuromusculaires adéquates pour améliorer les performances dans les activités considérées (Behm et Sale, 1993a, Izquierdo et al., 2002).

La spécificité des patterns de mouvement est aussi l'une des préoccupations principales lors de la conception des programmes d'entraînement (voir chapitre III.3.3) (Ratamess et al., 2009). Dans ce contexte, l'entraînement isoinertiel est la méthode la plus communément utilisée pour développer les capacités musculaires, y compris chez les athlètes élités. Bien que l'entraînement à charge constante ait été démontré comme efficace pour augmenter la force maximale et la performance durant des mouvements pluri-articulaires dynamiques réalisés en

compétition (Cormie et al., 2011b, Guilhem et al., 2010), cette modalité d'exercice peut ne pas être le moyen le plus favorable pour entraîner des adaptations spécifiques à la vitesse (Frost et al., 2010). Cette hypothèse est soutenue par nos résultats qui montrent des profils orientés en force chez des athlètes élités, comme les sprinters ou les cyclistes, qui sont habitués à mettre en œuvre des séances d'entraînement en force dans leur programme habituel. Néanmoins, des méthodes innovantes produisant des stress mécaniques différents sur l'amplitude du mouvement (e.g. pneumatique, élastique, ou des modalités de résistance combinées) peuvent être mises en œuvre pour améliorer les capacités de vitesse (Frost et al., 2010, Guilhem et al., 2013), en particulier si l'athlète présente un déficit de vitesse par rapport à son profil optimal. Il reste à étudier si les effets d'un programme d'entraînement individualisé basé sur ces modalités d'entraînement peuvent être efficaces pour optimiser les profils force-puissance-vitesse d'athlètes élités avec un impact positif sur la performance sportive.

En conclusion, cette étude est la première à caractériser les profils F-V et P-V et leur niveau d'optimisation, sur une telle cohorte d'athlètes élités. Ces athlètes entraînés pour les sports explosifs présentaient des profils F-V différemment équilibrés en fonction des sports, reflétant des adaptations spécifiques, inhérentes à la pratique chronique de leur activité. Nos résultats confirment l'influence du statut d'entraînement et de l'activité sportive sur l'équilibre entre les capacités de force et de vitesse. Enfin cette étude, rassemble la première preuve que les athlètes très entraînés ne présentent pas systématiquement un profil F-V optimisé suggérant de nouvelles perspectives pour améliorer les performances d'athlète élités.

VI. Expérimentations Partie 2 : Application pratique en escrime

L'escrime est un sport de combat dont le but est de toucher l'adversaire à l'aide d'une arme. Le contexte de cette opposition implique des actions courtes, rapides et des prises de décisions complexes qui rendent la vitesse de mouvement et les habiletés perceptives essentielles pour la performance (Roi et Bianchedi, 2008, Sapega et al., 1984, Tsolakis et al., 2010, Tsolakis et Vagenas, 2010). L'escrime requiert donc des habiletés psychomotrices et neuromusculaires spécifiques (Roi et Bianchedi, 2008, Tsolakis et Vagenas, 2010). À ce jour la plupart des contenus d'entraînement vise à améliorer la technique dans les mouvements d'escrime (e.g. contrôle moteur, bases techniques, efficacité mécaniques) et se basent sur des concepts empiriques provenant d'expériences pratiques (Barth et Beck, 2006, Turner et al., 2013). De plus, les informations relatives aux profils biomécaniques et neuromusculaires engagés dans les gestes en escrime élite restent rares. De précédents travaux ont identifié quelques-unes des caractéristiques physiologiques (Nystrom et al., 1990, Roi et Bianchedi, 2008), psychologiques (Singer, 1968) et techniques (Roi et Bianchedi, 2008) des escrimeurs élites en les comparant à des escrimeurs novices. Cependant aucune étude scientifique n'a encore permis de déterminer les patterns neuromusculaires spécifiques des muscles des membres inférieurs, associés à la cinétique de mouvements d'escrime. De telles études intéressent le domaine de l'entraînement puisqu'il a été démontré que la vitesse et la justesse du geste sont directement liées à la performance dans ce sport (Roi et Bianchedi, 2008). Dans ce contexte, l'escrime représente un modèle intéressant notamment en raison des caractéristiques de ses assauts, de durée courte et sollicitant des actions de type explosif (Aquili et al., 2013b, Barth et Beck, 2006).

VI.1. ETUDE 4 : Patterns biomécaniques et neuromusculaires des membres inférieurs lors d'assauts spécifiques en l'escrime

Publications Associées à ce chapitre :

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2014) Athletic profile and biomechanical determinants of elite fencers: what implications for muscle training? *Entretiens de l'INSEP – Enhancing muscle capacities: strength, power, velocity*, Mai, Paris (France).

[Annexes 7]

Guilhem G, **Giroux C**, Couturier A, Chollet D & Rabita G Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault *Med Sci Sports Exerc* 2014. 46(2):341-50,

[Annexes 8]

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013) Muscle coordination and ground reaction forces during a specific assault in world-class female sabers. *XX Congress of the International Society of Biomechanics*, Août, Natal (Brazil).

[Annexes 9]

VI.1.1. Résumé / Summary

Cette étude avait pour but d'investiguer les coordinations des muscles de membres inférieurs au cours d'un geste spécifique de l'escrime en lien avec leur efficacité mécanique. Les forces maximales isométriques et isocinétiques concentriques des fléchisseurs dorsaux et plantaires, et les fléchisseurs et extenseurs du genou et de la hanche de 10 sabreuses élités ont été évaluées et comparées entre les deux jambes. Les sabreuses ont réalisé 3 essais d'un geste spécifique de l'escrime (i.e. marché-fente) sur un système de plate-forme de force de 6,60 m de long. L'activité EMG de 15 muscles des membres inférieurs a été enregistrée en même temps que les forces de réaction et divisée en 4 phases distinctes. Les signaux EMG ont été normalisés par l'activité enregistrée durant les MVC. Les données mécaniques et EMG étaient comparées entre les deux jambes sur l'ensemble de l'assaut et au cours de chaque phase (ANOVA). Les corrélations potentielles entre la force musculaire et l'activité EMG ont été testées (coefficient Bravais-Pearson). Les patterns d'activité EMG montraient que les muscles extenseurs et les fléchisseurs plantaires de la jambe arrière étaient principalement activés au cours de la phase propulsive (concentrique) alors que les muscles extenseurs de la hanche et du genou de la jambe avant étaient fortement sollicités au cours de la phase de freinage (excentrique) pour décélérer la masse du corps. Bien que les escrimeurs présentaient des forces maximales des extenseurs de la hanche (+ 10%) et du genou (+26%) plus importants pour la jambe avant que pour la jambe arrière ($P=0,05$). La force des extenseurs du genou et de la jambe arrière était significativement corrélée à la vitesse maximale antéro-postérieur ($r=0,60-0,81$). De plus, l'activité musculaire des extenseurs de la jambe arrière était liée à la vitesse moyenne au cours de la seconde phase propulsive (phase 3). Cette étude rassemble les premières évidences du rôle crucial des muscles extenseurs de la jambe arrière pour la performance en vitesse en escrime. De tels résultats suggèrent des perspectives intéressantes dans la définition d'entraînements spécifiques ou les programmes de rééducation pour les escrimeurs élités.

Mots clefs: EMG, plate-forme de force, adaptations musculaires, exercices asymétriques, escrimeurs

This study aimed to investigate the coordination of lower limb muscles during a specific fencing gesture in relation to its mechanical effectiveness. Methods: Maximal isokinetic concentric and isometric plantarflexor, dorsiflexor, knee and hip extensor and flexor torques of 10 female elite saber fencers were assessed and compared between both legs. Sabers completed three trials of a specific fencing gesture (i.e., marche'-fente) on a 6.60-m-long force platform system. Surface EMG activities of 15 lower limb muscles were recorded in time with ground reaction forces and separated into four distinct assault phases. EMG signals were normalized to the muscle activity assessed during maximal isometric contraction. Mechanical and EMG data were compared between both legs over the entire assault and in each phase (ANOVA). Potential correlations between muscle strength and average EMG activities were tested (Bravais-Pearson coefficient). EMG activity patterns showed that rear hip and knee extensor and plantarflexor muscles were mainly activated during propulsive (concentric) phases, while front hip and knee extensor muscles were strongly solicited during the final braking (eccentric) phase to decelerate the body mass. Although fencers presented greater maximal hip (+10%) and knee (+26%) extensor strength in the front than in the rear leg ($P < 0.05$), rear hip and knee extensor strength was significantly correlated to the maximal anteroposterior velocity ($r = 0.60-0.81$). Moreover, muscle activity of the rear extensors was related to average velocity during the second propulsive phase (phase 3). This study gathers the first evidence of a crucial role of the rear extensor muscles in fencing speed performance. Such findings suggest interesting perspectives in the definition of specific training or rehabilitation programs for elite fencers.

Key Words: *EMG, force platform, muscle adaptations, asymmetrical exercise, escrimeurs*

VI.1.2. Introduction

En utilisant le modèle du sabre, l'identification des muscles des membres inférieurs activés, ainsi que l'amplitude et les timings des activations musculaires semblent être intéressantes pour caractériser les contraintes dans cette activité. En effet, ce type d'étude permettrait de comprendre plus précisément les ressources engagées dans les mouvements d'escrime. L'EMG de surface représente un moyen non-invasif d'extraire des informations concernant les muscles activés au cours d'un mouvement spécifique (Hug, 2011). Ces techniques ont été largement utilisées pour améliorer ces connaissances en cyclisme (Hug et Dorel, 2009), en course à pied (Le Meur et al., 2012) ou en aviron (Turpin et al., 2011). Ces études ont été réalisées sur des activités standards, dans des conditions de laboratoire, et ont donc utilisé des ergomètres qui contraignent la nature du mouvement exécuté *in situ*. Cependant, les coordinations musculaires spécifiques durant une activité plus complexe en conditions réelles sont moins souvent décrites dans la littérature. De plus, le développement de système de plates-formes de force montées en série permet aujourd'hui d'analyser des mouvements complexes sur de longues distances et offre la possibilité d'étudier les patterns d'activation en lien avec l'efficacité mécanique du geste.

Les analyses biomécaniques en escrime sont rares voire inexistantes en ce qui concerne le sabre. En étudiant l'activité musculaire du *biceps femoris* et du *rectus femoris* des deux jambes en fleuret, Williams et Walmsley (2000b) ont observé des patterns de réponse variables et ont souligné des habiletés techniques différentes en fonction du niveau d'escrime (expert vs. novice). Les mêmes auteurs ont également comparé les fonctions de quelques muscles des membres supérieurs au cours d'une *flèche* et particulièrement le timing d'activation du *deltoïd antérieur* et du *triceps brachii* chez des épéistes experts et novices (Williams et Walmsley, 2000a, b). De études plus récentes démontrent une relation significative entre les stratégies cinématiques, l'activation des muscles des membres supérieurs, et la performance en escrime (Frère et al., 2011). Ces résultats suggèrent que d'autres relations peuvent exister, notamment entre l'activité des muscles des membres inférieurs et l'efficacité mécanique spécifique (i.e. vitesse de mouvement lors de la fente (Cronin et al., 2003, Tsolakis et al., 2010)). Une telle relation pourrait soulever des applications potentielles pour l'entraînement musculaire des escrimeurs. En effet, de nombreuses études montrent que la répétition d'un mouvement donné facilite les adaptations neuromusculaires (Osu et al., 2002). Par exemple, il a été démontré que des adaptations musculaires spécifiques, telles que des asymétries de force entre les côtés dominant (avant) et

non dominant (arrière) des muscles des membres inférieurs, pourraient être reliées à la pratique chronique de l'escrime chez des tireurs de niveau moyen (Nystrom et al., 1990, Sapega et al., 1984). L'analyse biomécanique de gestes d'escrime nous aiderait donc à mieux comprendre les processus qui sous-tendent les adaptations neuromusculaires induites par cette activité latéralisée.





Ainsi, les buts de cette étude étaient : i) d'étudier les coordinations musculaires des membres inférieurs durant un assaut spécifique en sabre (i.e. marché-fente) et ii) de déterminer les relations entre l'activation musculaire, la force musculaire et l'efficacité mécanique de l'assaut. Sur la base des investigations précédentes, nous supposons que la jambe arrière est activée pendant les phases propulsives alors que les muscles de la jambe avant sont principalement sollicités dans la seconde phase du marché-fente, en particulier pendant les phases de freinage. La force des muscles de la jambe arrière est également supposée être un facteur déterminant de l'efficacité de l'assaut.

VI.1.3. Méthode

VI.1.3.1. Participants

Au total, 10 sabreuses (âge : $22,2 \pm 4,6$ ans ; taille : $170,5 \pm 4,7$ cm ; masse : $67,3 \pm 8,1$ kg) de l'équipe de France ont participé à cette étude. Leur palmarès est présenté dans le Tableau VI.1.1

Tableau VI.1.1. Palmarès de l'équipe de France de Sabre féminin de 2010 à 2014, en championnats du Monde et championnats d'Europe.

	2010	2011	2012	2013	2014
Championnats du monde					
Championnat d'Europe					

 médaille d'argent par équipe,  médaille de bronze par équipe,  médaille de bronze individuelle.

VI.1.3.2. *Design expérimental*

Après 10 minutes d'échauffement standardisé, les athlètes réalisaient un test dynamométrique (TD) et un test de déplacement d'escrime (TDE) : i) pour le TD, des contractions volontaires maximales (MVC) étaient évaluées au niveau des groupes musculaires de la hanche, du genou et de la cheville à l'aide du dynamomètre, ii) pour le TDE, il était demandé aux participants de réaliser, sur un système de plates-formes de force disposées en série, une combinaison de déplacements basiques en escrime correspondant à un assaut *marché-fente*. Au cours des TD et TDE, les signaux EMG étaient collectés sur 15 muscles des membres inférieurs.

Tests dynamométriques

Pendant les TD, la force musculaire produite en flexion et en extension au niveau de l'articulation de la hanche, du genou et de la cheville sur les deux jambes était évaluée grâce à un dynamomètre Con-Trex MJ (voir méthodologie générale, chapitre IV.2.7.4). Les participants réalisaient deux essais de 5 secondes pour les MVC et trois contractions concentriques maximales isocinétiques séparées par une période de 1 minute de repos. Pour les contractions au niveau de l'articulation du genou, les participants étaient assis sur l'ergomètre avec une flexion de hanche de 85° (0°= extension complète). La MVC était évaluée à 70° en extension et 40° en flexion. Les escrimeuses étaient allongées sur le dos pour l'évaluation de la hanche et de la cheville. L'angle en extension et en flexion pour la hanche était de 70° (0°= extension complète). Pour la cheville, les contractions isométriques étaient effectuées à 0° en flexion plantaire et 10° en dorsiflexion (0°= pied perpendiculaire au tibia). Les amplitudes de mouvement pour les contractions isocinétiques étaient fixées de 30° à 90° pour le genou et la hanche et de -10 à 20° pour la cheville.

Tests de déplacement d'escrime

Tout au long des TDE, les composantes verticales (F_z) et horizontales (antéropostérieure, F_y) de la force de réaction au sol ont été mesurées sur le système de six plates-formes de force décrit dans la section méthodologie générale (voir chapitre IV.2.1). Après une période de 3 secondes de stabilité en position debout permettant de déterminer leur masse corporelle, les escrimeurs devaient adopter la position « *en-garde* », position classique des escrimeurs quand ils préparent leurs assauts. Après 2 secondes d'immobilité dans cette position, ils réalisaient un assaut *marché-fente* rapide consistant en un pas vers l'avant suivi d'une fente (Figure VI.1.1). Chaque phase de l'assaut est décrite ci-dessous dans la section analyse des données. Chaque participant réalisait trois essais successifs.

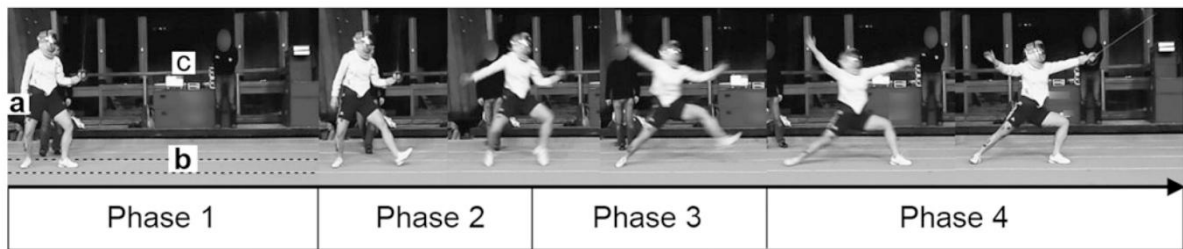


Figure VI.1.1. Représentation séquentielle des quatre phases d'un assaut marché-fente en sabre élite. A. Electrodes EMG Wi-Fi ; B. système de 6 plates-formes de force disposées en série (6,60m de long) ; C. Unité d'acquisition et de synchronisation de l'EMG et des plates-formes de force.

EMG

L'activité EMG de surface était enregistrée avec des électrodes Wi-Fi (voir méthodologie générale, chapitre IV.2.6). Seuls 15 muscles pouvaient être enregistrés avec notre dispositif. En se basant sur des observations préliminaires, nous avons choisi d'enregistrer l'activité du *soleus* (SOL), du *gastrocnemius lateralis* (GL), du *tibialis anterior* (TA), du *vastus lateralis* (VL), du *rectus femoris* (RF), du *semitendinosus* (ST) et du *biceps femoris* (BF) des deux jambes et du *gluteus maximus* (GMax) de la jambe arrière.

Les signaux étaient synchronisés avec les signaux mécaniques provenant soit du dynamomètre soit des plates-formes de force grâce à un trigger. Les données EMG étaient analysées selon la procédure décrite dans le chapitre IV.2.6.

VI.1.3.3. Analyse des données

Données mécaniques

Au cours du TD, la gravité était corrigée pour les signaux de couple (Guilhem et al., 2011) et les signaux mécaniques (i.e. déplacement, vitesse, accélération, force, puissance) étaient filtrés avec un filtre passe-bas (Filtre Butterworth du 6ème ordre, fréquence de coupure = 10 Hz). Pour chaque articulation (hanche, genou, cheville), pour chaque jambe (avant, arrière) et pour chaque mouvement réalisé (flexion, extension) pendant les TD, le pic du couple le plus élevé entre les deux essais était retenu comme la MVC. La relation couple-angle concentrique était obtenue sur 21 points par interpolation linéaire sur l'amplitude totale de mouvement. C'est-à-dire tous les 3° pour les articulations de la hanche et du genou et tous les 1,5° pour l'articulation de la cheville.

Au cours des TDE, le début et la fin de l'assaut étaient repérés sur la composante verticale de la force à partir de 25 N au-dessus de la phase de stabilité imposée au début et à la fin du mouvement. La masse corporelle du sujet était déterminée à partir de force verticale instantanée (F_z) et l'assaut marché-fente était analysé à partir de la composante F_y selon la méthodologie décrite dans la section méthodologie générale (voir chapitre IV.2.1).

Le timing de l'assaut était ensuite normalisé en fonction du pourcentage de la durée totale de l'assaut et les données mécaniques étaient moyennées pour l'ensemble des essais pour chaque groupe. L'assaut *marché-fente* était divisé en 4 phases. Le début et la fin de chaque phase était déterminé à partir de la composante F_z . Les phases 1 et 2 correspondent au marché (pas vers l'avant) et les phases 3 et 4 correspondent à la fente, c'est à dire l'attaque réalisée par l'extension de la jambe arrière et la réception sur la jambe avant. La mise en action du sabre commence au milieu de la phase 3 et se termine à la fin de la phase 4. La phase 1 commence avec le premier décollage du pied avant et la poussée de la jambe arrière, et se termine avec le contact du pied avant avec le sol. La phase 2 commence avec le contact du pied avant et le décollage du pied arrière, et se termine avec le contact de la jambe arrière. La phase 3 commence avec la seconde poussée de la jambe arrière et le décollage du pied avant, et se termine avec le second contact du pied avant. La phase 4 commence avec le second contact du pied avant. Pour chaque phase, les valeurs moyennes et maximales de la puissance antéropostérieure ($P_y = F_y v_y$; W) étaient aussi calculées.

Données EMG

Toutes les données EMG étaient d'abord filtrées (filtre Butterworth du 6^{ème} ordre, passe-haut à 20 Hz). Les signaux EMG collectés pendant les MVC étaient également analysés avec une fenêtre RMS glissante de 100 ms pour produire une enveloppe RMS permettant la détermination d'une valeur maximale représentative du niveau d'activité EMG. La valeur maximale d'activité EMG était sélectionnée comme valeur de référence au cours des MVC (RMSmax). Une fenêtre RMS glissante de 50 ms était appliquée aux signaux EMG collectés pendant les TDE. Comme pour les données mécaniques, les signaux étaient ensuite lissés avec un filtre passe-bas à 10 Hz et exprimés en pourcentage de la durée totale de l'assaut et moyennés sur les trois essais de chaque sujet. Les enveloppes RMS moyennes étaient lissées à 10 Hz et normalisées par la valeur de RMSmax. La valeur moyenne de l'activité EMG au cours des bouffées et la valeur moyenne sur l'assaut complet étaient déterminées. Les bouffées EMG étaient aussi moyennées phase par phase afin de tester les potentielles relations entre le niveau d'activité de chaque muscle et la vitesse moyenne de mouvement pour chaque

phase. L'analyse du timing d'activation consistait à déterminer les débuts et fins des bouffées d'activité, qui étaient définies comme la période pour laquelle le signal était supérieur à un seuil de 20% de la différence entre le pic d'activité et la ligne de base, avec une durée de bouffée d'au moins 10% de la durée totale de l'assaut. Lorsque la période entre les deux bouffées était inférieure à 5% de la durée complète de l'assaut, celles-ci étaient considérées comme une seule bouffée globale. Le début de cette bouffée globale correspondait au début de la première bouffée et la fin à celle de la seconde bouffée. Les bouffées observées pour seulement un ou quelques participants n'étaient pas retenues. Seules les bouffées communes à tous les sujets étaient considérées.

VI.1.3.4. Analyse statistique

Données mécaniques

Toutes les données étant normalement distribuées, des ANOVAs à deux facteurs (côté × articulation) étaient réalisées sur les données de couple de force enregistrées au cours des TD pour tester les différences potentielles des MVC et des pics des couples de force isocinétiques entre la jambe avant et la jambe arrière, pour chaque articulation testée. Des ANOVAs à deux facteurs (angle × côté) étaient effectuées pour examiner les différences des relations couple-angle, pour chaque mouvement. Les valeurs moyennes des variables mécaniques enregistrées au cours de l'assaut *marché-fente* (TDE) étaient analysées avec une ANOVA à un facteur (effet de la phase).

Données EMG

Toutes les données étant normalement distribuées, des ANOVAs à deux facteurs (côté × articulation) étaient réalisées sur les données de couple de force enregistrées au cours des TD pour tester les différences potentielles entre la jambe avant et la jambe arrière en termes de force musculaire (MVC isométrique et concentrique isocinétique), pour chaque articulation testée. Des ANOVAs à deux facteurs (angle × côté) étaient effectuées sur les relations couple de force-angle, pour chaque mouvement. Les valeurs moyennes des variables mécaniques enregistrées au cours de l'assaut *marché-fente* (TDE) étaient analysées avec une ANOVA à un facteur (effet de la phase).

Données EMG

Des ANOVAs à deux facteurs (côté × muscle) étaient utilisées pour déterminer les différences d'activité EMG moyenne sur l'ensemble de l'assaut et les différences de variables

de timing (début, fin et durée des bouffées) pour chaque muscle entre les deux jambes. Lorsque le nombre de bouffées était différent et la durée totale de la bouffée était similaire entre les deux jambes, le premier début et la dernière fin de bouffée étaient retenus pour les comparaisons. Des ANOVAs à trois facteurs étaient réalisées sur les données RMS EMG par phase pour déterminer les différences d'activité musculaire (côté \times phase \times muscle). L'effet de taille (ET) d de Cohen et leurs seuils ($< 0,5$ [petit], $0,5-0,79$ [modéré], ou $< 0,8$ [grand]) étaient aussi déterminés pour comparer l'amplitude des différences lorsqu'un effet significatif était obtenu (Cohen, 1988). Les chances quantitatives d'obtenir des valeurs plus hautes ou plus basses étaient déterminées qualitativement de la manière suivante $< 1\%$, quasiment improbable ; $1\%-5\%$, très peu probable ; $5\%-25\%$, peu probable ; $25\%-75\%$, possible ; $75\%-95\%$, probable ; $95\%-99\%$, très probable ; $< 99\%$, quasiment certain. Si la chance d'avoir des valeurs plus hautes ou plus basses était $> 5\%$, la différence réelle était évaluée comme incertaine (Hopkins et al., 2009). Des corrélations linéaires de Pearson (r) étaient effectuées entre i) la mesure de force musculaire maximale réalisée au cours des TD et la vitesse maximale atteinte pendant les TDE et ii) entre l'activité EMG moyenne de chaque muscle et la vitesse moyenne pour chaque phase.

VI.1.4. Résultats

VI.1.4.1. Forces musculaires

Les couples de force isométriques en flexion et en extension pour chaque articulation sont présentés dans le Tableau VI.1.1. Pour les contractions isométriques, aucun effet « côté » en extension ($P = 0,25$) et en flexion ($P = 0,06$) n'était observé pour toutes les articulations considérées. L'analyse post-hoc révèle pour l'articulation de la hanche uniquement, une différence significative de 7% ($P = 0,001$) entre les couples de force produits par la jambe avant et ceux produits par la jambe arrière.

Pour les couples de force isocinétiques, l'analyse statistique révèle un effet significatif ($P = 0,001$) et un effet « côté » de taille « modéré » (ET = $0,69$) pour les groupes musculaires extenseurs. Les analyses post-hoc révèlent que les extenseurs de la hanche avant produisent des pics de couples significativement plus élevés de 10% par rapport à ceux de la jambe arrière ($P = 0,005$).

Tableau VI.1.1. Couples de force maximaux isométriques et concentriques isocinétiques ($30^{\circ}\cdot s^{-1}$) produits par les sabreuses en flexion et en extension de la hanche, du genou et de la cheville.

		Contraction isométrique $0^{\circ}\cdot s^{-1}$		Contraction concentrique $30^{\circ}\cdot s^{-1}$	
		Jambe avant	Jambe arrière	Jambe avant	Jambe arrière
Hanche	Ext	201,3 ± 65,3	200,2 ± 58,0	221,1 ± 64,0*	199,1 ± 54,2
	Flex	151,6 ± 22,1	139,9 ± 27,6	106,2 ± 20,2	106,7 ± 19,3
Genou	Ext	202,2 ± 39,7	196,8 ± 38,5	173,4 ± 33,9	158,6 ± 35,6
	Flex	110,6 ± 17,3	106,6 ± 13,3	100,3 ± 17,2	99,1 ± 19,9
Cheville	Ext	118,3 ± 16,3	112,3 ± 16,4	104,2 ± 24,7	99,8 ± 20,2
	Flex	41,5 ± 11,2	37,4 ± 7,3	28,8 ± 9,1	24,4 ± 5,5

Les relations couple de force-angle pour chaque articulation sont présentées dans la Figure VI.1.2. Les ANOVAs montrent que les relations couple de force-angle des muscles extenseurs du genou et des muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville sont significativement différentes entre la jambe avant et la jambe arrière, avec un « grand » effet côté (ET > 0,94) pour les extenseurs du genou ($P < 0,0001$) et les muscles fléchisseurs dorsaux de la cheville ($P < 0,0001$). Les tests post-hoc montrent que la différence en extension entre le genou avant et le genou arrière intervient pour des longueurs musculaires courtes ou longues (à 30° et de 84° à 90°). À ces angles, les couples de force des extenseurs du genou avant sont en moyenne 26% supérieurs à ceux produits par les extenseurs du genou arrière. Les couples de force produits par la cheville avant sont en moyenne 20% plus élevés que ceux produits par la jambe arrière sur la totalité de l'amplitude articulaire de mouvement.

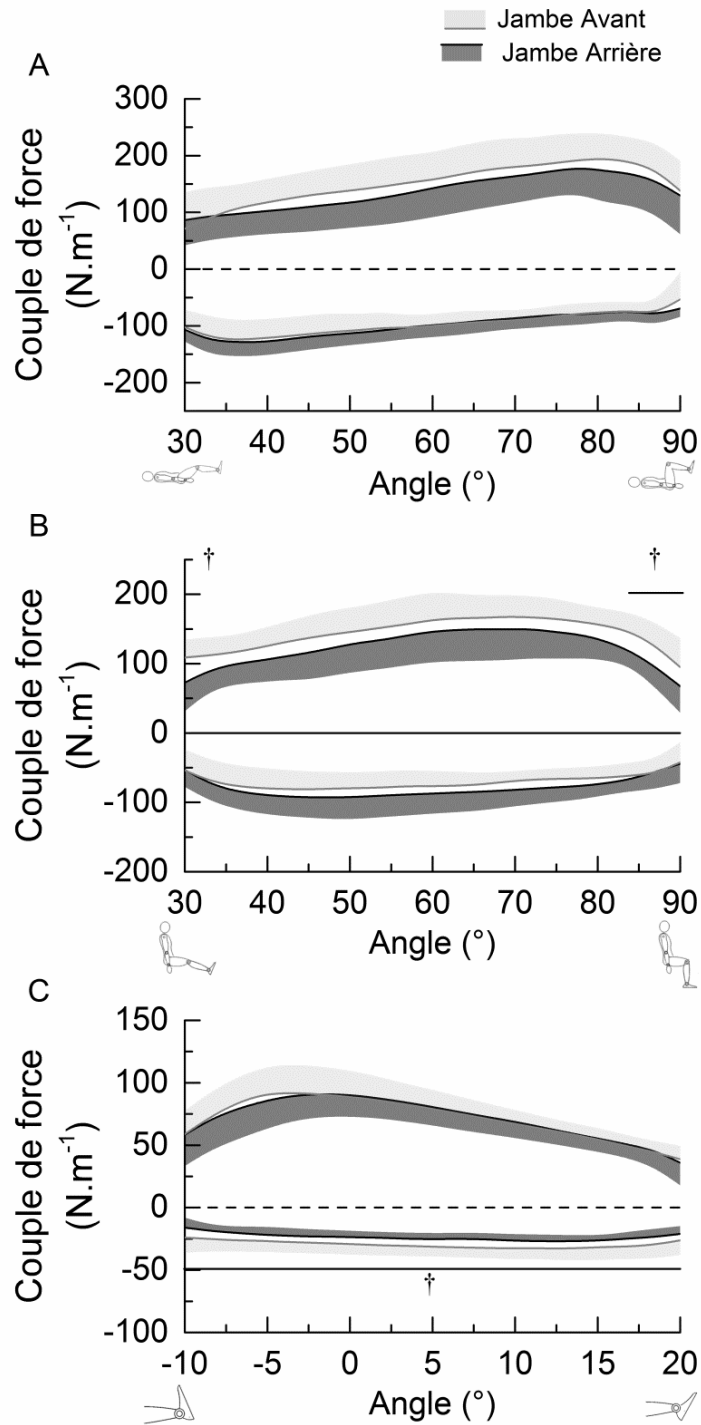


Figure VI.1.2. Relation couple de force-angle au cours des contractions concentriques réalisées à $30^{\circ}.s^{-1}$ pour les extensions et flexions de hanche (A) et de genou (B) et pour les flexions plantaires et dorsales de la cheville (C), pour la jambe avant (gris) et la jambe arrière (noir). † : différence significative entre la jambe avant et la jambe arrière ($P < 0,05$).

VI.1.4.1. Caractérisation mécanique de l'assaut *marché-fente*

L'évolution des paramètres mécaniques au cours de l'assaut *marché-fente* est présentée sur la figure VI.1.2. Le centre de masse des sabreuses couvrait en moyenne une distance de $1,49 \pm 0,19$ m en $1,42 \pm 0,08$ s. Nous avons observé que $23\% \pm 3\%$ de l'assaut était couvert au cours de la première phase, $39\% \pm 4\%$ à la fin de la phase 2 et $64\% \pm 3\%$ à la fin de la phase 3. Les ANOVAs révèlent un «grand» effet significatif ($ET > 0,98$) de la phase sur le déplacement moyen, la vitesse, l'accélération, la force et la puissance ($F = 517,7-781,4$; $P < 0,001$). Bien que $65 \pm 7\%$ de la vitesse maximale était atteinte à la fin de la phase 1 (i.e. première phase propulsive), les sabreuses atteignaient leur pic de vitesse ($2,5 \pm 0,2$ m.s⁻¹) au début de la phase 4. Le pic d'accélération ($6,5 \pm 0,9$ m.s⁻²), le pic de force ($469,6 \pm 77,4$ N), et le pic de puissance ($1051,8 \pm 231,5$ W) intervenaient au milieu de la phase 3 (en moyenne, à 54% de la durée complète de l'assaut). Juste avant la seconde phase de freinage (phase 4), les sabreuses atteignaient une vitesse maximale de $2,59 \pm 0,24$ m.s⁻¹ et un pic de puissance de 1015 ± 244 W. Durant la phase de freinage, la puissance minimale était de -1446 ± 326 W. La vitesse maximale atteinte durant l'assaut était significativement corrélée au pic de force concentrique produit par les muscles extenseurs de la hanche ($r = 0,60$), à la MVC ($r = 0,61$), au pic de force concentrique produit par les extenseurs du genou arrière ($r = 0,79$), et au couple de force concentrique ($r = 0,81$) produit par les extenseurs du genou avant ($P < 0,05$).

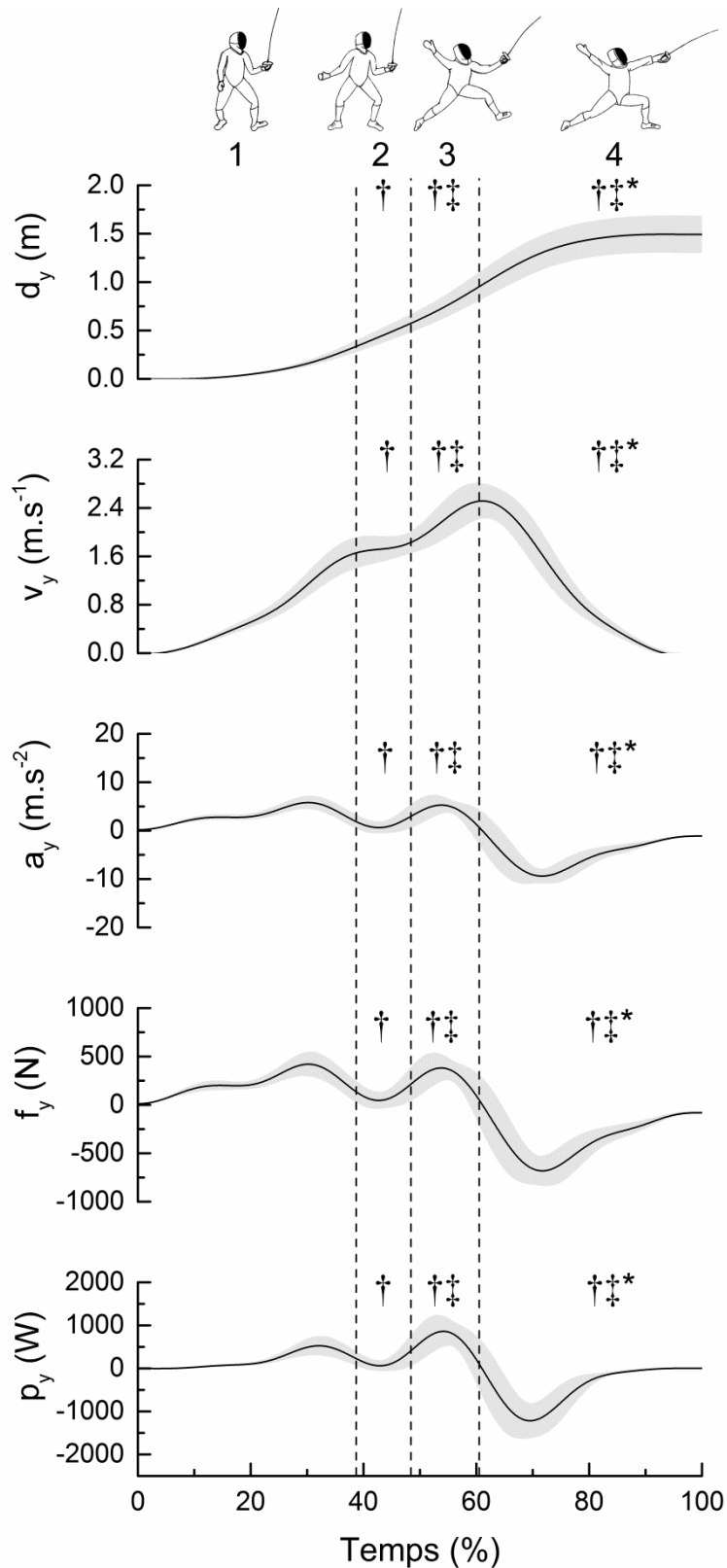


Figure VI.1.3. Évolution du déplacement (d_y), de la vitesse (v_y), de l'accélération (a_y), de la force (f_y) et de la puissance (p_y) antéropostérieures. † : différence significative avec la phase 1 ($P < 0,05$), ‡ : différence significative avec la phase 2 ($P < 0,05$), * différence significative avec la phase 3 ($P < 0,05$).

VI.1.4.2. Patterns EMG durant le marché-fente

Niveau d'activité musculaire

Les patterns EMG au cours du mouvement pour les 15 muscles sont présentés dans la Figure V.1.4.

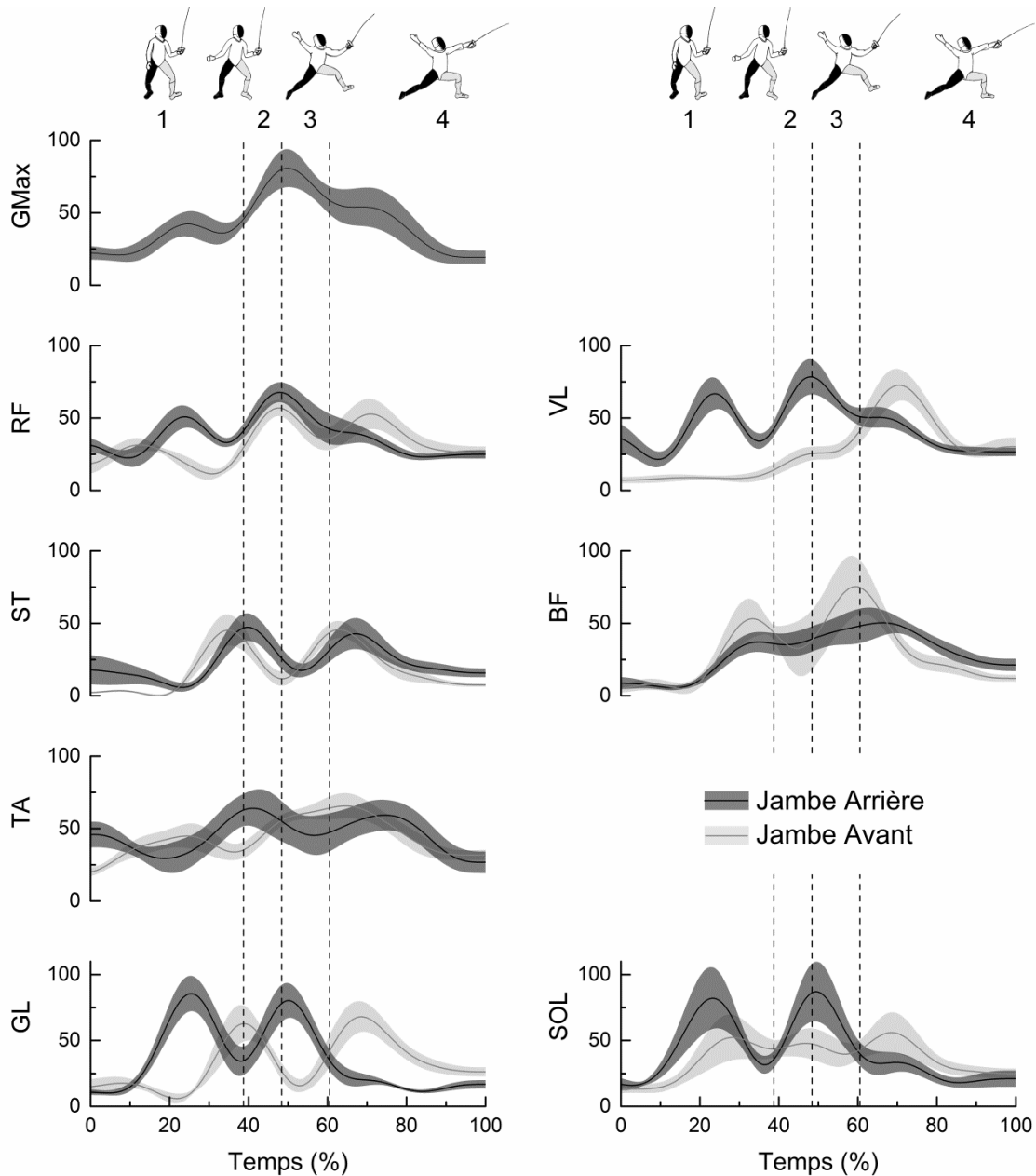


Figure V.1.4. Patterns d'activité EMG normalisés par la RMSmax pour chaque muscles étudiés de la jambe arrière (noir) et de la jambe avant (gris) durant un assaut marché-fente.

Les valeurs RMS EMG moyennes montrent une « petite » ($ET = 0,24$) interaction côté \times muscle ($F = 1189,5$, $P = 0,02$). L'activité moyenne du VL de la jambe arrière était

« quasiment certainement » plus élevée (+19,1% ± 17,8%) en comparaison avec la jambe avant, avec une « grande » différence (Figure VI.1.5, $P = 0,01$). Pour les autres muscles investigués, aucune différence d'activité EMG moyenne n'était observée sur l'ensemble de l'assaut entre les deux jambes. Lorsque le niveau d'activité musculaire dans chaque phase était considéré, nous observions un effet d'interaction « modéré » ($ET = 0,53$) côté × phase ($F=2,6$; $P < 0,001$) et un « petit » effet d'interaction ($ET = 0,42$) côté × phase × muscle ($F = 6,4$; $P < 0,0001$), révélant des différences significatives entre les deux jambes pour certains muscles du genou et de la cheville (Figure VI.1.5). Plus précisément, le VL arrière était « quasiment certainement » plus activé que le VL avant, avec une « grande » différence en phase 1 (+31,7% ± 14,8%, $P = 0,0001$), 2 (+46,9% ± 25,3, $P < 0,0001$), et 3 (+ 35,1 % ±25,6%, $P < 0,0001$). A l'inverse, l'activité du VL était « probablement » plus élevée (+10,4% ± 22,0%, $ET = 0,52$) pour la jambe avant par rapport au VL de la jambe arrière. L'activité du BF avant était respectivement « probablement » et « possiblement » plus élevée que l'activité du BF arrière dans les phases propulsives 1 ($P = 0,002$) et 3 ($P = 0,009$). Pour les muscles de la cheville, le niveau d'activité du TA de la jambe arrière était « possiblement » plus élevé que celui du TA de la jambe avant, uniquement pendant la phase 2 (+13,3% ± 21,3%, $ES = 0,50$, $P = 0,004$). Aucune autre différence n'était observée lors des autres phases de l'assaut. Le SOL était « probablement » plus activé sur la jambe arrière au cours de la phase 3 (+29,1% ± 50,8% ; $ES = 0,65$; $P < 0,0001$), alors que le niveau d'activité du GL avant était « quasiment certainement » plus élevé que le GL de la jambe arrière avec une « grande » différence pendant la phase 4 (+54,1 ± 27,3% ; $ES = 1,75$; $P = 0,03$). Les niveaux d'activité du GMax, du VL et du SOL arrière étaient significativement corrélés à la vitesse du mouvement pendant la 2^{ème} phase propulsive (i.e. phase 3; $r = 0,70$, $0,59$, et $0,44$, respectivement). Aucune autre corrélation n'était identifiée avec les niveaux d'activité musculaire des autres muscles sur les deux jambes.

Timing d'activation

L'ANOVA révélait un effet d'interaction significatif « côté × muscle » sur les débuts ($F = 11,2$; $P < 0,0001$; $ES = 0,85$), les fins ($F = 8,4$; $P < 0,0001$; $ES = 0,48$), et les durées ($F = 6,4$; $P < 0,001$; $ES = 0,68$) des bouffées d'activité EMG. Comme le montre la Figure VI.1.6, le début de l'activation intervenait plus tôt pour le VL, le GL et la seconde bouffée du SOL pour la jambe arrière, comparé à la jambe avant. Le TA avant était activé plus tôt que le TA arrière ($0,01 < P < 0,001$). La bouffée d'activité du RF, du VL, du GL et du SOL de la jambe avant, se terminait « très probablement » à « quasiment certainement » plus tard que la

jambe arrière. La fin de l'activité du BF arrière survenait plus tard que celle du VL avant ($0,05 < P < 0,001$). La durée des bouffées exprimée en pourcentage de la longueur complète de l'assaut était « possiblement » à « quasiment certainement » plus importante pour le BF arrière (ES = 1,53), le GL avant (ES = 0,53) et le SOL avant (ES = 0,62) en comparaison avec la jambe opposée ($P < 0,05$).

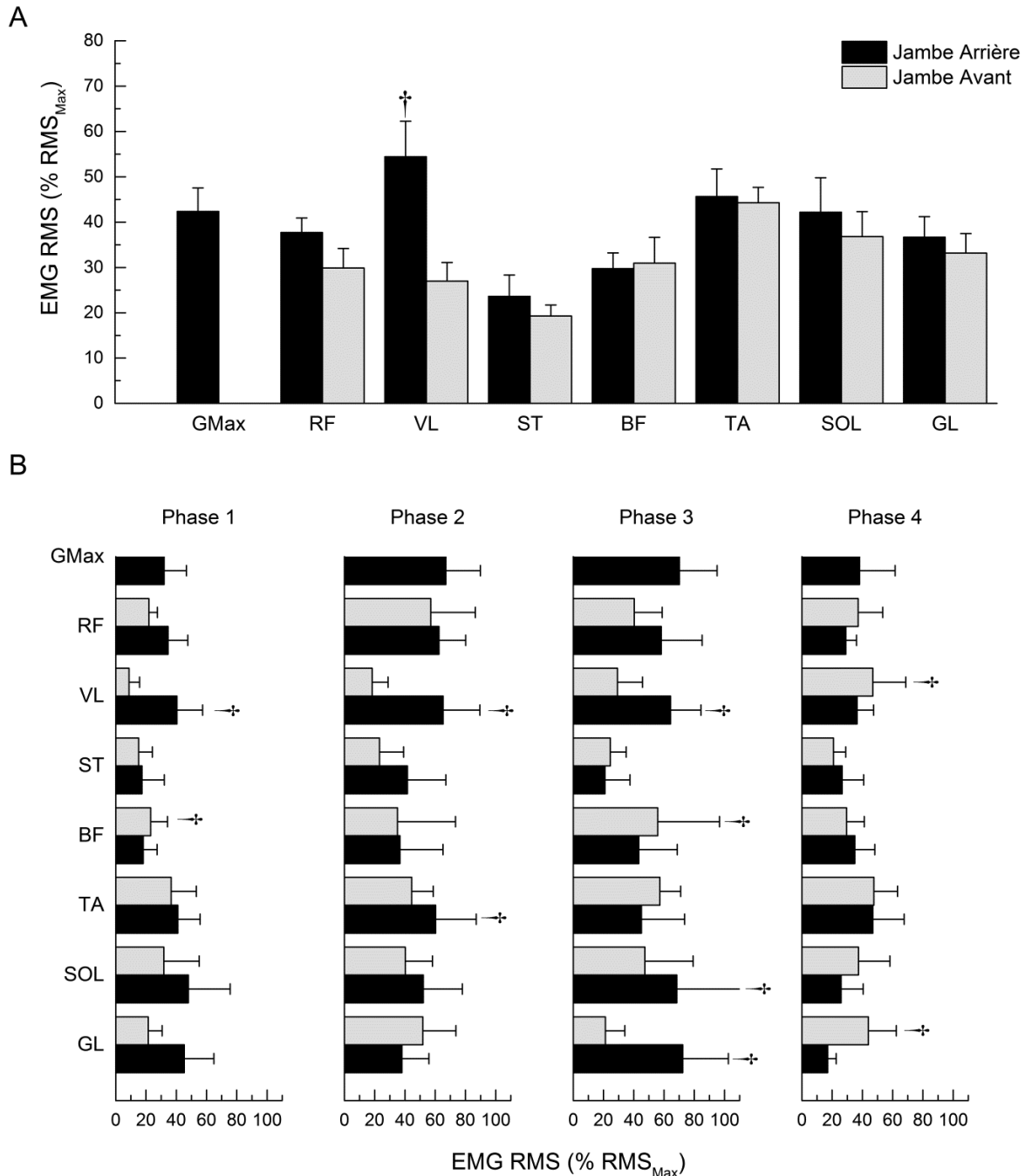


Figure VI.1.5. Valeur de RMS EMG moyenne pour l'assaut marché-fente complet (A) et pour chaque phase du geste (B). † : différence significative entre la jambe avant et la jambe arrière ($P < 0,05$).

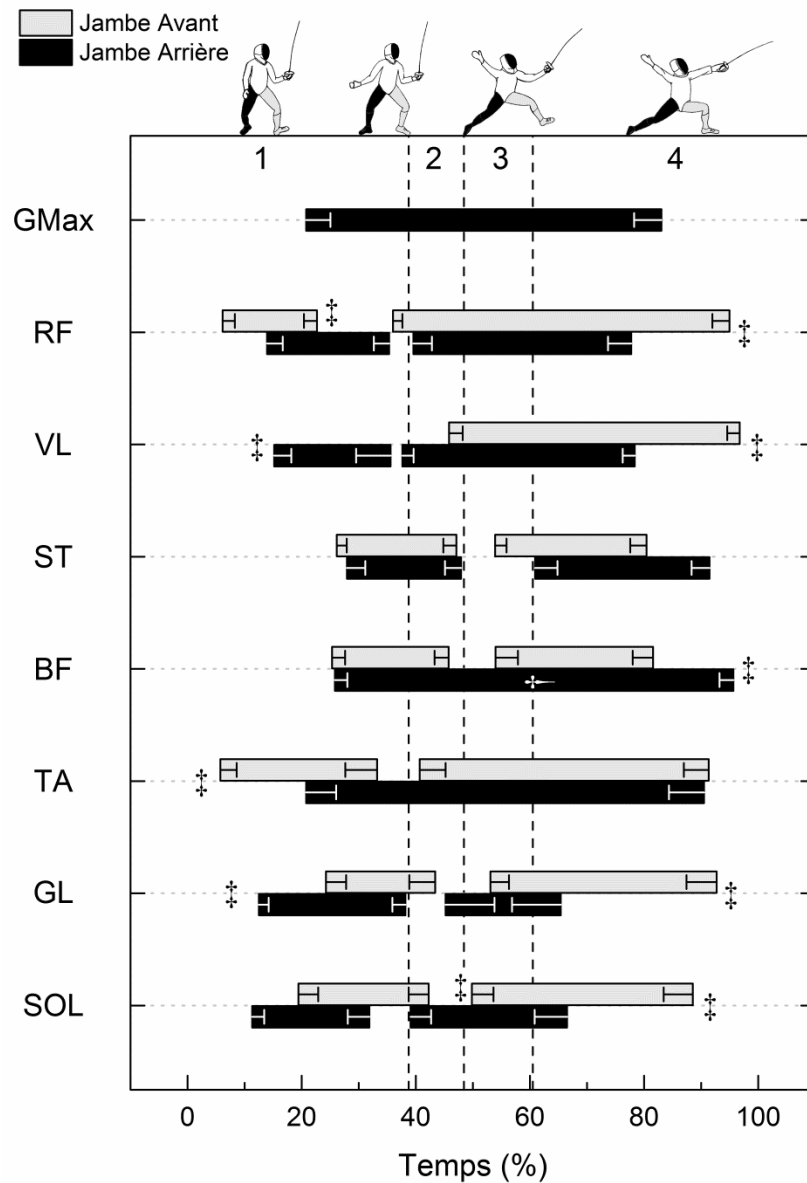


Figure VI.1.6. Début, fin et durée moyenne des bouffées d'activité EMG pour les 15 muscles des deux jambes (arrière en noir, avant en gris). Les valeurs sont exprimées en pourcentage de la durée totale de l'assaut. * différence significative de début et de fin des bouffées entre la jambe avant et la jambe arrière ($P < 0,05$). † différence significative de durée des bouffées entre la jambe avant et la jambe arrière ($P < 0,05$).

VI.1.5. Discussion

Cette étude visait à caractériser les coordinations musculaires des membres inférieurs en lien avec l'efficacité mécanique (i.e. vitesse de mouvement (Cronin et al., 2003, Tsolakis et al., 2010)) au cours d'un assaut *marché-fente* en escrime. Les sabreuses élites présentaient une force des extenseurs de la jambe avant plus élevée que celle des extenseurs de la jambe arrière alors que plusieurs éléments indiquent que la vitesse de mouvement est d'avantage liée aux capacités musculaires de la jambe arrière. En effet, nous avons observé que i) les sabreuses élites activaient principalement les extenseurs de leur jambe arrière (VL, GL) au cours des deux phases propulsives, alors que les extenseurs de la jambe avant (RF, VL, GL et SOL) étaient principalement impliqués dans les phases de freinage de l'assaut, ii) le niveau d'activité moyen du VL arrière était plus important que celui du VL avant sur l'ensemble de l'assaut ; iii) le niveau d'activité et la force maximale des extenseurs de la hanche et du genou arrière sont corrélés à la vitesse maximale de mouvement atteinte au cours du *marché-fente*. L'analyse mécanique du *marché-fente* reflète un haut niveau de performance, comme le montre la vitesse maximale de mouvement atteinte par les sabreuses élites ($2,59 \pm 0,24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), qui excède des valeurs obtenues lors de l'exécution d'une fente pour des participants non experts (Cronin et al., 2003). Nos résultats confirment donc le niveau d'expertise des sabreuses ayant participé à notre étude et soutiennent le fait que l'escrime implique des tâches explosives (Roi et Bianchedi, 2008, Sapega et al., 1984, Tsolakis et al., 2010), avec en moyenne un pic de puissance verticale supérieur à 1000 W et une puissance négative (de freinage) de $1446 \pm 326 \text{ W}$. Ces données illustrent le fait que la capacité à se déplacer vers l'avant et à décélérer la masse corporelle aussi rapidement que possible constituent un déterminant crucial de la performance en escrime (Roi et Bianchedi, 2008, Sapega et al., 1984). Cela avait été, en effet, démontré pour les membres supérieurs dans des mouvements tel que la *flèche* (Frère et al., 2011).

A notre connaissance, cette étude est la première à rapporter les patterns d'activité musculaire des membres inférieurs, associés à l'efficacité mécanique au cours d'une tâche d'escrime réalisée *in situ*. L'analyse des timings d'activation révèle que, pendant la première phase propulsive (i.e. marché) qui produit le premier pic d'accélération antéropostérieure ($6,4 \pm 0,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), le TA avant est le premier muscle activé. Il participe à la dorsiflexion de la cheville pour stabiliser la jambe avant au cours du *marché*. Le VL, le RF, le SOL et le GL arrière sont aussi sollicités au début du geste et agissent respectivement comme extenseurs du genou et de la cheville pour initier le déplacement du corps vers l'avant. La transition entre la

première et la seconde phase propulsive, c'est-à-dire la phase 2, est caractérisée par un support unilatéral de la masse corporelle sur la jambe avant, avec une stabilisation de la vitesse antéropostérieure ($1,7 \pm 0,2 \text{ m.s}^{-1}$). Le pied arrière est amené vers l'avant, ce qui sollicite les muscles fléchisseurs plantaires avant (SOL, GL) et les fléchisseurs du genou (ST, BF) des deux jambes. Les muscles extenseurs du genou arrière sont alors, pendant un court instant, inactivés. Durant la seconde phase propulsive (phase 3), les extenseurs de la hanche et du genou de la jambe arrière sont sollicités pour produire le second pic de force antéropostérieure qui propulse rapidement le corps vers l'avant, comme révélé par l'atteinte de la vitesse maximale du mouvement dans cette phase. Les extenseurs de la hanche et du genou avant sont aussi activés pour lancer la jambe avant au-dessus du sol. À cet instant, les sabreuses activent les muscles de leur cheville arrière (TA, SOL, GL) pour contrôler la transmission de force des articulations supérieures (hanche, genou) au sol. Le RF, le VL, le GL et le SOL avant sont activés pour exercer la flexion de la hanche (RF), parallèlement à l'extension du genou (RF, VL). Puis, une flexion plantaire (GL, SOL) provoque des contractions de pré-activation pour préparer la phase de contact au sol (phase 4). Lorsque l'accélération antéropostérieure devient nulle (i.e. lorsque le pied avant touche le sol), la phase finale de freinage (phase 4) implique principalement les extenseurs du genou et les muscles fléchisseurs plantaires avant, qui produisent une force opposée (freinage) à la force de réaction au sol, avec des contractions excentriques qui permettent de décélérer le corps (force minimale antéropostérieure : $-779 \pm 128 \text{ N}$). En parallèle, les muscles de la jambe arrière sont progressivement inactivés durant la dernière partie de l'assaut (phase 4), exceptés le ST et le BF, qui sont activés pour exercer un couple d'extension au niveau de la hanche et freiner la flexion du tronc, lors d'une contraction excentrique. Le muscle TA contribue quant à lui à la stabilisation du corps dans la dernière partie de l'assaut. En considérant l'ensemble de l'assaut, le BF est activé plus longtemps pour la jambe arrière que pour la jambe avant. Ce résultat peut être dû à l'action bi-articulaire du BF. Sur la jambe arrière, ce muscle ischio-jambier est en effet impliqué au cours de l'extension de la hanche réalisée durant les phases propulsives 1 et 3, mais aussi au cours de la flexion du genou réalisée en phase 2. À l'inverse, le BF avant est inactif durant les phases de transition entre la phase 2 et la phase 3 (fente). La deuxième bouffée d'activité des fléchisseurs plantaires de la jambe avant (GL, SOL) est plus longue que pour la jambe arrière, montrant ainsi la contribution des fléchisseurs plantaires de la jambe avant à la contraction excentrique durant l'action finale de freinage. Pour les timings d'activation (début et fin), d'une part, le VL et le GL de la jambe arrière sont activés plus tôt que les muscles de la jambe avant, alors que le TA avant semble jouer un rôle majeur dans

l'élévation du pied avant à chaque pas. D'autre part, la fin de l'activité intervient plus tard pour les muscles extenseurs de la jambe avant (i.e. RF, VL, GL, SOL, Figure VI.1.6) car ils sont plus impliqués dans les contractions (excentriques) de freinage. Pour résumer, les extenseurs de la jambe arrière sont principalement impliqués durant les phases propulsives (1 et 3), alors que les extenseurs de la jambe avant agissent pour propulser la jambe avant et décélérer le corps durant la phase de freinage. Les muscles de la cheville agissent pour initier le mouvement (TA avant), supporter la masse corporelle de la sabreuse et stabiliser le mouvement durant les phases de transition.

Globalement, nos données montrent que la production de puissance durant un *marché-fente* est principalement contrôlée par les extenseurs mono-articulaires de la hanche et du genou ainsi que par les muscles fléchisseurs plantaires et dorsi-fléchisseurs qui sont les muscles les plus activés (Figure VI.1.5). Les muscles fléchisseurs du genou sont en effet faiblement activés (moins de 30% de la RMSmax). Plus particulièrement, il apparaît que les muscles participant à l'extension de la jambe arrière sont principalement activés durant les phases propulsives (i.e. contractions concentriques). En effet, le GMax, le RF, le VL, le SOL et le GL produisent leur plus haut niveau d'activité au cours des phases 1 ou 3, qui correspondent aux phases où les valeurs d'accélération du centre de masse sont les plus élevées. Même s'il est difficile de déterminer le niveau du couple de force produit par un muscle à partir de son niveau d'activité moyen (Dorel et al., 2012, Turpin et al., 2011), nos données suggèrent une contribution significative de ces groupes musculaires dans le mouvement antéropostérieur de l'assaut. Une telle hypothèse est renforcée par la nette relation observée entre le niveau d'activité des muscles extenseurs des articulations de la hanche, du genou et de la cheville de la jambe arrière et la vitesse du mouvement durant les phases propulsives. Par contre, les muscles extenseurs (VL, GL) de la jambe avant sont plus activés que ceux de la jambe arrière au cours de la dernière phase de freinage (i.e. contraction excentrique), à la réception de la fente quand les escrimeurs produisent les plus hauts niveaux de puissance négative (-1446 ± 326 W). Les muscles produisant un couple de force extenseur au niveau du genou et de la cheville de la jambe avant contribuent donc à absorber de hauts niveaux de force pour décélérer le corps durant la phase de contact avec le sol. Au cours de la phase de freinage, les extenseurs du genou et les muscles fléchisseurs plantaires exercent des contractions excentriques intenses et rapides.

Nos résultats constituent donc la première preuve directe du rôle dissocié des muscles des membres inférieurs avant et arrière durant une tâche spécifique en escrime. Les articulations de la jambe arrière participent principalement aux phases de propulsion de

l'assaut, tandis que les articulations des jambes avant sont impliquées dans les actions de freinage à la fin du mouvement (Roi et Bianchedi, 2008, Tsolakis et al., 2010). Une telle dissymétrie des sollicitations musculaires peut provoquer des déséquilibres de force entre les deux jambes. En accord avec les données rapportées précédemment sur la force musculaire, nous avons observé que la jambe avant est capable d'exercer une force légèrement plus élevée que la jambe arrière (Nystrom et al., 1990, Sapega et al., 1984, Tsolakis et al., 2010). En effet, le pic de couple de force produit lors de l'extension de la hanche avant est apparu supérieur au couple de force des extenseurs de la hanche arrière. En outre, les muscles extenseurs du genou de la jambe avant sont capables d'exercer des couples de force plus importants aux longueurs musculaires les plus courtes et les plus longues. Les contractions excentriques maximales sont reconnues pour stimuler de manière plus efficace le développement de la force totale et excentrique par rapport aux contractions concentriques (Guilhem et al., 2010, Roig et al., 2009). De plus, la relation force-longueur du muscle peut être affectée par l'exercice excentrique (Blazevich et al., 2007a, Guilhem et al., 2013, Morgan, 1990). Par conséquent, le stimulus mécanique imposé au cours de la dernière phase de freinage de la fente, où l'amplitude de mouvement de la jambe avant est très grande, stimule l'augmentation de la force et de la masse musculaire des extenseurs de la jambe avant (Cermak et al., 2013, Guilhem et al., 2013, Tsolakis et al., 2010). Ce processus adaptatif induit par la pratique répétée d'une activité latéralisée peut expliquer, en partie, le déséquilibre de force musculaire observé chez les escrimeuses élites de cette étude (Azemar, 1999). Étant donné que les deux membres inférieurs sont sollicités sur de larges amplitudes lors des mouvements d'escrime et que les capacités de la jambe arrière représentent un facteur de performance, des applications pratiques peuvent émerger de cette étude. En effet, rééquilibrer les forces entre les muscles extenseurs du genou de la jambe avant et de la jambe arrière à ces longueurs musculaires extrêmes aiderait à réduire le risque de blessures musculo-articulaires et pourrait peut-être améliorer les performances en escrime.

Le fait que les escrimeurs présentent des forces d'extension de la jambe avant plus importantes n'est pas le seul facteur de performance identifié dans cette étude. En effet, nous avons observé une corrélation significative entre les forces des extenseurs de la hanche et du genou arrière, des extenseurs du genou avant (TD) et la vitesse maximale atteinte par les escrimeuses lors d'un assaut (TDE). Le niveau d'activité de ces groupes musculaires est également relié à la performance mécanique (la vitesse maximale par exemple) pendant le *marché-fente*. La capacité de production de force de ces effecteurs semble donc être un facteur déterminant en ce qui concerne les qualités de vitesse en escrime. Par conséquent, ces

résultats fournissent des informations intéressantes aux cliniciens et aux entraîneurs qui souhaitent travailler sur des groupes musculaires spécifiques. La jambe avant est renforcée par la pratique chronique de l'escrime. Les niveaux élevés des activités du fessier, du quadriceps et du triceps sural arrière et leur implication lors des phases propulsives suggèrent qu'il pourrait également être intéressant d'augmenter les capacités de production de force de la jambe arrière. Les propriétés intrinsèques associées aux capacités de force maximale de ces groupes musculaires semblent être d'une importance primordiale dans tous les efforts visant à augmenter la force appliquée au sol, au cours des actions de propulsion. Comme mentionné ci-dessus, le triceps sural apparaît comme le dernier transmetteur de la force produite par les groupes musculaires proximaux agissant sur la hanche et le genou.

D'un point de vue méthodologique, l'évaluation de la force maximale isométrique a été utilisée pour mieux contrôler l'angle de l'articulation (longueur du muscle) et la posture lors des mesures de force. De plus, le fait que les participants soient tous habitués à l'entraînement en force suggère que leur engagement était maximal pendant les mesures de force et que donc les niveaux d'activité EMG étaient également maximaux. En raison de son manque de spécificité en ce qui concerne l'activité considérée, en fonction de la longueur du muscle, du type de la contraction ou de la puissance produite, cette procédure de normalisation est controversée dans la littérature (Hug, 2011). Malgré ses limites, cette méthode est préconisée comme un moyen approprié de déterminer le niveau d'activité d'un muscle en fonction de sa capacité d'activation maximale et pour des comparaisons interindividuelles (Burden, 2010, Hunter et al., 2002). Enfin, des tests orientés vers la puissance ou la vitesse devraient être envisagés dans de futures études, comme un moyen d'établir explicitement la relation entre les capacités musculaires des muscles des membres inférieurs et l'efficacité mécanique d'un geste spécifique d'escrime.

Les asymétries de force observées en conditions dynamiques entre les deux jambes des escrimeurs élités pourraient également avoir des répercussions d'un point de vue prophylactique (Roi et Bianchedi, 2008). Les auteurs ont démontré que les personnes en bonne santé qui ne pratiquent pas d'activité latéralisée peuvent présenter de légers déséquilibres bilatéraux de force entre un membre inférieur dominant et un non dominant. Des déséquilibres plus importants (> 10%) indiquent un risque accru de blessure musculo-squelettique (Croisier et al., 2008, Heiderscheit et al., 2010). Par exemple, les répétitions du mouvement de fente ou de la position « en garde » peuvent entraîner des pathologies (Greenhalgh et al., 2012), telles que le syndrome des loges des adducteurs et la compression des artères de la région iliaque due à une hypertrophie du psoas majeur (syndrome de

Cockett), ou induire de l'arthrose (Azemar, 1999, Rodineau et Bouvard, 1999, Zemper et Harmer, 1996). Par conséquent, un programme d'entraînement spécialement conçu pour équilibrer les asymétries pourrait être envisagé (Escamilla et al., 2010, Heiderscheit et al., 2010). Ce type de renforcement permettrait non seulement d'améliorer les performances des escrimeurs, mais limiterait aussi la latéralisation et donc les pathologies liées à la pratique de l'escrime. Une des limites potentielles de cette étude est le manque d'informations cinématiques sur les articulations étudiées. Toutefois, compte tenu de la faible variabilité des paramètres cinétiques entre les escrimeuses au cours du *marché-fente*, nous pouvons supposer que les différences dans l'exécution d'un tel assaut pourraient plutôt être liées aux coordinations musculaires (Frère et al., 2011), comme en témoigne nos résultats de corrélation obtenus avec les données EMG.

Cette étude a été réalisée chez des sabreuses qui sont susceptibles d'avoir des cinétiques de mouvement différentes par rapport aux sabreurs. D'autres études, incluant des escrimeurs avec des données cinématiques, permettraient de conclure sur les éventuelles applications de ces résultats aux populations masculines et pendant d'autres mouvements de base de l'escrime, y compris dans les autres armes de l'escrime : épée et fleuret. En raison de contraintes méthodologiques, l'activité du GMax avant n'a pas pu être enregistrée. Compte tenu de l'importance des muscles extenseurs de la jambe avant à la fin de la fente (Figure V.1.4 et Figure VI.1.5), la caractérisation du timing d'activation de cet extenseur de la hanche avant compléterait sans doute les coordinations musculaires spécifiques des membres inférieurs lors de la phase de freinage et de stabilisation de l'assaut *marché-fente*.

En conclusion, cette étude est la première à présenter les patterns d'activité musculaire lors d'un assaut en escrime, en lien avec les capacités musculaires et les performances spécifiques des escrimeurs. Nous avons montré un rôle dissocié des muscles de la jambe avant et de la jambe arrière qui contrôlent la production de puissance lors d'un assaut *marché-fente*. Les muscles extenseurs de la hanche, du genou et de la cheville de la jambe arrière contribuent aux actions de propulsion (concentriques), tandis que les extenseurs de la jambe avant sont principalement impliqués dans les phases de freinage (contractions excentriques) pour ralentir la masse corporelle au cours de la phase de contact avec le sol (réception de la fente). Le triceps sural semble être déterminant dans la transmission de la force au cours de la propulsion de la jambe arrière et de la stabilisation de la jambe avant. Ces différences de contraintes mécaniques induisent des déséquilibres de force musculaire entre la jambe dominante (avant) et la jambe non dominante (arrière). Nos résultats suggèrent que ces asymétries pourraient être néfastes pour la performance et d'un point de vue prophylactique.

D'autres études sont nécessaires pour déterminer si ces coordinations musculaires peuvent être optimisées par un entraînement spécifique visant à accroître la capacité de production de force musculaire, en particulier des muscles de la jambe arrière.

VI.2. ETUDE 5 : Liens entre profils force-puissance-vitesse en *squat jump* et performance en escrime

VI.2.1. Résumé / Summary

Cette étude avait pour but d'investiguer les liens entre les qualités musculaires évaluées lors de la détermination du profil force-vitesse en *squat jump*, le niveau d'optimisation de ces profils, et la performance de fleurettistes élités lors d'un assaut marché fente.

Les profils force-vitesse et puissance-vitesse (mesurés et optimaux) de 22 fleurettistes hommes et femmes des équipes de France ont été déterminés. Les escrimeur(euse)s ont également réalisé des assauts marchés-fentes sur un système de plates-formes de force de 6,60 m de long. Les corrélations potentielles entre la force (F_0), la vitesse (v_0) et la puissance (P_{max}) maximales théoriques, le niveau d'optimisation des profils (% de différence entre le profil mesuré et optimal) et les paramètres mécaniques (force, vitesse, puissance, accélération) obtenus sur l'ensemble, ou au cours de chaque phase de l'assaut, ont été testées (coefficient Bravais-Pearson).

Aucune corrélation n'a été observée entre les paramètres évalués en *squat jump* et ceux évalués lors des assauts marchés-fentes.

La pertinence de l'utilisation des procédures d'évaluation du profil force-vitesse en *squat jump* dans le cadre d'une activité comme l'escrime ne semble pas démontrée. En effet, la modalité balistique permet de se rapprocher des actions musculaires engagées lors des pratiques sportives mais montre un manque de spécificité dans une discipline latéralisée, et dans laquelle l'orientation des forces produites par les membres inférieures intègre une forte composante horizontale.

Mots clefs : profils force-vitesse, escrime, performance

The aim of this study was to investigate the link between the muscular abilities assessed with the force-velocity profile determined in ballistic squat jump, the optimization level of these profiles, and the elite foil fencers performance during a marché-fente assault.

The measured and optimal force- and power-velocity profile of 22 male and female foil fencers of the French national teams were determined. The fencers also performed marché-fente assaults over a 6.6m long force plate-forme system. The potential correlation between the theoretical maximal force (F_0), velocity (v_0) and power (P_{max}), the level of optimization of the profiles (% of difference between measured and optimal profiles) and measured mechanical parameters (force, velocity, power and acceleration) obtained over the entire assault, or during each phase of the assault, were tested (Bravais-Pearson coefficient).

No correlations were found between parameters evaluated in squat jump and those evaluated during marché-fente assaults.

The relevance of using those force-velocity profile evaluation procedures in squat, in the context of the fencing activity is not proven. Indeed, the ballistic modality enable to be closest to the muscle action engaged during sport practice but shows a lack of specificity in lateralized activity in which there is an important horizontal component in the force produced by the lower limb.

Key word : *force-velocity profiles, fencing, performance*

VI.2.2. Introduction

Nous avons montré à plusieurs reprises dans ce manuscrit l'intérêt d'évaluer les qualités musculaires à partir de la relation force-vitesse afin de proposer des entraînements individualisés. L'étude précédente (étude 4) nous a permis d'établir des liens entre les forces mono-articulaires évaluées sur ergomètre et la performance réalisée lors d'un assaut *marché-fente*. Parallèlement à l'évaluation des qualités musculaires, l'analyse des contraintes liées à la pratique de l'activité permet de proposer des contenus d'entraînement pertinents au regard des besoins de l'athlète (Ackland et al., 2009) (voir chapitre III.3.1). Cependant, les méthodes d'évaluation des qualités musculaires doivent également tenir compte de la spécificité de l'activité. En d'autres termes, les conditions d'évaluation et notamment la modalité de résistance et le type d'action musculaire utilisés doivent être similaires à celles utilisées lors de la pratique de l'activité (Ratamess et al., 2009). La procédure d'évaluation mise en place favorise ainsi une calibration adéquate des contenus d'entraînements en fonction des objectifs visés. Les relations entre les forces évaluées sur ergomètre isocinétique et la performance sportive ne semblent pas répondre à l'ensemble de ces pré-requis. En effet, si les mesures de force isométriques et isocinétiques permettent de dissocier les capacités musculaires des membres dominants et non-dominants, elles n'évaluent pas les capacités de production de puissance du système neuromusculaire lors de mouvements accélérés (e.g. mode balistique ou SSC, Frost et al., 2010).

Dans ce contexte, des protocoles visant l'évaluation de la puissance ou de la vitesse maximale permettraient d'établir explicitement la relation entre les capacités musculaires des muscles des membres inférieurs et l'efficacité mécanique d'un geste spécifique en escrime. Comme décrit dans la phase expérimentale 1, l'évaluation de ces qualités musculaires peut être réalisée en déterminant les relations force-vitesse et puissance-vitesse des membres inférieurs lors d'exercices de *squat jump* chargés, grâce notamment aux outils et méthodes présentés dans l'étude 1 (voir chapitre V.1) (Comstock et al., 2011, Crewther et al., 2011, Samozino et al., 2008) Ces méthodes simples présentent l'avantage d'être plus abordables et transposables sur les sites d'entraînement que les tests réalisés sur ergomètre isocinétique, qui ne peuvent être effectués qu'en laboratoire. Cependant, les corrélations potentielles entre les paramètres évalués lors des tests force-vitesse et la performance *in situ* restent à établir.

Par ailleurs, le protocole présenté dans l'étude 3 (voir chapitre V.3) offre la possibilité de déterminer l'équilibre optimal entre les composantes de force et de vitesse pour produire la

meilleure performance possible dans une activité donnée à partir des qualités de puissance disponibles (Samozino et al., 2012).

La pertinence de cette méthode a été démontrée en saut vertical, c'est-à-dire que les athlètes qui étaient le plus proche de leur profil optimal maximisaient leur performance en saut vertical (Samozino et al. 2013). Dans ce contexte, les bénéfices de l'entraînement en force sur la performance explosive ont été largement démontrés dans la littérature (Folland et Williams, 2007, Komi, 2003, Kraemer, 2005). Des études récentes semblent par ailleurs démontrer tout l'intérêt de développer les qualités de vitesse maximale sur la performance. Ainsi, deux études récentes utilisant des sauts allégés (lors desquels l'athlète était tiré vers le haut) ont montré une amélioration des performances plus importante qu'après un entraînement à poids de corps ou chargé, chez des joueurs de rugby néo-zélandais (Argus et al., 2011a) ou chez des sujets modérément actifs (Markovic et al., 2013). L'ensemble de ces éléments semblent conforter l'intérêt de l'identification de l'équilibre F-V en vue d'optimiser la performance sportive. Toutefois, l'application de ce concept à des mouvements explosifs plus complexes, et à la performance sportive en général, reste à démontrer.

En effet, l'évaluation du niveau d'optimisation des qualités musculaire ne peut avoir de sens en termes d'optimisation des performances que et si les qualités évaluées sont liées à la performance réalisée dans les conditions réelles de l'activité pratiquée. Le *squat jump* est aujourd'hui une méthode de référence qui permet d'évaluer les qualités musculaires dans des conditions standardisées. De plus, le transfert des qualités évaluées dans ce geste semble évident pour certaines activités comme le basket-ball, le saut en hauteur ou le volley-ball) (Markovic et Mikulic, 2010, Markovic et al., 2013). Cependant, il est légitime de se demander si ce transfert est également observable dans d'autres gestes techniques spécifiques et notamment dans les activités latéralisées. En effet, à notre connaissance, aucune étude n'a cherché à tester les liens potentiels entre les capacités musculaires de force, de puissance et de vitesse maximales déterminées à partir de ces protocoles simples, et la performance lors de gestes spécifiques en escrime. L'établissement de telles relations pourrait également nous permettre d'observer si le niveau d'optimisation des profils force-puissance-vitesse est corrélé à la performance sportive spécifique.

Le but de cette étude était donc d'étudier les liens entre les niveaux de force, vitesse et puissance maximales déterminées à partir des relations force-vitesse établies en *squat jump*, le niveau d'optimisation de ces profils (i.e. différence relative entre le profil F-V et le profil optimal), et la performance des escrimeurs lors d'un assaut *marché fente*, au travers des paramètres mécaniques enregistrés lors de ce geste.

VI.2.3. Méthode

VI.2.3.1. Participants

Au total, 22 fleurettistes hommes et femmes des équipes de France ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques anthropométriques sont présentées dans le tableau IV.1 et les palmarès dans le tableau IV.2.

Tableau VI.2.1. Caractéristiques anthropométriques des fleurettistes.

Arme	Sexe	Nombre	Age (ans)	Taille (cm)	Masse (Kg)
Fleuret	Femme	7	25,7 ±4,5	171,8 ±4,7	60,9 ±4,8
Fleuret	Homme	15	23,9 ±4,5	180,9 ±6,4	78,0 ±10,1

Tableau VI.2.2. Palmarès des équipes de France de fleuret d'escrime de 2010 à 2014 en championnat du monde et championnat d'Europe. 🏆🏆🏆🏆 médaille d'or par équipe, 🥈🥈🥈🥈 médaille d'argent par équipe, 🥉🥉🥉🥉 médaille de bronze par équipe, 🥉 médaille de bronze individuelle.

		2010	2011	2012	2013	2014
Championnats du monde	Fleuret F				🏆🏆🏆🏆	🥈🥈🥈🥈
	Fleuret H		🏆🏆🏆🏆		🏆🏆🏆🏆	🥈🥈🥈🥈🥉
Championnat d'Europe	Fleuret F				🏆🏆🏆🏆🥉	🥈🥈🥈🥈
	Fleuret H		🏆🏆🏆🏆	🏆🏆🏆🏆		🥈🥈🥈🥈🥉

VI.2.3.1. Design expérimental

Après avoir réalisé les tests permettant de déterminer les profils force-vitesse et puissance-vitesse (mesurés et optimaux) selon la méthode Samozino décrite dans le chapitre V.3.3.4, les fleurettistes ont réalisé des assauts *marché-fente* présentés dans l'étude 4 (voir chapitre VI.1.3.2).

VI.2.3.2. *Traitement des données*

Profils mesurés et profils optimaux

Les paramètres maximaux étaient déterminés à partir des profils mesurés (F_0 , v_0 , P_{max}) selon la méthodologie décrite dans les études 1 et 3 (voir chapitre V.1 et V.3). Les calculs des profils optimaux et des paramètres associés (F_{0th} , v_{0th}) étaient réalisés suivant les équations présentées dans l'étude 3 (voir chapitre V.3.3.4). Le niveau d'optimisation du profil était déterminé à partir du déséquilibre F-V (Fv_{IMB} en %).

Test de déplacement d'escrime

Les 4 phases de l'assaut ont été identifiées en suivant la même procédure que celle décrite dans l'étude 4 (voir chapitre VI.1.3.3). Pour chaque phase, les valeurs moyennes de force, puissance, vitesse, accélération et déplacement ont été calculées. Les valeurs maximales et moyennes de force, vitesse, puissance, accélération et déplacement ont été calculées sur la durée totale de l'assaut.

VI.2.3.3. *Analyse statistique*

Une ANOVA à un facteur (effet de la phase) a été effectuée sur les valeurs moyennes des variables mécaniques enregistrées au cours de l'assaut *marché-fente* (TDE).

Une ANOVA à un facteur (effet de la phase) était effectuée sur les valeurs moyennes des variables mécaniques enregistrées au cours de l'assaut *marché-fente* (TDE). Des corrélations linéaires de Pearson (r) étaient effectuées entre les paramètres théoriques maximaux extraits des profils mesurés, le niveau d'optimisation et i) les niveaux de force, vitesse, puissance, accélération maximaux et moyens obtenus au cours de l'assaut et ii) les niveaux de force, vitesse et puissance obtenus au cours de chaque phase de l'assaut.

VI.2.4. **Résultats**

VI.2.4.1. *Profils force-vitesse*

Les profils force-vitesse mesurés et optimaux des fleurettistes sont présentés dans la Figure VI.2.1. Les valeurs de F_0 étaient comprises entre 28,8 N.kg⁻¹ et 47,2 N.kg⁻¹. Les v_0 étaient comprises entre 2,2 m.s⁻¹ et 3,0 m.s⁻¹. Pour F_{0th} les valeurs pouvaient aller de 24,0 N.kg⁻¹ à 42,7 N.kg⁻¹. Les v_{0th} atteignaient 2,3 m.s⁻¹ à 3,3 m.s⁻¹. Les puissances maximales

théoriques (P_{max}) étaient comprises entre $15,7 \text{ W.kg}^{-1}$ et $34,9 \text{ W.kg}^{-1}$. Le déséquilibre moyen Fv_{IMB} est de 8% avec des valeurs comprises entre -85% et 52%.

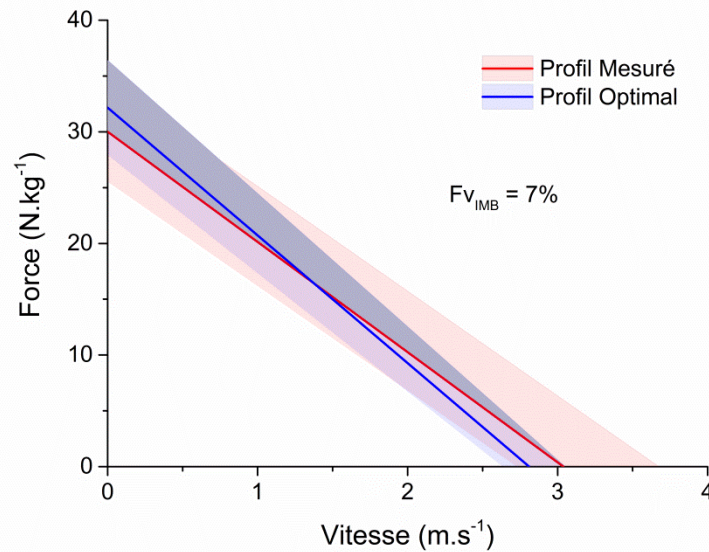


Figure VI.2.1. Profils force-vitesse mesurés (rouge) et profils force-vitesse optimaux (bleu) des fleurettistes.

VI.2.4.2. Caractérisation mécaniques de l'assaut marché-fente

Le centre de masse des fleurettistes couvrait en moyenne une distance de $2,21 \pm 0,71 \text{ m}$ en $1,29 \pm 0,14 \text{ s}$. Les fleurettistes atteignaient en moyenne des vitesses maximales de $3,08 \pm 0,55 \text{ m.s}^{-1}$ et développaient des forces horizontales maximales de $1054 \pm 254 \text{ N}$ et des puissances maximales de $2745 \pm 774 \text{ W}$ au cours de l'assaut *marché-fente*. Les ANOVAs révèlent un effet significatif de la phase sur le déplacement moyen, la vitesse, l'accélération, la force et la puissance ($P < 0.001$). Nous avons observé que $22 \pm 9\%$ du déplacement était effectué au cours de la première phase, $38 \pm 5\%$ à la fin de la phase 2 et $59 \pm 5\%$ à la fin de la phase 3. Les forces les plus importantes étaient développées dans la première phase ($275 \pm 54 \text{ N}$) alors que les vitesses ($2,61 \pm 0,34 \text{ m.s}^{-1}$) et les puissances ($614 \pm 206 \text{ W}$) les plus importantes étaient observées au cours de la phase 3.

VI.2.4.3. Corrélation entre les profils F-V et les paramètres mécaniques maximaux de l'assaut

Le Tableau VI.2.1 présente les résultats obtenus pour les corrélations entre les paramètres théoriques maximaux extraits des profils mesurés et leur niveau d'optimisation

(Fv_{IMB}), et les valeurs moyennes et maximales de force, de vitesse et de puissance, observées au cours de l'assaut, normalisées par la masse de l'escrimeur.

Tableau VI.2.1. Valeurs des coefficients de corrélation de Pearson (r) entre les paramètres théoriques maximaux des profils mesurés, le niveau d'optimisation des profils et les paramètres mécaniques de l'assaut marché-fente. * : corrélation significative ($P < 0,05$).

			F_0 (N)	v_0 (m.s ⁻¹)	P_{max} (W)	Fv_{IMB} (%)
Paramètres mécaniques des assauts marché-fente	Maximaux	Force (N)	-0,01	-0,06	-0,15	-0,14
		Vitesse (m.s ⁻¹)	0,09	-0,20	-0,11	0,08
		Puissance (W)	0,11	-0,25	-0,19	0,01
	Moyens	Force (N)	0,39	-0,52*	-0,28	-0,05
		Vitesse (m.s ⁻¹)	-0,04	-0,08	-0,11	-0,21
		Puissance (W)	0,05	-0,19	-0,16	-0,26

Les analyses ont montré une corrélation significative ($P < 0,05$) entre la vitesse théorique maximale (v_0) du profil mesuré en *squat jump* et la force moyenne produite lors de l'assaut. Les analyses n'ont montré aucune autre corrélation significative (Tableau VI.2.2).

VI.2.4.4. Corrélation entre les profils F-V et les paramètres mécaniques pour chaque phase de l'assaut

Le Tableau VI.2.3 présente les valeurs des coefficients de corrélation de Pearson entre les paramètres théoriques des profils mesurés, le niveau d'optimisation (Fv_{IMB}) et les paramètres mécaniques moyens pour chaque phase de l'assaut *marché-fente*, normalisés par la masse de l'escrimeur. Les analyses réalisées n'ont montré aucune corrélation significative.

Tableau VI.2.3. Valeurs des coefficients de corrélation de Pearson (r) issus des régressions linéaires entre les paramètres théoriques maximaux obtenus à partir des profils mesurés et les paramètres mécaniques moyens pour chaque phase de l'assaut *marché-fente*, normalisés par la masse de l'escrimeur.

			F_0 (N)	v_0 (m.s ⁻¹)	P_{max} (W)	Fv_{IMB} (%)
Paramètres mécaniques des assauts <i>marché-fente</i>	Force (N)	Phase				
		1	-0,02	-0,04	-0,06	-0,11
		2	-0,16	0,10	-0,06	-0,23
		3	0,03	-0,19	-0,15	0,01
	Vitesse (m.s ⁻¹)	4	0,38	-0,11	0,10	-0,06
		1	-0,34	-0,22	-0,37	0,11
		2	-0,25	-0,29	-0,41	0,06
		3	-0,27	-0,27	-0,41	-0,02
	Puissance (W)	4	-0,36	-0,11	-0,28	0,09
		1	-0,31	-0,23	-0,38	0,05
		2	-0,21	0,02	-0,16	-0,20
		3	-0,10	-0,26	-0,30	-0,01
	4	0,37	0,10	0,30	-0,07	

VI.2.5. Discussion

L'objectif de cette étude était de déterminer les liens potentiels entre les profils force-vitesse mesurés en *squat jump* et le niveau de performance dans une activité explosive latéralisée (i.e. l'escrime). À cette fin, nous avons étudié les liens entre les niveaux de force, de vitesse et de puissance maximales déterminés à partir des relations force-vitesse établies en *squat jump*, le niveau d'optimisation de ces profils, et la performance des escrimeurs lors d'un assaut *marché fente*, au travers des paramètres mécaniques enregistrés lors de ce geste. Nos principales analyses n'ont révélé aucune corrélation entre les valeurs de force et de puissance maximales théoriques extraites des profils force-puissance-vitesse obtenus en *squat jump* et les paramètres enregistrés lors de l'assaut. Seule une corrélation entre la vitesse maximale théorique du profil et la force moyenne développée lors de l'assaut est à noter. De plus, il n'existe aucune corrélation, entre la force maximale théorique, la puissance maximale théorique et les paramètres enregistrés lors de chaque phase de l'assaut (Tableau VI.2.4).

Il a été largement montré dans ce manuscrit que le *squat jump* balistique est une des méthodes de référence les plus utilisées afin d'évaluer les profils force- et puissance-vitesse au niveau pluri-articulaire (Bobbert et al., 2013, Markovic et al., 2013, Samozino et al., 2008) (voir étude 1, chapitre V.1). Par ailleurs, l'utilisation de protocoles standards facilite la comparaison systématique des habiletés musculaires spécifiques et des adaptations induites par la pratique chronique de nombreux sports. Nos résultats montrent que les fleurettistes présentent des qualités de vitesse importantes (Figure VI.2.1). L'étude 3 nous a permis de mettre en évidence que ces qualités étaient effectivement plus marquées chez des escrimeurs en comparaison de celles observées dans d'autres disciplines explosives (voir chapitre V.3). L'importance de ce paramètre a été confortée dans l'étude 4 chez des sabreuses élites (Guilhem et al., 2014). La caractérisation des paramètres mécaniques lors d'un *marché-fente* chez des fleurettistes confirme également les hauts niveaux de vitesse atteints au cours de ce geste. Les patterns mécaniques de l'assaut *marché-fente* chez les fleurettistes élites sont effectivement comparables à ceux déterminés chez les sabreuses lors de l'étude 4. L'ensemble de ces éléments soutient le fait que la pratique de l'escrime à haut niveau tend à développer les qualités de vitesse.

La détermination des profils optimaux indique que, pour une puissance donnée, les escrimeurs possédant un profil orienté vers la composante de force pourraient atteindre des vitesses antéro-postérieures plus élevées lors d'une fente (Figure VI.2.1). L'étude 4 avait, en effet, permis de démontrer que les capacités de force des membres inférieurs, et notamment la

force maximale des extenseurs du genou et de la hanche de la jambe arrière, était corrélées à la performance en marché-fente (Guilhem et al., 2014). Dans cette étude 5, les tests réalisés en *squat jump* indiquent une corrélation entre la vitesse maximale théorique issue de la relation force-vitesse et le niveau de force moyens développé au cours de l'assaut (Tableau VI.2.5). Ce résultat pourrait refléter le fait que grâce à leurs qualités de vitesse les escrimeurs sont capables de continuer à produire des forces tout au long de l'assaut, y compris dans les dernières phases où la vitesse du mouvement est élevée. Cependant, le principal intérêt d'évaluer les profils force-vitesse en *squat jump* balistique plutôt que les forces mono-articulaires maximales concentriques ou isométriques, est de se rapprocher du type d'actions musculaires réalisées lors des gestes spécifiques de l'escrime. Au contraire des contractions isocinétiques (i.e. à vitesse constante) réalisées sur ergomètre en chaîne ouverte, le *squat jump* balistique (i) reproduit une position en appui bipodal et (ii) permet d'appréhender la capacité de l'individu à accélérer puis à projeter une masse inertielle. Cette modalité de test se rapproche des conditions de réalisation de l'assaut marché-fente qui se termine en effet par une projection vers l'avant, lors de la fente.

En résumé, nos résultats ne semblent pas montrer de lien entre l'équilibre du profil force-vitesse en *squat jump* et la performance en escrime. En effet, aucune corrélation n'a été observée entre le niveau d'optimisation du profil (Fv_{IMB}) et les paramètres mécaniques observés lors du *marché-fente*. Deux hypothèses peuvent être avancées pour expliquer ce résultat. Bien que l'utilisation d'un exercice tel que le *squat jump* permet de se rapprocher du type d'action musculaire (i.e. balistique) sollicité par l'exécution d'un *marché-fente*, différents facteurs limitent les similarités et la spécificité mécanique entre un saut vertical et un geste spécifique en escrime. D'une part, le *squat jump* est un geste bilatéral alors que l'escrime implique majoritairement des actions latéralisées. Les corrélations observées dans l'étude 4 n'étaient effectivement observées que pour la jambe arrière. Selon le principe de déficit bilatéral évoqué dans l'étude 3 (voir chapitre V.3) (Bobbert et al., 2006, Samozino et al., 2013, Yamauchi et al., 2009), les profils F-V évalués lors de gestes bilatéraux peuvent par ailleurs sous-estimer les capacités de production de force de chaque jambe (Bobbert et al., 2006, Samozino et al., 2013) et ainsi influencer les profils mesurés. Il est donc légitime de penser que chez un escrimeur présentant des asymétries bilatérales de force au niveau mono-articulaire, les deux membres inférieurs présenteront des profils force-vitesse différents. Les paramètres théoriques maximaux extraits uniquement à partir du profil force-vitesse de la jambe arrière pourraient, par exemple, présenter d'avantage de liens avec les forces développées lors des phases propulsives d'un assaut *marché-fente*. D'autre part, l'orientation

des forces appliquées au sol est très différente dans les deux gestes considérés dans notre analyse. Le *squat jump* implique principalement une composante verticale alors qu'une forte composante horizontale intervient dans l'assaut *marché fente* (Guilhem et al., 2014). La composante gravitationnelle a donc un impact différent sur les productions mécaniques en fonction du geste réalisé. Il est donc difficile d'appréhender quelle est la part d'influence de cette composante lorsque l'on compare les deux mouvements en termes de force, de vitesse et de puissance produites. Comme évoqué précédemment dans ce manuscrit (voir chapitres III.1.2.2 et V.3) les profils F-V peuvent être évalués en situation spécifique dans certaines activités comme le pédalage (Dorel et al., 2010, Vandewalle et al., 1987a) ou la course à pied (Morin et al 2012). La conception de protocoles permettant de déterminer les profils F-V dans des conditions expérimentales plus spécifiques à l'activité considérée, par exemple sur des gestes latéralisés, pourrait donc constituer une perspective pratique intéressante.

En conclusion, cette étude est la première à avoir étudié les liens entre les capacités musculaires de force, de puissance et de vitesse maximales déterminées lors d'une méthode standard, et la performance lors de gestes spécifiques de l'escrime. La modalité balistique utilisée dans ce contexte semble se rapprocher des actions musculaires engagées lors des pratiques sportives. Cependant, le *squat jump* montre un manque de spécificité dans une discipline latéralisée, et dans laquelle l'orientation des forces produites par les membres inférieurs intègre une forte composante horizontale. L'utilisation de cette procédure pour déterminer l'équilibre adéquat des qualités musculaires et en déduire une calibration d'entraînement adaptée ne semble donc pas tout à fait pertinente chez des escrimeurs. En revanche, cette procédure pourrait s'avérer intéressante dans des disciplines sollicitant des actions bilatérales ou dans des disciplines dans lesquelles la performance en saut vertical est déterminante.

VI.3. ETUDE 6 : Effets d'un entraînement explosif individualisé chez des escrimeurs élités (étude préliminaire)

VI.3.1. Résumé / Summary

Le but de cette étude était de déterminer les effets d'un entraînement musculaire explosif individualisé sur les profils force-vitesse des escrimeurs élités et le niveau d'optimisation de ces profils. Quinze fleurettistes du collectif masculin de l'équipe de France ont participé à cette étude. Trois sessions de tests ont été réalisées au cours desquelles les profils-forces vitesse des escrimeurs ont été évalués. Une période contrôle de 4 semaines, sans modification de l'entraînement classique des escrimeurs était suivi d'une période de 6 semaines d'entraînement et de renforcement musculaire. Les tests étaient réalisés au début et à la fin de chaque période. Les valeurs de force (F_0), de vitesse (v_0) et de puissance maximale (P_{max}) théoriques et le niveau d'optimisation du profil ($Diff_{sfv}$) étaient comparés entre les sessions de test (ANOVAs). Ces analyses n'ont révélé aucune différence significative entre les sessions de tests pour la F_0 ($P = 0,99$), la v_0 ($P = 0,88$), la P_{max} ($P = 0,92$) et la $Diff_{sfv}$ ($P = 0,99$) du groupe des 8 fleurettistes ayant accompli l'ensemble du protocole. Ces résultats ne nous permettent pas de conclure sur les bénéfices d'un programme de renforcement individualisé à partir du profil force-vitesse d'un athlète. L'utilisation de ce type d'entraînement pourrait cependant s'avérer efficace chez de jeunes athlètes pour améliorer les qualités musculaires en utilisant des modalités de renforcement moins traumatisantes que les efforts à charges lourdes. Cette étude ouvre de nombreuses perspectives de travail pour comprendre le rôle des adaptations neuromusculaires dans ce contexte.

Mots clefs : profils force-vitesse, entraînement explosif

The aim of this study was to determine the effects of an explosive individualized muscle training program on the force-velocity profiles of elite fencers and their level of optimization. Fifteen foil fencers of the French national team participated in this study. Three test sessions were performed during which the force-velocity profiles of the fencers were evaluated. A control period of 4 weeks, without any modification of the fencers usual training was followed by 6 weeks of explosive muscle training. Tests were performed at the beginning and end of each period. The theoretical maximal force (F_0), velocity (v_0) and power (P_{max}) and the level of optimization of the profile ($Diff_{sfv}$) were compared between test sessions (ANOVAs). The analyses did not revealed any differences between the test sessions for F_0 ($P = 0.99$), v_0 ($P = 0.88$), P_{max} ($P = 0.92$) and $Diff_{sfv}$ ($P = 0.99$) in the 8 foil fencers who accomplished the entire protocol. These results do not allow us to conclude on the benefits of an explosive muscle training program, individualized thanks to the force-velocity profile of the athlete. Using this type of training could, however, be efficient in young athletes to enhance his/her muscle abilities without using traumatizing heavy loads training modalities. This study raises several work perspectives to understand the role of neuromuscular adaptations in this context.

Key words : force-velocity profile, explosive training

VI.3.2. Introduction

De nombreuses études ont démontré l'intérêt de l'entraînement explosif pour améliorer la performance (Cormie et al., 2009, 2010a, Duchateau et Hainaut, 1984, Lamas et al., 2012, Markovic et Mikulic, 2010, Markovic et al., 2013). Ces auteurs ont mis en évidence les effets d'un entraînement balistique à charge légère sur l'amélioration de la vitesse de mouvement. Cependant, ces études sont souvent réalisées chez des sujets sédentaires ou peu entraînés. Nous avons vu dans l'étude 4 (voir chapitre VI.1) que les qualités de vitesse sont essentielles à la performance en escrime (Guilhem et al., 2014). L'entraînement explosif semble donc tout à fait approprié au développement des qualités musculaires nécessaires à la performance dans cette discipline. Les effets d'un tel entraînement chez des escrimeurs élités, dont la pratique chronique est supposée modifier le profil musculaire, restent cependant à démontrer.

Il est bien établi qu'il existe une charge optimale pour laquelle l'athlète maximise sa production de puissance et sa performance explosive. Cette charge optimale est souvent proche de la propre masse corporelle de l'athlète (Bevan et al., 2010, Cormie et al., 2008, Cormie et al., 2007, Davies et Young, 1984, Driss et al., 2001). Dans ce contexte, Jaric et Markovic (2009) ont émis l'hypothèse que les membres inférieurs sont principalement conçus pour une production dynamique maximale dans des mouvements rapides et contre une charge imposée correspondant à la masse, mais aussi à l'inertie de son propre corps. L'escrime fait partie de ces nombreux sports dont l'une des caractéristiques principale est de déplacer son propre corps, cette théorie peut donc légitimement s'appliquer à cette activité.

Plusieurs études suggèrent qu'un entraînement balistique réalisé avec la charge optimale à laquelle l'athlète produit sa puissance maximale permettrait de maximiser les effets de l'entraînement explosif (Cormie et al., 2010a, McBride et al., 2002, Nuzzo et al., 2010). Même si cette charge est souvent proche de la masse corporelle de l'athlète, il reste cependant indispensable de la quantifier précisément, afin d'individualiser au mieux la calibration des séances. Les procédures présentées dans ce manuscrit (voir étude 1 chapitre V.1), permettent une évaluation précise du profil force-vitesse d'un d'athlète. L'étude des effets d'un entraînement explosif individualisé à partir de cette relation présente, de plus, un caractère nouveau par rapport aux études précédemment cités qui utilisent la seule force maximale ou la 1RM de l'athlète pour calibrer l'entraînement. L'utilisation des profils force-vitesse dans un cadre de programmation de l'entraînement présente également l'avantage de déterminer un profil force-vitesse optimal (Samozino et al., 2012), qui représente l'adéquation entre le profil réel de l'athlète et les qualités nécessaires à la performance vis-à-vis de la discipline qu'il

pratique. Ceci peut s'avérer particulièrement intéressant pour des sportifs élités chez qui les qualités musculaires sont déjà très développées.

Le but de cette étude était donc de déterminer les effets d'un entraînement musculaire explosif individualisé sur les profils force-vitesse des escrimeurs élités et le niveau d'optimisation de ces profils. Au vu des qualités musculaires des athlètes et du programme d'entraînement imposant des charges permettant aux athlètes de développer des puissances proches de leur puissance maximale, nous émettons l'hypothèse que i) l'entraînement augmentera les qualités de puissance et dans une moindre mesure, de vitesse et de force et que ; ii) les relations force-vitesse seront plus proches du profil optimal à la suite de ce programme de renforcement musculaire.

VI.3.3. Méthode

VI.3.3.1. Participants

Les 15 fleurettistes du collectif masculin de l'équipe de France ont participé à cette étude. Leurs caractéristiques anthropométriques et leur palmarès sont présentés dans l'étude précédente (Tableau VI.2.1 et Tableau VI.2.2).

VI.3.3.2. Protocole expérimental

Cette étude s'est déroulée sur 13 semaines. Trois sessions de tests ont été réalisées (Pré-test : Pré, Mid-test : Mid et Post-test : Post). Entre les sessions Pré et Mid, les fleurettistes ont suivi leur entraînement classique sans modification particulière de leurs séances pendant 4 semaines (période contrôle). Entre les sessions Mid et Post, nous avons proposé aux fleurettistes un entraînement musculaire bihebdomadaire individualisé, d'une durée de 6 semaines, pour chaque escrimeur. La Figure VI.3.1 résume ce protocole.

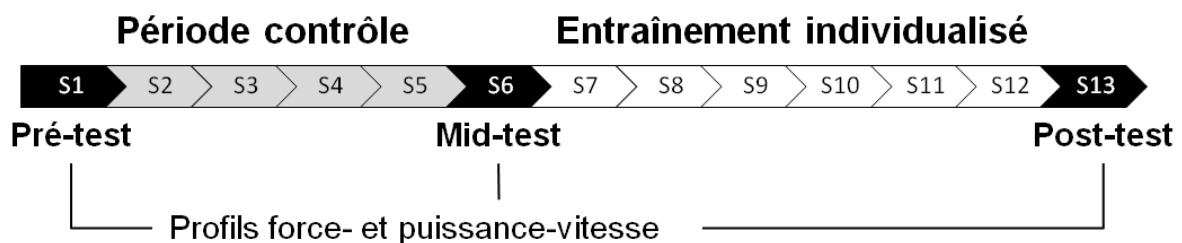


Figure VI.3.1. Résumé du protocole expérimental

Profils force- et puissance-vitesse

Les profils force-vitesse et puissance-vitesse étaient évalués selon les procédures utilisées dans les études précédentes (i.e. méthode Samozino ; voir méthodologie générale IV.2.2). Les valeurs de force (F_0), de vitesse (v_0) et de puissance maximale (P_{max}) théoriques étaient déterminées à partir de ces relations. Le niveau d'optimisation du profil ($Diff_{sfv}$) était également déterminé en comparant la pente du profil optimal et la pente du profil mesuré (voir méthodologie générale, chapitre IV.2.5).

Entraînement explosif individualisé

L'entraînement individualisé a consisté à mettre en place, des exercices calibrés en fonction des résultats obtenus lors des pré-tests. Ces séances étaient initialement prévues à raison de deux fois par semaine. Trois exercices (e.g. *pull over*, développé-couché, tirage nuque, tirage poitrine) de renforcement des membres supérieurs mais surtout 6 exercices de renforcement des muscles des membres inférieurs (e.g. presse oblique, fléchisseurs plantaires, ischios jambiers, adducteurs, abducteurs, quadriceps, extenseurs de hanche, flexion de hanche, *squat-jump*) étaient proposés à chaque séance. Les exercices étaient réalisés sous forme de circuit. Les escrimeurs réalisaient trois fois le circuit par séance. La 1RM pour chaque exercice était déterminée lors d'une séance préliminaire. La calibration des charges tenait compte des profils force-vitesse et puissance-vitesse mesurés en *squat jump*. Lors des séances d'entraînement, les athlètes réalisaient chaque exercice à la charge correspondant au développement de la puissance maximale. Pour les exercices autres que le *squat jump*, les charges étaient adaptées pour correspondre aux mêmes pourcentages de 1RM. Afin de contrôler l'engagement lors de la séance, les escrimeurs disposaient d'un retour d'information en direct, à l'aide d'un système photoélectrique (voir chapitre IV.2.2) sur la hauteur de saut atteinte lors des *squat jumps* à chaque répétition. Pour tous les exercices, la consigne donnée aux athlètes était de mobiliser la charge le plus vite possible.

VI.3.3.3. Analyse statistiques

Des ANOVAs à un facteur (test) étaient réalisées sur les valeurs de force, de vitesse et de puissance maximales théoriques et sur le niveau d'optimisation du profil pour tester l'effet de l'entraînement explosif.

VI.3.4. Résultats préliminaires

En raison de contraintes inhérentes au fait de réaliser une étude avec des sportifs de niveau international, seuls 8 fleurettistes ont pu participer à l'ensemble du protocole. En effet, le calendrier des compétitions, les blessures et les contraintes personnelles et professionnelles des athlètes ont rendu la mise en place de ce protocole extrêmement complexe. Seuls les résultats concernant l'évolution des profils force- et puissance-vitesse seront donc présentés dans ce manuscrit à titre préliminaire, afin d'ouvrir la discussion et de proposer des perspectives à ce travail.

VI.3.4.1. Analyse globale

Lors du Prè-test, les fleurettistes présentaient des valeurs de force maximale comprises entre $25,1 \text{ N.kg}^{-1}$ et $39,8 \text{ N.kg}^{-1}$, de vitesse maximale entre $2,1 \text{ m.s}^{-1}$ et $4,3 \text{ m.s}^{-1}$ et de puissances maximales entre $17,9 \text{ W.kg}^{-1}$ et $29,4 \text{ W.kg}^{-1}$. Le niveau d'optimisation de leur profil était compris entre 0,5% et 135,6 % de différence entre la pente du profil optimal et la pente du profil mesuré.

Nos analyses n'ont révélé aucune différence significative entre les sessions de tests pour la F_0 ($P = 0,99$), la v_0 ($P = 0,88$), la P_{max} ($P = 0,92$) et la Di_{sfv} ($P = 0,99$). La Figure V.3.1 présente les valeurs moyennes pour les 8 fleurettistes, des différents paramètres théoriques, au cours des trois sessions de tests.

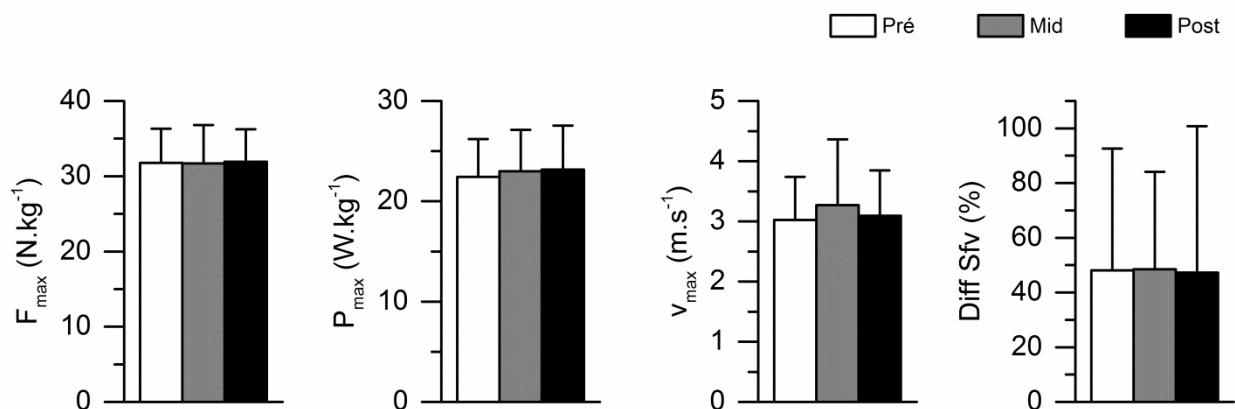


Figure V.3.1 Histogramme présentant les valeurs moyennes de force maximale théorique (F_0), de vitesse maximale théorique (v_0), de puissance maximale théorique (P_{max}) et du niveau d'optimisation du profil (exprimé en % de différence) au cours des trois sessions de tests.

VI.3.4.2. Exemple typique

L'évolution du profil d'un fleurettiste est présentée dans la Figure VI.3.2. Ses capacités de force ont augmenté progressivement au cours du protocole (Pré : 25,1 N.kg⁻¹ ; Mid : 28,8 N.kg⁻¹ ; Post : 31,6 N.kg⁻¹). En revanche, sa vitesse maximale théorique est passée de 3,6 m.s⁻¹ à 3,0m.s⁻¹ en mid et en post. Sa puissance a néanmoins augmenté (Pré : 18,8 W.kg⁻¹ ; Mid : 20,7 W.kg⁻¹ ; Post : 23,0 W.kg⁻¹) mais le meilleur niveau d'optimisation du profil était enregistré lors du Mid-test (5,9% de différence entre profil mesuré et profil optimal ; Pré : 19% ; Post : 14%).

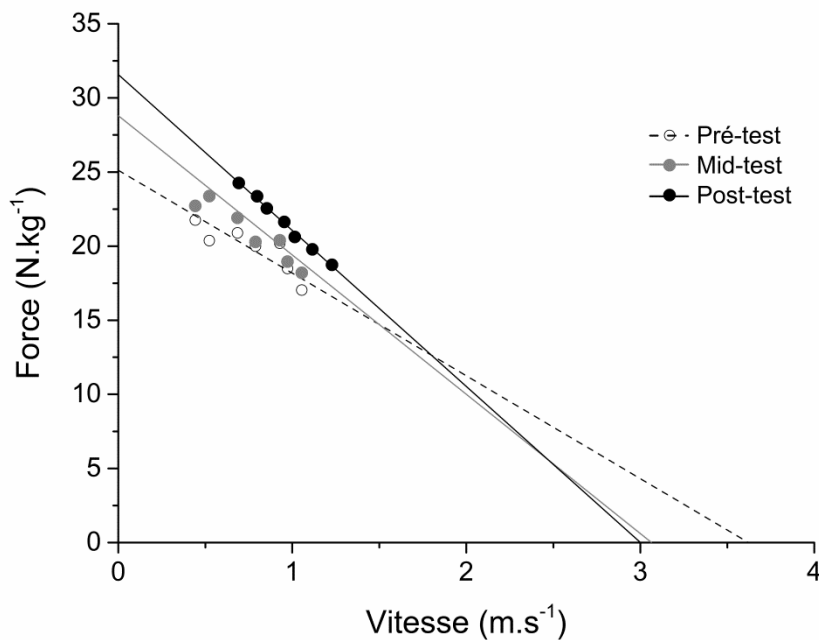


Figure VI.3.2. Exemple individuel d'évolution du profil force-vitesse d'un fleurettiste élite mesuré en squat jump, au cours du protocole d'entraînement.

VI.3.5. Discussion

Le but de cette étude était de déterminer les effets d'un entraînement musculaire explosif individualisé à partir du profil force-puissance-vitesse, sur les capacités musculaires de fleurettistes élités. Les premiers résultats observés ne nous permettent pas de conclure quant aux bénéfices du renforcement mis en place. Certains résultats individuels suggèrent cependant que de plus amples investigations mériteraient d'être menées pour statuer sur cette question.

Les résultats obtenus pour le groupe de fleurettistes ne montrent aucune évolution significative des qualités musculaires entre les différentes sessions de tests. L'entraînement explosif individualisé n'a pas permis d'induire un stress suffisant et supérieur à celui imposé lors de l'entraînement classique, réalisé pendant de la période contrôle, pour modifier les profils force-vitesse des escrimeurs. Cependant, le nombre limité d'escrimeurs ayant accompli le protocole dans son intégralité nécessiterait de compléter cette étude pour confirmer ces résultats. La durée du cycle d'entraînement pourrait également être allongée pour observer les effets à plus long terme.

L'exemple typique présenté dans la partie résultat est celui du plus jeune escrimeur du groupe, dont l'expérience en renforcement musculaire était moins importante que les autres fleurettistes. L'augmentation des qualités de force à la suite du programme d'entraînement explosif semble confirmer les observations de Cormie et al. (2009) chez des sujets présentant de faibles qualités de force. Il serait cependant intéressant de comparer l'impact du mode de calibration (basée sur le profil force-vitesse ou sur la 1RM) sur l'amplitude des adaptations. Bien que l'augmentation des capacités de puissance soit essentiellement due à une amélioration des qualités de force chez ce fleurettiste, la modalité balistique à charge légère semble avoir permis d'améliorer ses qualités musculaires en limitant le risque de blessure lié à l'utilisation de charges lourdes. Cette modalité d'exercice est, en effet, particulièrement adaptée à l'entraînement des personnes peu habituées à l'entraînement en musculation (Cadore et al., 2014b, Chelly et al., 2014, Pereira et al., 2012a, Santos et Janeira, 2012). En ce sens, l'entraînement explosif peut présenter une alternative aux méthodes classiques utilisées pour améliorer les qualités de forces qui doivent constituer une base solide pour développer la puissance (Cormie et al., 2010b). Ce constat est renforcé par les résultats de l'étude 2 (voir chapitre V.2) qui ont montré que la sollicitation neuromusculaire n'est pas affectée par la charge utilisée lors de *squat jumps* balistiques. En outre, l'intérêt de cette modalité a précédemment été démontrée chez de jeunes sportifs et chez les personnes âgées (Cadore et

al., 2014b, Chelly et al., 2014, Pereira et al., 2012a, Santos et Janeira, 2012). L'étude 2 (voir chapitre V.2) peut également expliquer l'absence d'amélioration de la force, de la vitesse et de la puissance maximales globalement observées chez les escrimeurs après entraînement. En effet, la stabilité à la fois des niveaux d'activité et des coordinations musculaires lors de mouvements balistiques chargés tend à suggérer que la modalité balistique n'est pas toujours adaptée pour induire un stress mécanique pouvant entraîner une augmentation du niveau d'activation musculaire (voir étude 2, chapitre V.2). Le fait que les mouvements balistiques résultent d'une commande nerveuse pré-programmée (Desmedt et Godaux, 1979) pourrait expliquer en partie ce résultat. Les auteurs ayant mis en évidence ce phénomène suggèrent que les adaptations nerveuses induites par l'entraînement balistiques pourraient alors résulter de modifications qualitatives de l'activité EMG (Behm et Sale, 1993). Ces processus adaptatifs incluent notamment ceux présentés au chapitre III.3.4 du manuscrit : une activation sélective des UMs à haut seuil de recrutement ou une meilleure synchronisation dans le recrutement des UMs et dans les coordinations inter-musculaires. L'impact de l'entraînement balistique sur les coordinations musculaires apparaît dès lors comme une perspective intéressante de ce travail préliminaire. Dans ce contexte, l'évaluation de nouvelles modalités de résistance, comme la résistance pneumatique (Keiser, 1980, 1981), ou l'utilisation de systèmes d'allègement (Markovic et al., 2013), pourrait être envisagée et permettre de développer de manière plus efficace la capacité à produire de hauts niveaux de force à des vitesses élevées, qualité déterminantes de la puissance développée dans les mouvements balistiques.

Nous ne sommes pas en mesure de présenter à ce jour l'ensemble des données que nous avons parallèlement acquies dans l'optique d'explorer les différents types d'adaptations (neuromusculaire, structurale ou mécanique). En effet, les contraintes évoquées dans les résultats ne nous ont pas permis de présenter l'ensemble des données relatives à l'évolution des activités musculaires, des géométries musculaires ou des propriétés élastiques musculo-tendineuses des fléchisseurs plantaires et des extenseurs du genou à l'aide respectivement de mesures électromyographiques, échographiques et élastographiques. Nous devons également étudier les effets du protocole d'entraînement proposé sur la performance spécifique, à la fois sur l'amélioration des paramètres mécaniques enregistrés au cours d'un assaut marché-fente, mais également sur l'évolution des coordinations dans ce geste technique spécifique. Compléter cette étude et reproduire ce type de protocole chez des populations élites constituent des défis intéressants à relever dans le prolongement de ce travail de thèse.

En résumé, cette étude préliminaire ne nous permet pas en l'état de conclure sur les bénéfices d'un programme de renforcement individualisé à partir du profil force-vitesse d'un athlète. Cependant, elle suggère que l'utilisation de ce type d'entraînement peut s'avérer efficace chez de jeunes athlètes pour améliorer les qualités musculaires en utilisant des modalités de renforcement moins traumatisantes que les efforts à charges lourdes. Enfin, elle ouvre de nombreuses perspectives de travail pour comprendre le rôle des adaptations neuromusculaires, structurales ou mécaniques dans la performance explosive de sportifs de haut niveau.

VII. Conclusion générale et perspectives

Ce travail de thèse visait à mettre en relation des indicateurs innovants des capacités musculaires, en particulier des qualités de puissance, et leur impact sur la performance explosive appréhendée au plus près des conditions de compétition.

Dans un premier temps, nous avons rappelé au travers du cadre théorique que la performance explosive et la production de puissance dépendent de nombreux facteurs neuromusculaires, notamment la capacité à recruter un grand nombre d'unités motrices, l'efficacité des séquences d'activation des muscles sollicités, mais également la quantité de matériel contractile disponible. Les qualités de puissances peuvent être déterminées grâce à des méthodes innovantes permettant d'établir les profils force-vitesse et puissance-vitesse d'un athlète lors d'un mouvement explosif global très utilisé pour évaluer les qualités musculaires : le *squat jump*. Ces profils sont très variables d'un athlète à l'autre et peuvent refléter les adaptations neuromusculaires induites par un programme de renforcement ou simplement par la pratique chronique d'une activité sportive. Les modalités de résistance utilisées et les actions musculaires mobilisées au cours des programmes de renforcement musculaire doivent respecter au mieux la spécificité de l'activité sportive dans laquelle on souhaite améliorer ses performances. En raison de la rapidité et de la durée très courte des actions, mais également de l'intensité des assauts, l'escrime nous a semblé être un modèle idéal pour étudier la performance explosive.

La première partie expérimentale a consisté en trois études complémentaires relatives à certains aspects méthodologiques (Étude 1), neuromusculaires (Étude 2), et fonctionnels (Étude 3) du mouvement balistique de *squat jump* décrit dans le cadre théorique. Les résultats de notre première étude ont confirmé la validité et la reproductibilité des méthodes actuelles permettant de mesurer les forces, les vitesses et les puissances produites au cours de *squat jumps* réalisés à différents niveaux de charges. Ces méthodes peuvent ainsi être utilisées pour établir les profils force-vitesse et puissance-vitesse d'un athlète. Les paramètres maximaux théoriques déduits de ces évaluations peuvent optimiser l'individualisation de la charge d'entraînement. L'analyse des coordinations intermusculaires réalisées dans notre deuxième étude a mis en évidence le fait que lors d'un mouvement balistique, les patterns d'activation musculaire sont très stables. En effet, les fortes modifications des contraintes mécaniques associées à une modification de la charge externe ne semblent pas modifier les séquences et les niveaux d'activité des muscles des membres inférieurs au cours de l'impulsion. Enfin, la

variabilité des 100 profils force-vitesse et puissance-vitesse établis dans l'étude 3 a été mise en relation avec les spécificités de chacune des activités pratiquées chez des athlètes élités. Cette étude a montré que les qualités musculaires ne sont pas nécessairement optimisées chez des athlètes très entraînés. La méthode développée par Samozino et al. (2012) nous a effectivement permis de mettre en évidence des différences entre les profils mesurés et des profils optimaux. L'intérêt pratique de ces résultats est réel, puisque ces derniers représentent le meilleur équilibre entre les qualités de force et de vitesse pour maximiser les performances sportives.

La deuxième partie de la thèse, a consisté en trois expérimentations appliquées à l'escrime chez des sabreuses et des fleurettistes élités, afin de caractériser les contraintes mécaniques et neuromusculaires de leur activité explosive, et de les mettre en relation avec les qualités musculaires mono-articulaires (Etude 4) et les profils force- et puissance-vitesse (Études 5), décrits dans la première partie de la thèse. Dans le prolongement de ces travaux, la dernière expérimentation (Étude 6) visait enfin à déterminer les effets d'un entraînement explosif mobilisant l'ensemble de ces concepts. La quatrième étude a donc caractérisé les patterns mécaniques et électromyographiques d'un assaut *marché-fente*, au sein d'une population de sabreuses élités, mettant en évidence le rôle dissocié des membres inférieurs et l'importance des qualités de force et de puissance dans cette activité. Cette étude a confirmé des dissymétries de force mono-articulaires non-négligeables chez les escrimeurs élités. Certains liens entre les qualités de forces des extenseurs de la jambe arrière et la performance ont aussi été soulignés. L'étude 5 devait confronter les niveaux de force, de vitesse et de puissance maximales déterminées à partir des relations force-vitesse établies en *squat jump* et le niveau d'optimisation de ces profils avec la performance des escrimeurs lors d'un assaut *marché-fente*. L'objectif était de déterminer si les profils musculaires évalués en *squat jump* et leur niveau d'optimisation pouvaient être prédictifs de la performance dans une activité telle que l'escrime. Nos conclusions ne préconisent pas, en l'état actuel, l'utilisation de profils force-vitesse, déterminés dans un geste bilatéral vertical, pour évaluer les qualités musculaires de sportifs impliqués dans un sport latéralisé et dans lequel les gestes techniques présentent une forte composante de force horizontale. Enfin, les derniers travaux présentés dans ce manuscrit avaient pour but de déterminer les effets d'un entraînement explosif individualisé sur les qualités musculaires d'escrimeurs élités. En raison de contraintes méthodologiques, liées notamment aux contraintes organisationnelles des athlètes de haut-niveau inclus dans cette étude, les données récoltées ne nous permettent pas de conclure quant aux bénéfices d'un programme de renforcement optimisé et individualisé. Toutefois, certains résultats

individuels prometteurs suggèrent de compléter ces travaux afin de statuer plus définitivement sur cette question.

À l'issue de ce travail de thèse, plusieurs perspectives de recherche sont envisageables. La détermination de nouveaux protocoles simples permettant d'évaluer des relations force-vitesse dans des mouvements plus spécifiques au sport dans lequel l'athlète est engagé, est un exemple des travaux qui pourraient être menés. Des études récentes se sont effectivement penchées sur cette problématique en tentant d'adapter l'approche théorique utilisée en *squat jump* à des mouvements de course à pied, ou d'extension des membres inférieurs dans le plan horizontal. L'évaluation dissociée des profils force-vitesse entre les membres dominant et non-dominant peut également être intéressante, en particulier dans les activités latéralisées telles que l'escrime, pour lesquelles de fortes dissymétries ont été observées. Par ailleurs, comme suggéré dans la discussion de la dernière étude, une étude approfondie sur l'évolution des facteurs neuromusculaires à la suite d'un programme de renforcement basé sur des exercices explosifs devrait permettre de compléter les connaissances dans ce domaine. En effet, l'utilisation de l'échographie peut par exemple nous renseigner précisément sur l'évolution des géométries musculaires, mais aussi sur les modifications des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux. Des investigations sont également nécessaires pour confirmer et compléter les connaissances sur l'évolution des coordinations intra- et inter-musculaires avec l'entraînement explosif, notamment lors de la réalisation de gestes spécifiques en situation de compétition.

VIII. Bibliographie

- Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, et al.** A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol.* 2001;534:613-23.
- Aagaard P, Simonsen EB, Trolle M, Bangsbo J, Klausen K.** Specificity of training velocity and training load on gains in isokinetic knee joint strength. *Acta Physiol Scand.* 1996;156:123-9.
- Abbott BC, Wilkie DR.** The relation between velocity of shortening and the tension-length curve of skeletal muscle. *J physiol.* 1953;120:214-23.
- Abe T, Fukashiro S, Harada Y, Kawamoto K.** Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci.* 2001;20:141-7.
- Abe T, Kumagai K, Brechue WF.** Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:1125-9.
- Aboodarda SJ, Shariff MA, Muhamed AM, Ibrahim F, Yusof A.** Electromyographic activity and applied load during high intensity elastic resistance and nautilus machine exercises. *Journal of human kinetics.* 2011;30:5-12.
- Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J.** Applied anatomy and biomechanics in sport: Human Kinetics Champaign, IL; 2009.
- Alegre LM, Jimenez F, Gonzalo-Orden JM, Martin-Acero R, Aguado X.** Effects of dynamic resistance training on fascicle length and isometric strength. *J Sports Sci.* 2006;24:501-8.
- Angel RW.** Electromyographic patterns during ballistic movement of normal and spastic limbs. *Brain Res.* 1975;99:387-92.
- Aquili A, Tancredi V, Triossi T, De Sanctis D, Padua E, D'Arcangelo G, et al.** Performance analysis in saber. *J Strength Cond Res.* 2013a;27:624-30.
- Aquili A, Tancredi V, Triossi T, Sanctis DD, Padua E, D'Arcangelo G, et al.** Performance analysis in saber. *J Strength Cond Res.* 2013b;27:624-30.
- Argus CK, Gill ND, Keogh JW.** Characterisation of the differences in strength and power between different levels of competition in rugby union athletes. *J Strength Cond Res.* 2011a.
- Argus CK, Gill ND, Keogh JW, Blazeovich AJ, Hopkins WG.** Kinetic and Training Comparisons Between Assisted, Resisted, and Free Countermovement Jumps. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2011b;25:2219-27 10.1519/JSC.0b013e3181f6b0f4.
- Asmussen E, Bonde-Petersen F.** Storage of elastic energy in skeletal muscles in man. *Acta Physiol Scand.* 1974;91:385-92.
- Atkinson G, Nevill AM.** Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med.* 1998;26:217-38.
- Azemar G.** Aspects of traumatology specific to fencing. *Traumatol Sport.* 1999;16:114-6.
- Bampouras TM, Relph N, Orme D, Esformes JI.** Validity and Reliability of the Myotest Pro Wireless Accelerometer. *Brit J Sport Med.* 2010;44:i20.
- Barth B, Beck E.** The Complete Guide to Fencing: Meyer & Meyer Sport, Limited; 2006.
- Basmajian JV, De Luca CJ.** Muscles alive: their function revealed by electromyography. Baltimore: Williams & Wilkins; 1985.
- Behm D, Sale D.** Velocity specificity of resistance training. *Sports Med.* 1993a;15:374-88.
- Behm DG, Sale DG.** Intended rather than actual movement velocity determines velocity-specific training response. *J Appl Physiol (1985).* 1993b;74:359-68.
- Behm DG, St-Pierre DM, Perez D.** Muscle inactivation: assessment of interpolated twitch technique. *J Appl Physiol.* 1996;81:2267-73.
- Bernstein N.** The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press; 1967.
- Best CH, Partridge RC.** The equation of motion of a runner, exerting a maximal effort. *Proceedings of the Royal Society of London Series B, Containing Papers of a Biological Character.* 1928:218-25.

- Bevan HR, Bunce PJ, Owen NJ, Bennett MA, Cook CJ, Cunningham DJ, et al.** Optimal loading for the development of peak power output in professional rugby players. *J Strength Cond Res.* 2010;24:43-7.
- Biewener AA, Roberts TJ.** Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. *Exerc Sport Sci Rev.* 2000;28:99-107.
- Bigland B, Lippold OC.** Motor unit activity in the voluntary contraction of human muscle. *J Physiol.* 1954a;125:322-35.
- Bigland B, Lippold OC.** The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol.* 1954b;123:214-24.
- Bland JM, Altman DG.** Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* 1986;1:307-10.
- Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S.** Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol.* 2007a;103:1565-75.
- Blazevich AJ, Cannavan D, Horne S, Coleman DR, Aagaard P.** Changes in muscle force-length properties affect the early rise of force in vivo. *Muscle Nerve.* 2009;39:512-20.
- Blazevich AJ, Gill ND, Bronks R, Newton RU.** Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35:2013-22.
- Blazevich AJ, Gill ND, Deans N, Zhou S.** Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle Nerve.* 2007b;35:78-86.
- Bloomfield J, Polman R, O'Donoghue P.** Physical Demands of Different Positions in FA Premier League Soccer. *J Sports Sci Med.* 2007;6:63-70.
- Bobbert MF.** Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol.* 2012;112:1975-83.
- Bobbert MF, de Graaf WW, Jonk JN, Casius LR.** Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *J Appl Physiol.* 2006;100:493-9.
- Bobbert MF, Richard Casius LJ, Kistemaker DA.** Humans make near-optimal adjustments of control to initial body configuration in vertical squat jumping. *Neuroscience.* 2013;237:232-42.
- Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ.** Coordination in vertical jumping. *J Biomech.* 1988;21:249-62.
- Bobbert MF, van Soest AJ.** Why do people jump the way they do? *Exerc Sport Sci Rev.* 2001;29:95-102.
- Boisnoir A, Decker L, Reine B, Natta F.** Validation of an integrated experimental set-up for kinetic and kinematic three-dimensional analyses in a training environment. *Sports Biomech.* 2007;6:215-23.
- Bosco C, Luhtanen P, Komi P.** A simple method for measurement of mechanical power in jumping. *Europ J Appl Physiol.* 1983;50:273-82.
- Bottinelli R, Canepari M, Pellegrino MA, Reggiani C.** Force-velocity properties of human skeletal muscle fibres: myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *J Physiol.* 1996;495 (Pt 2):573-86.
- Bottoms L, Greenhalgh A, Sinclair J.** Kinematic determinants of weapon velocity during the fencing lunge in experienced epee fencers. *Acta Bioeng Biomech.* 2013;15:109-13.
- Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F.** Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech.* 2012;45:1424-9.
- Bouisset S, Maton B.** Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *Am J Phys Med.* 1972;51:285-95.
- Bridge CA, Ferreira da Silva Santos J, Chaabene H, Pieter W, Franchini E.** Physical and physiological profiles of taekwondo athletes. *Sports Med.* 2014;44:713-33.
- Brooke MH, Kaiser KK.** Three "myosin adenosine triphosphatase" systems: the

- nature of their pH lability and sulfhydryl dependence. *J Histochem Cytochem.* 1970;18:670-2.
- Buchheit M, Allen A, Poon TK, Modonutti M, Gregson W, Di Salvo V.** Integrating different tracking systems in football: multiple camera semi-automatic system, local position measurement and GPS technologies. *J Sports Sci.* 2014;1-14.
- Burden A.** How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:1023-35.
- Cadore EL, Casas-Herrero A, Zambom-Ferraresi F, Idoate F, Millor N, Gomez M, et al.** Multicomponent exercises including muscle power training enhance muscle mass, power output, and functional outcomes in institutionalized frail nonagenarians. *Age (Dordr).* 2014a;36:773-85.
- Cadore EL, Moneo AB, Mensat MM, Munoz AR, Casas-Herrero A, Rodriguez-Manas L, et al.** Positive effects of resistance training in frail elderly patients with dementia after long-term physical restraint. *Age (Dordr).* 2014b;36:801-11.
- Caiozzo VJ, Perrine JJ, Edgerton VR.** Training-induced alterations of the in vivo force-velocity relationship of human muscle. *J Appl Physiol.* 1981;51:750-4.
- Campos GE, Luecke TJ, Wendeln HK, Toma K, Hagerman FC, Murray TF, et al.** Muscular adaptations in response to three different resistance-training regimens: specificity of repetition maximum training zones. *Eur J Appl Physiol.* 2002;88:50-60.
- Capoani J, d'Arès JCD.** Les fondamentaux de l'escrime: Fleuret, épée, sabre : S'initier et progresser: Editions Amphora; 2010.
- Casartelli N, Muller R, Maffioletti NA.** Validity and reliability of the myotest accelerometric system for the assessment of vertical jump height. *J Strength Cond Res.* 2010;24:3186-93.
- Castagna C, Ganzetti M, Ditroilo M, Giovannelli M, Rocchetti A, Manzi V.** Concurrent validity of vertical jump performance assessment systems. *J Strength Cond Res.* 2013;27:761-8.
- Cavagna GA.** Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol.* 1975;39:174-9.
- Cavagna GA, Citterio G.** Effect of stretching on the elastic characteristics and the contractile component of frog striated muscle. *J physiol.* 1974;239:1-14.
- Cavagna GA, Dusman B, Margaria R.** Positive work done by a previously stretched muscle. *J Appl Physiol.* 1968;24:21-32.
- Cavagna GA, Mazzanti M, Heglund NC, Citterio G.** Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism? *J Exp Biol.* 1985;115:79-87.
- Cavagna GA, Saibene FP, Margaria R.** Effect of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *J Appl Physiol.* 1965;20:157-8.
- Cermak NM, Snijders T, McKay BR, Parise G, Verdijk LB, Tarnopolsky MA, et al.** Eccentric exercise increases satellite cell content in type II muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45:230-7.
- Chelly MS, Hermassi S, Aouadi R, Shephard RJ.** Effects of 8-week in-season plyometric training on upper and lower limb performance of elite adolescent handball players. *J Strength Cond Res.* 2014;28:1401-10.
- Choukou MA, Laffaye G, Taiar R.** Reliability and validity of an accelerometer system for assessing vertical jumping performance. *Biol Sport.* 2014;31:55-62.
- Clark DR, Lambert MI, Hunter AM.** Muscle Activation in the Loaded Free Barbell Squat: A Brief Review. *J Strength Cond Res.* 2012;26:1169-78
- Cohen J.** Statistical power analysis for the behavioral sciences: Routledge; 1988.
- Colson S, Pousson M, Martin A, Van Hoecke J.** Isokinetic elbow flexion and coactivation following eccentric training. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9:13-20.
- Comstock BA, Solomon-Hill G, Flanagan SD, Earp JE, Luk H-Y, Dobbins KA, et al.** Validity of the Myotest® in Measuring Force and Power Production in the Squat and Bench Press. *J Strength Cond Res.* 2011;25:2293-7.

- Cooke JD, Brown SH.** Movement-related phasic muscle activation. II. Generation and functional role of the triphasic pattern. *J Neurophysiol.* 1990;63:465-72.
- Cormie P, McBride JM, McCaulley GO.** Power-time, force-time, and velocity-time curve analysis during the jump squat: impact of load. *J Appl Biomech.* 2008;24:112-20.
- Cormie P, McCaulley GO, McBride JM.** Power versus strength-power jump squat training: influence on the load-power relationship. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:996-1003.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU.** Adaptations in Athletic Performance Following Ballistic Power Vs Strength Training. *Med Sci Sport Exer.* 2009.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU.** Adaptations in athletic performance after ballistic power versus strength training. *Med Sci Sports Exerc.* 2010a;42:1582-98.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU.** Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Med Sci Sports Exerc.* 2010b;42:1566-81.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU.** Developing maximal neuromuscular power: part 1 – Biological basis of maximal power production. *Sports Med.* 2011a;41:17-38.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU.** Developing maximal neuromuscular power: part 2 – Training considerations for improving maximal power Production. *Sports Med.* 2011b;41:125-46.
- Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F.** Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1997;76:282-8.
- Crewther BT, Kilduff LP, Cunningham DJ, Cook C, Owen N, Yang GZ.** Validating two systems for estimating force and power. *Int J Sports Med.* 2011;32:254-8.
- Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM.** Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2008;36:1469-75.
- Cronin J, McNair PJ, Marshall RN.** Lunge performance and its determinants. *J Sports Sci.* 2003;21:49-57.
- Cronin J, Sleivert G.** Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med.* 2005;35:213-34.
- Cronin JB, Hansen KT.** Strength and power predictors of sports speed. *J Strength Cond Res.* 2005;19:349-57.
- Cronin JB, Hing RD, Mc Nair PJ.** Reliability and validity of a linear position transducer for measuring jump performance. *J Strength Cond Res.* 2004;18:590-3.
- Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, Ugarkovic D, Kukolj M, Jaric S.** Force-velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114:1703-14.
- Davies CT, Young K.** Effects of external loading on short term power output in children and young male adults. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1984;52:351-4.
- De Haan A.** The influence of stimulation frequency on force-velocity characteristics of in situ rat medial gastrocnemius muscle. *Exp Physiol.* 1998;83:77-84.
- De Luca CJ.** The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of applied biomechanics.* 1997;13:135-63.
- Desmedt JE, Godaux E.** Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *J Physiol.* 1977;264:673-93.
- Desmedt JE, Godaux E.** Ballistic contractions in fast or slow human muscles: discharge patterns of single motor units. *J Physiol.* 1978;285:185-96.
- Desmedt JE, Godaux E.** Voluntary motor commands in human ballistic movements. *Ann Neurol.* 1979;5:415-21.
- Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G.** Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2009;24:225-35.
- Dorel S, Couturier A, Hug F.** Intra-session repeatability of lower limb muscles

- activation pattern during pedaling. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18:857-65.
- Dorel S, Couturier A, Lacour JR, Vandewalle H, Hautier C, Hug F.** Force-velocity relationship in cycling revisited: benefit of two-dimensional pedal forces analysis. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:1174-83.
- Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F.** Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc.* 2012.
- Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, Rouffet D, Van Praagh E, Lacour JR, et al.** Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *Int J Sports Med.* 2005;26:739-46.
- Driss T, Vandewalle H, Quievre J, Miller C, Monod H.** Effects of external loading on power output in a squat jump on a force platform: a comparison between strength and power athletes and sedentary individuals. *J Sports Sci.* 2001;19:99-105.
- Duchateau J, Hainaut K.** Isometric or dynamic training: differential effects on mechanical properties of a human muscle. *J Appl Physiol.* 1984;56:296-301.
- Duchateau J, Le Bozec S, Hainaut K.** Contributions of slow and fast muscles of triceps surae to a cyclic movement. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1986;55:476-81.
- Duclay J, Martin A.** Evoked H-reflex and V-wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. *J Neurophysiol.* 2005;94:3555-62.
- Dudley GA, Harris RT, Duvoisin MR, Hather BM, Buchanan P.** Effect of voluntary vs. artificial activation on the relationship of muscle torque to speed. *J Appl Physiol.* 1990;69:2215-21.
- Dugan EL, La Doyle T, Humphries B, Hasson CJ, Newton RU.** Determining the optimal load for jump squats: A review of methods and calculations. *J Strength Cond Res.* 2004;18:668-74.
- Eloranta V.** Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in concentric jumping movement. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1996;36:59-64.
- Enoka RM.** Neural adaptations with chronic physical activity. *J Biomech.* 1997;30:447-55.
- Enoka RM, Fuglevand AJ.** Motor unit physiology: some unresolved issues. *Muscle Nerve.* 2001;24:4-17.
- Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, Imamura R, Edwards WB, Hreljac A, et al.** Cruciate ligament forces between short-step and long-step forward lunge. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:1932-42.
- Ettema GJ, Huijing PA, de Haan A.** The potentiating effect of prestretch on the contractile performance of rat gastrocnemius medialis muscle during subsequent shortening and isometric contractions. *J Exp Biol.* 1992;165:121-36.
- Farcy S, Nordez A, Dorel S, Hauraix H, Portero P, Rabita G.** Interaction between gastrocnemius medialis fascicle and Achilles tendon compliance: a new insight on the quick-release method. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 2014;116:259-66.
- Fenn W, Marsh B.** Muscular force at different speeds of shortening. *The Journal of physiology.* 1935;85:277-97.
- Folland JP, Williams AG.** The adaptations to strength training : morphological and neurological contributions to increased strength. *Sports Med.* 2007;37:145-68.
- Fouré A.** Caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des structures tendineuses et musculaires des fléchisseurs plantaires de la cheville in vivo. Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique. 2010.
- Foure A, Nordez A, Cornu C.** Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol.* 2010a;109:849-54.
- Foure A, Nordez A, McNair P, Cornu C.** Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *Eur J Appl Physiol.* 2010b.

- Fox EL, Mathews DK.** Interval Training; Conditioning for Sports and General Fitness: Saunders; 1974.
- Frère J, Göpfert B, Nüesch C, Huber C, Fischer M, Wirz D, et al.** Kinematical and EMG-Classifications of a Fencing Attack. *Int J Sports Med.* 2011;32:28,34.
- Frost DM, Cronin J, Newton RU.** A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med.* 2010;40:303-26.
- Fukashiro S, Komi PV.** Joint moment and mechanical power flow of the lower limb during vertical jump. *Int J Sports Med.* 1987;8 Suppl 1:15-21.
- Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, Kuno S, Kawakami Y, Fukashiro S.** Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol.* 1996;81:1430-3.
- Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, Funato K, Fukashiro S.** Muscle architecture and function in humans. *J Biomech.* 1997;30:457-63.
- Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y, Kanehisa H.** Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand.* 2001;172:249-55.
- Gabbett TJ, Jenkins DG, Abernethy B.** Physical demands of professional rugby league training and competition using microtechnology. *Journal of Science and Medicine in Sport.* 2012;15:80-6.
- Garhammer J.** A review of power output studies of Olympic and powerlifting: Methodology, performance prediction, and evaluation tests. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 1993;7:76-89.
- Garland H, Angel RW.** Spinal and supraspinal factors in voluntary movement. *Exp Neurol.* 1971;33:343-50.
- Gholipour M, Tabrizi A, Farahmand F.** Kinematics analysis of lunge fencing using stereophotogrametry. *World Journal of Sport Sciences.* 2008;1:32-7.
- Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G.** What is the best method to assess lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med.* 2014;[Epub ahead of print].
- Glatthorn JF, Gouge S, Nussbaumer S, Stauffacher S, Impellizzeri FM, Maffiuletti NA.** Validity and Reliability of Optojump Photoelectric Cells for Estimating Vertical Jump Height. *J Strength Cond Res.* 2011;25:556-60.
- Goubel F, Linsel-Corbeil G.** Biomécanique: éléments de mécanique musculaire: Masson; 2003.
- Greenhalgh A, Bottoms L, Sinclair J.** Influence of Surface on Impact Shock Experienced during a Fencing Lunge. *J Appl Biomech.* 2012.
- Gregoire L, Veeger HE, Huijing PA, van Ingen Schenau GJ.** Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med.* 1984;5:301-5.
- Gregor RJ, Roy RR, Whiting WC, Lovely RG, Hodgson JA, Edgerton VR.** Mechanical output of the cat soleus during treadmill locomotion: in vivo vs in situ characteristics. *J Biomech.* 1988;21:721-32.
- Grosset JF, Piscione J, Lambertz D, Perot C.** Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol.* 2009;105:131-9.
- Guilhem G, Cornu C, Guevel A.** Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111:2723-33.
- Guilhem G, Cornu C, Guével A.** Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med.* 2010;53:319-41.
- Guilhem G, Cornu C, Maffiuletti NA, Guevel A.** Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45:326-35.
- Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Chollet D, Ranota G.** Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46:341-50.

- Gutierrez-Davila M, Rojas FJ, Antonio R, Navarro E.** Response timing in the lunge and target change in elite versus medium-level fencers. *European journal of sport science.* 2013;13:364-71.
- Hakkinen K, Kauhanen H, Komi PV.** Aerobic, anaerobic, assistant exercise and weightlifting performance capacities in elite weightlifters. *J Sports Med Phys Fitness.* 1987;27:240-6.
- Hakkinen K, Keskinen KL.** Muscle cross-sectional area and voluntary force production characteristics in elite strength- and endurance-trained athletes and sprinters. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1989;59:215-20.
- Hakkinen K, Komi PV.** Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1986;55:147-55.
- Hakkinen K, Komi PV, Alen M.** Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiol Scand.* 1985;125:587-600.
- Hallett M, Marsden CD.** Ballistic flexion movements of the human thumb. *J physiol.* 1979;294:33-50.
- Hallett M, Shahani BT, Young RR.** EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1975;38:1154-62.
- Hannaford B, Stark L.** Roles of the elements of the triphasic control signal. *Exp Neurol.* 1985;90:619-34.
- Harland MJ, Steele JR.** Biomechanics of the sprint start. *Sports Med.* 1997;23:11-20.
- Hasson CJ, Dugan EL, Doyle TL, Humphries B, Newton RU.** Neuromechanical strategies employed to increase jump height during the initiation of the squat jump. *J Electromyogr Kines.* 2004;14:515-21.
- Heiderscheit BC, Sherry MA, Silder A, Chumanov ES, Thelen DG.** Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2010;40:67-81.
- Henneman E.** Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge. *Science.* 1957;126:1345-7.
- Henneman E, Somjen G, Carpenter DO.** Excitability and inhibability of motoneurons of different sizes. *J Neurophysiol.* 1965;28:599-620.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G.** Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol.* 2000;10:361-74.
- Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I.** Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med.* 2008;38:995-1008.
- Hill AV.** The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *P Roy Soc Lond B Bio.* 1938;126:136-95.
- Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC, Herbert RD.** A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech.* 2005;38:1333-41.
- Hopkins WG.** Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med.* 2000;30:1-15.
- Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J.** Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:3-13.
- Hug F.** Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21:1-12.
- Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L.** Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol.* 2004;92:334-42.
- Hug F, Dorel S.** Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19:182-98.
- Hunter AM, St Clair Gibson A, Mbambo Z, Lambert MI, Noakes TD.** The effects of heat stress on neuromuscular activity during endurance exercise. *Pflugers Arch.* 2002;444:738-43.

- Huxley AF, Simmons RM.** Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J physiol.* 1971;218 Suppl:59P-60P.
- Huxley HE.** Fifty years of muscle and the sliding filament hypothesis. *Eur J Biochem.* 2004;271:1403-15.
- Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann GP.** Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol.* 2005;99:603-8.
- Izquierdo M, Hakkinen K, Gonzalez-Badillo JJ, Ibanez J, Gorostiaga EM.** Effects of long-term training specificity on maximal strength and power of the upper and lower extremities in athletes from different sports. *Eur J Appl Physiol.* 2002;87:264-71.
- Jakubiak N, Saunders DH.** The feasibility and efficacy of elastic resistance training for improving the velocity of the Olympic Taekwondo turning kick. *J Strength Cond Res.* 2008;22:1194-7.
- Jaric S, Markovic G.** Leg muscles design: the maximum dynamic output hypothesis. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:780-7.
- Jidovtseff B, Crielaard JM, Cauchy S, Croisier JL.** Validité et reproductibilité d'un dynamomètre inertiel basé sur l'accélérométrie. *Sci Sport.* 2008;23:94-7.
- Jidovtseff B, Harris NK, Crielaard JM, Cronin JB.** Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *J Strength Cond Res.* 2011;25:267-70.
- Jones DA, Sesboüé B, Round J, De Haan A.** *Physiologie du muscle squelettique: De la structure au mouvement: Elsevier Masson; 2005.*
- Julia M, Dupeyron A, Laffont I, Parisaux JM, Lemoine F, Bousquet PJ, et al.** Reproducibility of isokinetic peak torque assessments of the hip flexor and extensor muscles. *Ann Phys Rehabil Med.* 2010;53:293-305.
- Karcher C, Buchheit M.** On-court demands of elite handball, with special reference to playing positions. *Sports Med.* 2014;44:797-814.
- Kawakami Y, Abe T, Kuno SY, Fukunaga T.** Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1995;72:37-43.
- Kawakami Y, Fukunaga T.** New insights into in vivo human skeletal muscle function. *Exerc Sport Sci Rev.* 2006;34:16-21.
- Keiser DL.** Exercising device including linkage for control of muscular exertion required through exercising stroke. Google Patents; 1980.
- Keiser DL.** Pneumatic exercising device. Google Patents; 1981.
- Komi P.** *Strength and Power in Sport: Olympic Encyclopedia of Sports Medicine: Wiley; 1993.*
- Komi P.** *Strength and Power in Sport: Olympic Encyclopedia of Sports Medicine: Wiley; 2003.*
- Komi PV.** Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech.* 2000;33:1197-206.
- Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpaa M.** Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:1757-62.
- Kraemer WJ.** *Strength training for young athletes: Human Kinetics; 2005.*
- Kraemer WJ, Newton RU.** Training for muscular power. *Phys Med Rehabil Clin N Am.* 2000;11:341-68.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, et al.** Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:1801-10.
- Kukulka CG, Clamann HP.** Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res.* 1981;219:45-55.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Fukashiro S.** Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol.* 2001;90:1349-58.
- Kyrolainen H, Avela J, McBride JM, Koskinen S, Andersen JL, Sipila S, et al.** Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports.* 2005;15:58-64.

- Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A.** Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas.* 2012;33:N19-28.
- Lago-Peñas C, Casais L, Dellal A, Rey E, Domínguez E.** Anthropometric and Physiological Characteristics of Young Soccer Players According to Their Playing Positions: Relevance for Competition Success. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2011;25:3358-67. 10.1519/JSC.0b013e318216305d.
- Lamas L, Ugrinowitsch C, Rodacki A, Pereira G, Mattos EC, Kohn AF, et al.** Effects of strength and power training on neuromuscular adaptations and jumping movement pattern and performance. *J Strength Cond Res.* 2012;26:3335-44.
- Lara A, Alegre ML, Abian J, Jiménez L, Urena A, Aguado X.** The selection of method for estimatign power output from jump performance. *Journal of Human Movement Studies.* 2006;50:399-410.
- Lawton TW, Cronin JB, McGuigan MR.** Strength, power, and muscular endurance exercise and elite rowing ergometer performance. *J Strength Cond Res.* 2013;27:1928-35.
- Le Meur Y, Dorel S, Rabita G, Bernard T, Brisswalter J, Hausswirth C.** Spring-mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle-run test to exhaustion in triathletes. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22:835-44.
- Lesmes GR, Costill DL, Coyle EF, Fink WJ.** Muscle strength and power changes during maximal isokinetic training. *Med Sci Sports.* 1978;10:266-9.
- Levine BD.** VO₂max: what do we know, and what do we still need to know? *J Physiol.* 2008;586:25-34.
- Li RC, Wu Y, Maffulli N, Chan KM, Chan JL.** Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *Br J Sports Med.* 1996;30:156-60.
- Li XJ, So RCH, Yuan YWI.** Muscle strain and cardiovascular stress in fencing competition. 5th IOC World Congress on Sport Sciences. Sydney 1999. p. 222.
- Lieber RL, Friden J.** Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve.* 2000;23:1647-66.
- Lind AR, Petrofsky JS.** Isometric tension from rotary stimulation of fast and slow cat muscles. *Muscle Nerve.* 1978;1:213-8.
- Loehr JA, Lee SM, English KL, Sibonga J, Smith SM, Spiering BA, et al.** Musculoskeletal Adaptations to Training with the Advanced Resistive Exercise Device. *Med Sci Sports Exerc.* 2010.
- Lund H, Sondergaard K, Zachariassen T, Christensen R, Bulow P, Henriksen M, et al.** Learning effect of isokinetic measurements in healthy subjects, and reliability and comparability of Biodex and Lido dynamometers. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2005;25:75-82.
- Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U.** Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging.* 2007;27:346-53.
- Maffiuletti NA, Martin A, Babault N, Pensini M, Lucas B, Schieppati M.** Electrical and mechanical H(max)-to-M(max) ratio in power- and endurance-trained athletes. *J Appl Physiol.* 2001;90:3-9.
- Marginson V, Rowlands AV, Gleeson NP, Eston RG.** Comparison of the symptoms of exercise-induced muscle damage after an initial and repeated bout of plyometric exercise in men and boys. *J Appl Physiol.* 2005;99:1174-81.
- Margonato V, Roi GS, Cerizza C, Galdabino GL.** Maximal isometric force and muscle cross-sectional area of the forearm in fencers. *J Sports Sci.* 1994;12:567-72.
- Marieb EN, Lachaine R.** Anatomie et physiologie humaines: Pearson Education; 2005.
- Markovic G, Jaric S.** Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39:1757-64.
- Markovic G, Jukic I, Milanovic D, Metikos D.** Effects of sprint and plyometric training on muscle function and athletic

- performance. *J Strength Cond Res.* 2007;21:543-9.
- Markovic G, Mikulic P.** Neuro-Musculoskeletal and Performance Adaptations to Lower-Extremity Plyometric Training. *Sports Med.* 2010;40:859-95.
- Markovic G, Misigoj-Durakovic M, Trninic S.** Fitness profile of elite Croatian female taekwondo athletes. *Coll Antropol.* 2005;29:93-9.
- Markovic S, Mirkov DM, Knezevic OM, Jaric S.** Jump training with different loads: effects on jumping performance and power output. *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:2511-21.
- McBride JM, Triplett-McBride T, Davie A, Newton RU.** The effect of heavy- vs. light-load jump squats on the development of strength, power, and speed. *J Strength Cond Res.* 2002;16:75-82.
- Milia R, Roberto S, Pinna M, Palazzolo G, Sanna I, Omeri M, et al.** Physiological responses and energy expenditure during competitive fencing. *Appl Physiol Nutr Metab.* 2014;39:324-8.
- Miller RG, Mirka A, Maxfield M.** Rate of tension development in isometric contractions of a human hand muscle. *Exp Neurol.* 1981;73:267-85.
- Millet GY, Martin V, Martin A, Vergès S.** Electrical stimulation for testing neuromuscular function: from sport to pathology. *European journal of applied physiology.* 2011;111:2489-500.
- Milner-Brown HS, Stein RB, Lee RG.** Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supraspinal reflexes. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1975;38:245-54.
- Mitchell CJ, Churchward-Venne TA, West DWD, Burd NA, Breen L, Baker SK, et al.** Resistance exercise load does not determine training-mediated hypertrophic gains in young men. *Journal of Applied Physiology.* 2012;113:71-7.
- Moffroid MT, Whipple RH.** Specificity of speed of exercise. *Phys Ther.* 1970;50:1692-700.
- Morgan DL.** New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J.* 1990;57:209-21.
- Morin JB, Bourdin M, Edouard P, Peyrot N, Samozino P, Lacour JR.** Mechanical determinants of 100-m sprint running performance. *Eur J Appl Physiol.* 2012;112:3921-30.
- Morin JB, Samozino P, Bonnefoy R, Edouard P, Belli A.** Direct measurement of power during one single sprint on treadmill. *J Biomech.* 2010;43:1970-5.
- Moritani T.** Neuromuscular adaptations during the acquisition of muscle strength, power and motor tasks. *J Biomech.* 1993;26 Suppl 1:95-107.
- Moritani T, Yoshitake Y.** 1998 ISEK Congress Keynote Lecture: The use of electromyography in applied physiology. *International Society of Electrophysiology and Kinesiology. J Electromyogr Kinesiol.* 1998;8:363-81.
- Mortimer JA, Eisenberg P, Palmer SS.** Premovement silence in agonist muscles preceding maximum efforts. *Exp Neurol.* 1987;98:542-54.
- Müller S, Baur H, König T, Hirschmüller A, Mayer F.** Reproducibility of isokinetic single- and multi-joint strength measurements in healthy and injured athletes. *Isokinetics and Exercise Science.* 2007;15:295-302.
- Narici M.** Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9:97-103.
- Narici MV, Landoni L, Minetti AE.** Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1992;65:438-44.
- Newton I.** *Philosophiæ naturalis principia mathematica* (Mathematical principles of natural philosophy). London (1687). 1965.
- Newton RU.** Expression and development of maximal muscle power: Southern Cross University; 1997.
- Newton RU, Kraemer WJ.** Developing explosive muscular power: Implications for a

- mixed methods training strategy. *Strength Cond J.* 1994;16:20-31.
- Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K.** Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31:323-30.
- Newton RU, Kraemer WJ, Häkkinen K, Humphries B, Murphy AJ.** Kinematics, Kinetics, and Muscle Activation During Explosive Upper Body Movements *Journal of applied biomechanics.* 1996;12.
- Nordez A, Casari P, Cornu C.** Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys.* 2008;30:880-7.
- Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C.** Static and cyclic stretching: Their different effects on the passive torque-angle curve. *J Sci Med Sport.* 2009.
- Norrbrand L, Tous-Fajardo J, Vargas R, Tesch PA.** Quadriceps muscle use in the flywheel and barbell squat. *Aviat Space Environ Med.* 2011;82:13-9.
- Nuzzo JL, Anning JH, Scharfenberg JM.** The Reliability of Three Devices Used for Measuring Vertical Jump Height. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2011;25:2580-90
10.1519/JSC.0b013e3181fee650.
- Nuzzo JL, McBride JM.** The effect of loading and unloading on muscle activity during the jump squat. *J Strength Cond Res.* 2013;27:1758-64.
- Nuzzo JL, McBride JM, Dayne AM, Israel MA, Dumke CL, Triplett NT.** Testing of the maximal dynamic output hypothesis in trained and untrained subjects. *J Strength Cond Res.* 2010;24:1269-76.
- Nystrom J, Lindwall O, Ceci R, Harmenberg J, Svedenhag J, Ekblom B.** Physiological and morphological characteristics of world class fencers. *Int J Sports Med.* 1990;11:136-9.
- Osu R, Franklin DW, Kato H, Gomi H, Domen K, Yoshioka T, et al.** Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol.* 2002;88:991-1004.
- Pandy MG, Zajac FE.** Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J Biomech.* 1991;24:1-10.
- Passing H, Bablok W.** A new biometrical procedure for testing the equality of measurements from two different analytical methods. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part I. *Clini Chem Lab Med.* 1983;21:709-20.
- Pazin N, Berjan B, Nedeljkovic A, Markovic G, Jaric S.** Power output in vertical jumps: does optimum loading depend on activity profiles? *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:577-89.
- Peltonen H, Hakkinen K, Avela J.** Neuromuscular responses to different resistance loading protocols using pneumatic and weight stack devices. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23:118-24.
- Penfield W, Rasmussen T.** The cerebral cortex of man; a clinical study of localization of function. 1950.
- Pereira A, Izquierdo M, Silva AJ, Costa AM, Bastos E, Gonzalez-Badillo JJ, et al.** Effects of high-speed power training on functional capacity and muscle performance in older women. *Exp Gerontol.* 2012a;47:250-5.
- Pereira A, Izquierdo M, Silva AJ, Costa AM, Gonzalez-Badillo JJ, Marques MC.** Muscle performance and functional capacity retention in older women after high-speed power training cessation. *Exp Gerontol.* 2012b;47:620-4.
- Perry J, Bekey GA.** EMG-force relationships in skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng.* 1981;7:1-22.
- Poulis I, Chatzis S, Christopoulou K, Tsolakis C.** Isokinetic strength during knee flexion and extension in elite fencers. *Percept Mot Skills.* 2009;108:949-61.
- Prilutsky BI.** Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control.* 2000;4:1-44.
- Rabita G, Couturier A, Dorel S, Hausswirth C, Le Meur Y.** Changes in spring-mass behavior and muscle activity

- during an exhaustive run at VO₂max. *J Biomech.* 2013;46:2011-7.
- Rabita G, Couturier A, Lambertz D.** Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103:163-71.
- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Sàez-de-Villarreal E, Couturier A, Samozino P, et al.** Sprint mechanics in world-class athletes: A new insight into the limits of human locomotion. *Scand J Med Sci Sports.* 2014;In press.
- Rack PM, Westbury DR.** The effects of length and stimulus rate on tension in the isometric cat soleus muscle. *J physiol.* 1969;204:443-60.
- Rahmani A.** Mesure de la force musculaire à partir de l'accélération appliquée à une charge. Relation force-vitesse dans des conditions ballistiques. Lyon: Université de Claude Bernard; 2000.
- Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour JR.** Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol.* 2001;84:227-32.
- Ramirez-Campillo R, Castillo A, de la Fuente CI, Campos-Jara C, Andrade DC, Alvarez C, et al.** High-speed resistance training is more effective than low-speed resistance training to increase functional capacity and muscle performance in older women. *Exp Gerontol.* 2014;58C:51-7.
- Ratamess A, Alvar BA, Evetoch TK, Housh TJ, W. B. Kibler, Kraemer WJ, et al.** American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc.* 2009;41:687-708.
- Redondo JC, Alonso CJ, Sedano S, de Benito AM.** Effects of a 12-week strength training program on experimented fencers' movement time. *J Strength Cond Res.* 2014.
- Reeves ND, Maganaris CN, Longo S, Narici MV.** Differential adaptations to eccentric versus conventional resistance training in older humans. *Exp Physiol.* 2009;94:825-33.
- Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN.** In vivo human muscle structure and function: adaptations to resistance training in old age. *Exp Physiol.* 2004;89:675-89.
- Reich TE, Lindstedt SL, LaStayo PC, Pierotti DJ.** Is the spring quality of muscle plastic? *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol.* 2000;278:R1661-6.
- Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ.** Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34:105-16.
- Rodineau J, Bouvard M.** Pathologies microtraumatiques et traumatiques courantes en médecine du sport et rencontrées chez l'escrimeur. *Schweizerische Zeitschrift für Sportmedizin und Sporttraumatologie.* 1999;47:72-8.
- Roi GS, Bianchedi D.** The science of fencing: implications for performance and injury prevention. *Sports Med.* 2008;38:465-81.
- Roig M, O'Brien K, Kirk G, Murray R, McKinnon P, Shadgan B, et al.** The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2009;43:556-68.
- Sale DG.** Neural adaptation to resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 1988;20:S135-45.
- Samozino P.** Capacités mécaniques des membres inférieurs et mouvements explosifs. Approches théoriques intégratives appliquées au saut vertical. Saint-Etienne: Université Jean Monnet; 2009.
- Samozino P, Edouard P, Sangnier S, Brughelli M, Gimenez P, Morin JB.** Force-velocity profile: imbalance determination and effect on lower limb ballistic performance. *Int J Sports Med.* 2014;35:505-10.
- Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A.** A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech.* 2008;41:2940-5.
- Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A.** Jumping ability: a theoretical integrative approach. *J Theor Biol.* 2010;264:11-8.
- Samozino P, Rejc E, di Prampero PE, Belli A, Morin J-B.** Force-velocity properties

- contribution to bilateral deficit during ballistic push-off. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;46:10.2.
- Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB.** Optimal Force-velocity profile in ballistic movements. *Altius: citius or fortius? Med Sci Sports Exerc.* 2012;44:313-22.
- Santos EJAM, Janeira MAAS.** The Effects of Resistance Training on Explosive Strength Indicators in Adolescent Basketball Players. *The Journal of Strength & Conditioning Research.* 2012;26:2641-7 10.1519/JSC.0b013e31823f8dd4.
- Sapega AA, Minkoff J, Valsamis M, Nicholas JA.** Musculoskeletal performance testing and profiling of elite competitive fencers. *Clin Sports Med.* 1984;3:231-44.
- Satkunam LE.** Rehabilitation medicine: 3. Management of adult spasticity. *CMAJ.* 2003;169:1173-9.
- Schiaffino S, Reggiani C.** Fiber types in Mammalian skeletal muscles. *Physiol Rev.* 2011;91:1447-531.
- Semmler JG.** Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exerc Sport Sci Rev.* 2002;30:8-14.
- Seynnes OR, de Boer M, Narici MV.** Early skeletal muscle hypertrophy and architectural changes in response to high-intensity resistance training. *J Appl Physiol.* 2007;102:368-73.
- Shield A, Zhou S.** Assessing voluntary muscle activation with the twitch interpolation technique. *Sports Med.* 2004;34:253-67.
- Shorten MR.** Muscle elasticity and human performance. *Med Sport Sciences.* 1987;25:1-18.
- Singer RN.** Speed and accuracy of movement as related to fencing success. *Res Q.* 1968;39:1080-3.
- Slawinski J, Bonnefoy A, Ontanon G, Leveque JM, Miller C, Riquet A, et al.** Segment-interaction in sprint start: Analysis of 3D angular velocity and kinetic energy in elite sprinters. *J Biomech.* 2010;43:1494-502.
- Solomonow M, Baratta R, Zhou BH, D'Ambrosia R.** Electromyogram coactivation patterns of the elbow antagonist muscles during slow isokinetic movement. *Exp Neurol.* 1988;100:470-7.
- Staron RS, Hagerman FC, Hikida RS, Murray TF, Hostler DP, Crill MT, et al.** Fiber type composition of the vastus lateralis muscle of young men and women. *J Histochem Cytochem.* 2000;48:623-9.
- Taylor JL, Gandevia SC.** Transcranial magnetic stimulation and human muscle fatigue. *Muscle Nerve.* 2001;24:18-29.
- Tillin NA, Folland JP.** Maximal and explosive strength training elicit distinct neuromuscular adaptations, specific to the training stimulus. *Eur J Appl Physiol.* 2014;114:365-74.
- Tillin NA, Pain MT, Folland JP.** Contraction type influences the human ability to use the available torque capacity of skeletal muscle during explosive efforts. *Proc Biol Sci.* 2012.
- Tredinnick TJ, Duncan PW.** Reliability of measurements of concentric and eccentric isokinetic loading. *Phys Ther.* 1988;68:656-9.
- Tsolakis C, Kostaki E, Vagenas G.** Anthropometric, flexibility, strength-power, and sport-specific correlates in elite fencing. *Percept Mot Skills.* 2010;110:1015-28.
- Tsolakis C, Tsiganos G.** The influence of training on neuromuscular factors in elite and non elite fencers. *Serbian journal of sports sciences.* 2008;2:59-65.
- Tsolakis C, Vagenas G.** Anthropometric, physiological and performance characteristics of elite and sub-elite fencers. *Journal of Human Kinetics.* 2010;23:89-95.
- Turner A, Miller S, Stewart P, Cree J, Ingram R, Dimitriou L, et al.** Strength and Conditioning for Fencing. *Strength Cond J.* 2013;35:1-9.
- Turner AN.** Determinants of Olympic Fencing Performance and Implications for Strength and Conditioning Training. *J Strength Cond Res.* 2014.
- Turpin NA, Guevel A, Durand S, Hug F.** Effect of power output on muscle coordination during rowing. *Eur J Appl Physiol.* 2011.
- Van Cutsem M, Duchateau J, Hainaut K.** Changes in single motor unit behaviour

- contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *J Physiol.* 1998;513 (Pt 1):295-305.
- van Ingen Schenau GJ, Bobbert MF, de Haan A.** Does elastic energy enhance work and efficiency in the stretch-shortening cycle? *Journal of applied biomechanics.* 1997;13:389-415.
- Van Soest AJ, Bobbert MF, Van Ingen Schenau GJ.** A control strategy for the execution of explosive movements from varying starting positions. *J Neurophysiol.* 1994;71:1390-402.
- van Zandwijk JP, Bobbert MF, Baan GC, Huijing PA.** From twitch to tetanus: performance of excitation dynamics optimized for a twitch in predicting tetanic muscle forces. *Biol Cybern.* 1996;75:409-17.
- Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H.** Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1987a;56:650-6.
- Vandewalle H, Peres G, Monod H.** Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med.* 1987b;4:268-89.
- Walker S, Peltonen H, Avela J, Hakkinen K.** Neuromuscular fatigue in young and older men using constant or variable resistance. *Eur J Appl Physiol.* 2013;113:1069-79.
- Wang JH.** Mechanobiology of tendon. *J Biomech.* 2006;39:1563-82.
- Wathen D.** Position statement: explosive/plyometric exercises. *NSCA J.* 1993;15:16-9.
- Webber S, Kriellaars D.** Neuromuscular factors contributing to in vivo eccentric moment generation. *J Appl Physiol.* 1997;83:40-5.
- Westing SH, Seger JY, Karlson E, Ekblom B.** Eccentric and concentric torque-velocity characteristics of the quadriceps femoris in man. *European journal of applied physiology and occupational physiology.* 1988;58:100-4.
- Weyand PG, Sternlight DB, Bellizzi MJ, Wright S.** Faster top running speeds are achieved with greater ground forces not more rapid leg movements. *J Appl Physiol.* 2000;89:1991-9.
- Williams LR, Walmsley A.** Response amendment in fencing: differences between elite and novice subjects. *Percept Mot Skills.* 2000a;91:131-42.
- Williams LR, Walmsley A.** Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *J Sci Med Sport.* 2000b;3:460-75.
- Wilmore JH, Costill DL, Delamarche A, Beauthier JP, Delamarche P.** Physiologie du sport et de l'exercice: adaptations physiologiques à l'exercice physique: De Boeck université; 2002.
- Wilson GJ, Newton RU, Murphy AJ, Humphries BJ.** The optimal training load for the development of dynamic athletic performance. *Med Sci Sports Exerc.* 1993;25:1279-86.
- Woods JJ, Bigland-Ritchie B.** Linear and non-linear surface EMG/force relationships in human muscles. An anatomical/functional argument for the existence of both. *Am J Phys Med.* 1983;62:287-99.
- Yamauchi J, Ishii N.** Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *J Strength Cond Res.* 2007;21:703-9.
- Yamauchi J, Mishima C, Nakayama S, Ishii N.** Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *J Biomech.* 2009;42:2151-7.
- Yiou E, Do MC.** In fencing, does intensive practice equally improve the speed performance of the touche when it is performed alone and in combination with the lunge? *Int J Sports Med.* 2000;21:122-6.
- Yue G, Fuglevand AJ, Nordstrom MA, Enoka RM.** Limitations of the surface electromyography technique for estimating motor unit synchronization. *Biol Cybern.* 1995;73:223-33.
- Zemper ED, Harmer P.** Fencing. In: Caine C, Caine D, Lindner K, editors. *Epidemiology of Sports Injuries.* Champaign: Human Kinetics; 1996. p. 186-95.

IX. Annexes

Annexe 1

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2014)

What is the best method to assess lower limb force-velocity relationship?

Int J Sports Med.

What is the Best Method for Assessing Lower Limb Force-Velocity Relationship?

Authors

C. Giroux^{1,2}, G. Rabita¹, D. Chollet², G. Guilhem¹

Affiliations

¹ French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport, Expertise and Performance

² CETAPS Laboratory EA3832, Université de Rouen, Mont Saint Aignan, France

Key words

- muscle power
- linear transducer
- accelerometry
- force plate
- ballistic movements

Abstract

This study determined the concurrent validity and reliability of force, velocity and power measurements provided by accelerometry, linear position transducer and Samozino's methods, during loaded squat jumps. 17 subjects performed squat jumps on 2 separate occasions in 7 loading conditions (0–60% of the maximal concentric load). Force, velocity and power patterns were averaged over the push-off phase using accelerometry, linear position transducer and a method based on key positions measurements during squat jump, and compared to force plate measurements. Concurrent validity analyses indicated very good agreement with the reference method (CV=6.4–14.5%). Force, velocity and power patterns com-

parison confirmed the agreement with slight differences for high-velocity movements. The validity of measurements was equivalent for all tested methods ($r=0.87-0.98$). Bland-Altman plots showed a lower agreement for velocity and power compared to force. Mean force, velocity and power were reliable for all methods (ICC=0.84–0.99), especially for Samozino's method (CV=2.7–8.6%). Our findings showed that present methods are valid and reliable in different loading conditions and permit between-session comparisons and characterization of training-induced effects. While linear position transducer and accelerometer allow for examining the whole time-course of kinetic patterns, Samozino's method benefits from a better reliability and ease of processing.

accepted after revision
June 05, 2014

Bibliography

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0034-1385886>
Published online: 2014
Int J Sports Med
© Georg Thieme
Verlag KG Stuttgart · New York
ISSN 0172-4622

Correspondence

Dr. Gaël Guilhem

French National Institute of Sport (INSEP)
Research Department,
Laboratory Sport, Expertise and Performance
11 avenue du Tremblay
75012 Paris
France
Tel.: +33/1/41 74 44 71
Fax: +33/1/41 75 45 35
gael.guilhem@insep.fr

Introduction

The ability to generate high velocity at release (e.g., jumping) or direction change (e.g., cutting-manoeuve) is a determinant of performance in many sport activities [26]. During a vertical jump, the velocity reached at take-off is determined by the mechanical impulse, i.e., the product of the force exerted against the ground and the time during which the force is applied [31]. This capacity is related to the power that a muscle can produce during a shortening contraction, defined as the product of the force it exerts and the speed at which it shortens. Measurement of power production is important for training and rehabilitation purposes but also for improving the understanding of the basic properties and function of the neuromuscular system [8,32]. According to the hyperbolic function for the force-velocity relationship observed on isolated muscle [19], muscle force-generating capacity decreases as the velocity increases, leading to an optimal balance between both parameters that

corresponds to the production of maximal power output [11,30,34]. In functional tasks involving a combination of joint rotations, the force-velocity relationship is quasi-linear [2,5,28,35]. Maximal power output is correlated to performance in several sport activities [9,13]. Likewise, it has been shown that increasing maximal power typically results in improving athletic performance [25,31]. However, training-induced changes in the force-velocity relationship are subtle in well-trained athletes [4]. Therefore, the assessment of this relationship needs to be really sensitive to any changes in velocity or force output. While many devices and methods have been proposed to evaluate power output during single or multi-joint movements [3,10,28,29], the reference method is based on force plate (FP) data [3,7]. Recently developed devices (e.g., linear position transducer, accelerometer) or simple methods based on jump height [29] can also be used to assess power output directly at training venue. However, most of these methods have been tested during a single-load (and thus single-

velocity) condition, and no study has investigated their concurrent validity and reliability throughout the whole force-velocity relationship. Therefore, the evaluation of the validity and reliability of the most commonly-used methods would help to accurately monitor training sessions directly on the field and evaluate power output improvement.

The aim of this study was thus to determine the concurrent validity and reliability of the force, velocity and power patterns measured by 3 methods (accelerometer, linear position transducer and Samozino's methods) during isoinertial vertical jumps.

Methods

Ethics statement

Written informed consent was obtained from each subject prior to participation. This study was approved by the local ethics committee and conducted according to the Declaration of Helsinki. This study meets the ethical standards in sports and exercises science research [17].

Participants

17 volunteers (9 female, 8 male; age: 23.7 ± 3.7 years; height: 171.9 ± 8.6 cm; body mass: 70.2 ± 11.5 kg) participated in this study. This number included 11 sedentary or participants with a low physical activity (i.e., less than 3 h per week) and 6 elite athletes used to squat jumps and testing procedures.

Experimental design

The procedure included 3 test sessions (i.e., familiarisation, test, re-test) separated by 1 week. Participants performed squat

jumps with progressive increase in the additional external load to determine their lower limb force-velocity relationship. 3 methods based either on accelerometer, linear position transducer or squat jump positions measurements [29] were compared to a reference method (i.e., force plate). Jumps were executed in a squat rack (Fig. 1a) comprising an anteroposterior and vertical guided bar of 23.6 kg (Max Rack, Gym80 International, Gelsenkirchen, Germany). This system allowed for the execution of free weight-like squats without oscillations in the frontal plane, thus limiting the potential impact of unintended lateral movements on mechanical measurements. A free bar was used for loads under 23.6 kg, and a 0.5 kg bar was used in body weight condition to simulate the same experimental configuration for all tested loads. Pilot data showed that frictional forces were negligible with the guided bar (1.1 ± 0.1 N, i.e., $0.09 \pm 0.02\%$ of body mass).

During the familiarization session, the starting position was self-selected by the participant. The position was then kept constant for subsequent trials. A marker on the squat cage indicated the bar height (Fig. 1a) in this position. Then, participants performed squat jumps with load increasing progressively. Participants were asked to jump with the bar (ballistic movement) so that they use the whole range of motion and produce the greatest possible amount of power output [6]. The load increment depended on the jump height achieved during the body weight condition (with a 0.5 kg bar). Under a 0.2 m jump height, 10% of the body mass was added at each trial until the load was sufficient to obtain a jump height below 0.05 m. A supplemental load corresponding to 15, 20, or 25% of body mass was added when jump height in the body weight condition was above 0.2 m, 0.3 m, and 0.4 m, respectively. The maximal additional load the participants were able to lift concentrically once (1RM) was

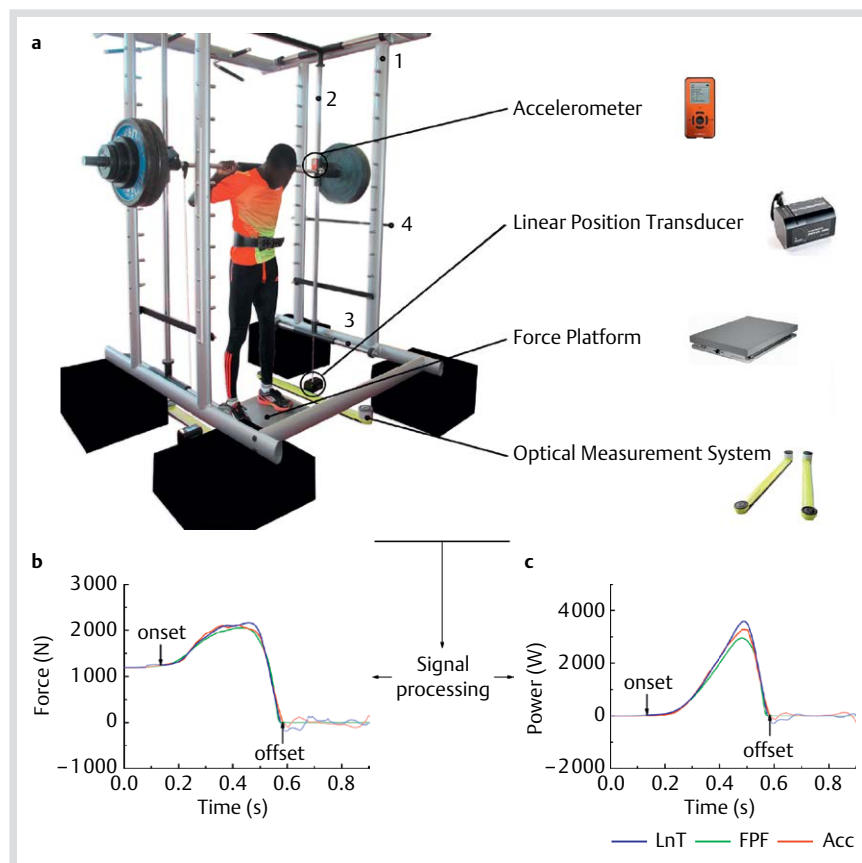


Fig. 1 Overview of the experimental setup **a** and data processing **b–e**. Participants executed isoinertial vertical jumps in a squat cage **1** that included vertical **2** and horizontal **3** guides. Force plate (FP), linear position transducer (LnT), accelerometer (Acc) and optical measurement system allowing for the determination of jump height in Samozino's method (Sam) were used to measure force, velocity and power during the squat jump push-off phase, respectively. The starting position was set by a horizontal marker **4**. Jump push-off phase was defined as the period of time between the point corresponding to a 50 N increase of the vertical force (onset) and the point where vertical power reached zero (offset; **b** and **c**).

determined from the load-velocity relationship obtained during the familiarization session. 1RM was selected as 90% of the load corresponding to zero velocity [23]. During test and re-test sessions, the 7 tested loading conditions were 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60% of 1RM.

At the beginning of each trial, participants were asked to stand still on the force plate to assess the total system load (i.e., participant body mass + external load). After staying in the starting position for 1 s, the participant jumped as fast and high as possible. Participants performed 2 trials at each load, plus a third one in the case of a 10% height difference between the 2 trials. The highest jump trial was considered for further analysis. Movement execution was monitored through the FP signals and trial was repeated if the jump was not executed properly (i.e., if countermovements were observed).

Data collection and processing

For each method, force, velocity and power signals were obtained as follows.

Force plate

A force plate (FP) (Kistler, Wintertur, Switzerland) was used as reference method. Vertical ground reaction force was recorded and sampled at 1 000 Hz. F_z component was used to calculate the vertical instantaneous acceleration (a_z ; $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$) of the centre of mass (COM):

$$a_z = \frac{F_z}{m} - g \quad (1)$$

where m is the total mass (in kg).

a_z was then integrated to provide instantaneous vertical velocity (v_z ; in $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$) of the COM at time t :

$$v_z = \int a dt + v_{z0} \quad (2)$$

As the jump begins with a period of immobility, at t_0 :

$$v_{z0} = 0 \quad (3)$$

At each instant, power was then calculated as the product of force and velocity ($P_z = F_z \cdot v_z$; in W).

Accelerometer

The 3-dimensional accelerometer (Acc) used in this study was a Myotest Pro (Myotest SA, Sion, Switzerland) that was directly fixed to the bar. Mechanical signals (i.e., force, velocity, power) were recorded at a sampling frequency of 500 Hz. At each instant, acceleration of the bar was used to calculate force:

$$F = a m \quad (4)$$

Velocity and power were obtained in the same way as for force plate data analyses.

Linear position transducer

The linear position transducer (LnT) GymAware (Kinetic Performance, Mitchell, Australia) was tested in this experiment. LnT was composed of an encoded wire directly fixed to the bar and winding into a sensor unit fixed to the floor. The sensor time-stamped the displacement data with a 1 ms resolution and then down-sampled to 50 Hz.

Vertical displacement (d_z) of the bar was differentiated once to calculate instantaneous velocity (v_z). Velocity was then differentiated to calculate instantaneous acceleration. Force and power were obtained in the same way as accelerometer and force plate signal analyses.

Samozino's method

Samozino's method (Sam) is a simple method based on Newton's second law, establishing that mean force (\bar{F}), velocity (\bar{v}), and power (\bar{P}) can be calculated during a vertical jump movement from the jump height and squat jump positions measurements [29]. Jump height was obtained using an OptoJump Next optical measurement system (Microgate, Bolzano-Bozen, Italy). Mean force (\bar{F}), velocity (\bar{v}) and power (\bar{P}) were calculated using the following equations.

$$\bar{F} = mg \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right) \quad (5)$$

$$\bar{v} = \frac{h_{po}}{t_{po}} \quad (6)$$

$$\bar{P} = mg \left(\frac{h}{h_{po}} + 1 \right) \sqrt{\frac{gh}{2}} \quad (7)$$

where m is the body mass of the subject (in kg), g is the gravitational acceleration (in $\text{m}\cdot\text{s}^{-2}$), h_{po} is the vertical push-off distance (in m), t_{po} is the push-off phase duration (in s) and h is the jump height (in m).

Anterior iliac crest was selected as anatomical marker to calculate the vertical push-off distance (h_{po}). The vertical push-off distance corresponded to the displacement of the marker between the starting position and the moment of toe-off. The vertical position of the marker was easily determined with a stadiometer in the starting position. For toe-off moment position, the participant was lying on his back, ankle in maximal extension with tip of toes reaching a wall. The distance between the wall and the iliac crest corresponded to the vertical toe-off position of the marker. These measurements were done and verified at the beginning of each test.

All data were analysed with custom-written scripts (Origin 9.0, OriginLab corporation, USA). The onset of the push-off was set as the point corresponding to a 50 N increase of the vertical force at the end of the stabilization period in the starting position (► Fig. 1b). The offset of the push-off phase (i.e., take-off) corresponded to the point where vertical power reached zero (► Fig. 1c). For graphical representation standardization, a linear interpolation technique was used to obtain force, velocity and power values every 5% of the total duration of the jump push-off phase [12]. Therefore, the same amount of points was used to represent all movements. The average force, velocity and power were calculated between those onset and offset time points for each loading condition.

Statistical analyses

Sample size

A non-inferiority sample size calculation was used to determine the sample-size required for the validity analysis. Data for the sample size calculation were collected in a pilot study. Non-inferiority limits were set at 5% of the maximal values obtained in the pilot study (i.e., 135 N for force, $0.06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ for velocity, 113 W for power), with standard deviations of 371 N for force, $1.18 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$

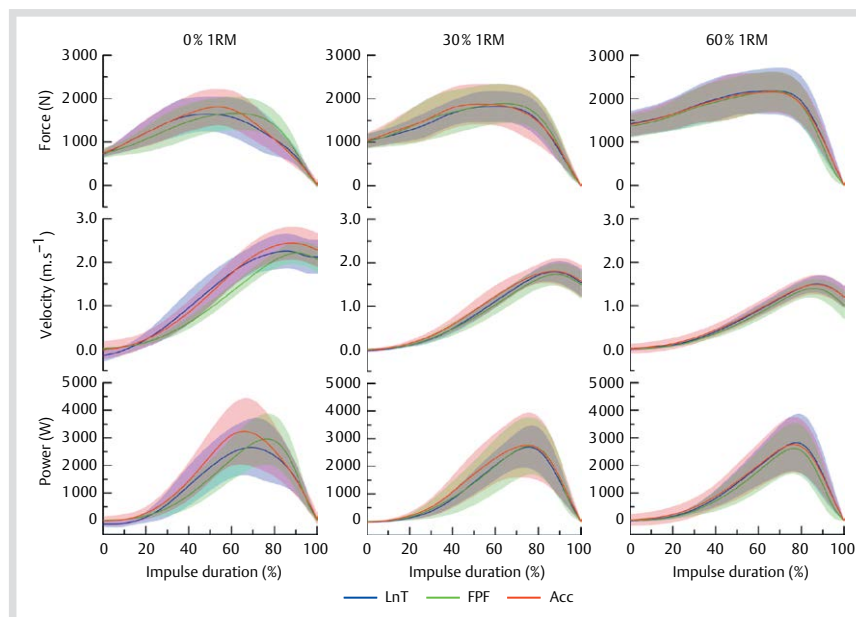


Fig. 2 Force (top panel), velocity (middle horizontal panel) and power (bottom panel) patterns provided by the force plate (FP), linear position transducer (LnT) and accelerometer (Acc) during isoinertial squat jumps, performed at 3 loading conditions: 0% (left panel), 30% (middle vertical panel), and 60% (right panel) of the maximal load that the participant could lift once (1RM). Time is normalized to the push-off duration (in %). Values are presented as mean \pm SD.

for velocity, and 317W for power. Significance and power criteria were set at 5% and 80%, respectively. It was necessary to test 15 participants. We chose to increase the number to 17.

Validity and reliability

To determine the concurrent validity of the different methods, linear regressions were performed and Bravais-Pearson correlation coefficient (r) were determined between FP (i.e., reference measurement) and LnT, Sam and Acc methods for mean force, mean velocity and mean power. Coefficients of variation (CV) were calculated [20]. The level of concordance for measurements between LnT, Sam, Acc and FP method were assessed using Bland-Altman plots, with limits of agreement defined as the mean difference ± 1.96 SD of the difference [1]. The reliability between the 2 test sessions was evaluated for the mean force, velocity and power, using the intraclass correlation coefficient (ICC) and CV [20].

Results

Force, velocity and power patterns

Fig. 2 displays the patterns of force, velocity and power provided by FP, LnT and Acc during squat jumps performed at 0, 30, and 60% of 1RM. When considering all methods and testing conditions, participants exerted maximal force, velocity and power values of 1695.0 ± 386.8 N (range: 981.5–2764.3 N), 1.50 ± 0.46 m·s⁻¹ (range: 0.75–2.99 m·s⁻¹) and 1413.7 ± 465.7 W (range: 526.0–2718.8 W), respectively. Kinetic patterns of LnT and Acc were slightly different from FP for the 0% of 1RM loading condition. The time occurrence of the maximal force changed depending on the method (i.e., between 50% and 60% of the push-off phase), while in the heaviest loads maximal force occurred at the same instant of the push-off (i.e., 65%) for all methods.

Validity of mean parameters

Pearson correlation coefficients were 0.98 for force for all tested methods, were lower for velocity than for force (for FP vs. LnT,

$r=0.91$; FP vs. Acc, $r=0.87$; FP vs. Sam $r=0.88$) and lower than 0.90 for power (LnT and Sam, $r=0.89$; Acc, $r=0.87$). CV were lower than 5% for force (LnT, CV=3.3%; Acc, CV=4.2%; Sam, CV=3.7%). Velocity CV ranged from 6.4% for LnT to 11.4% for Sam, and reached 8.2% for Acc. CV were lower than 15% for power measurements (LnT, CV=14.5%; Acc, CV=12.5%; Sam CV=13.3%).

Bland-Altman plots are depicted in Fig. 3. Graphical analysis showed a noticeable and similar concordance between tested methods and FP for average force measurements, as shown by the low bias values (range: 2.6–3.2%) and narrow confidence interval (range: 6.2–12.7%). For all methods, average velocity and power data exhibited higher bias values (range: 8.4–9.7% for velocity; 9.3–14.2% for power) and larger confidence intervals than for force.

Reliability of mean parameters

Mean ICC and CV for average force, velocity and power recorded with FP, LnT, Acc and Sam methods are shown in Table 1. The results demonstrated an excellent reliability for the 3 parameters with ICC ranging from 0.89 to 0.99. Force measurements showed CV values lower than 5% for all methods. CV values were lower than 10% for velocity, except for Acc (CV=10.2%). CV were slightly higher than 10% for power except for Sam (CV=8.6%).

Discussion

The present study aimed to evaluate the concurrent validity and reliability of the methods most commonly used to determine average force, velocity and power during the push-off phase of vertical loaded jumps. Slight differences were observed between the tested methods and force plate measurements for high velocity and power levels. Overall, our results indicate that force, velocity and power measurements can be assessed with the present methods, as they all presented similar validity (Fig. 3), while measurements obtained from the Samozino's method showed the most reliable results.

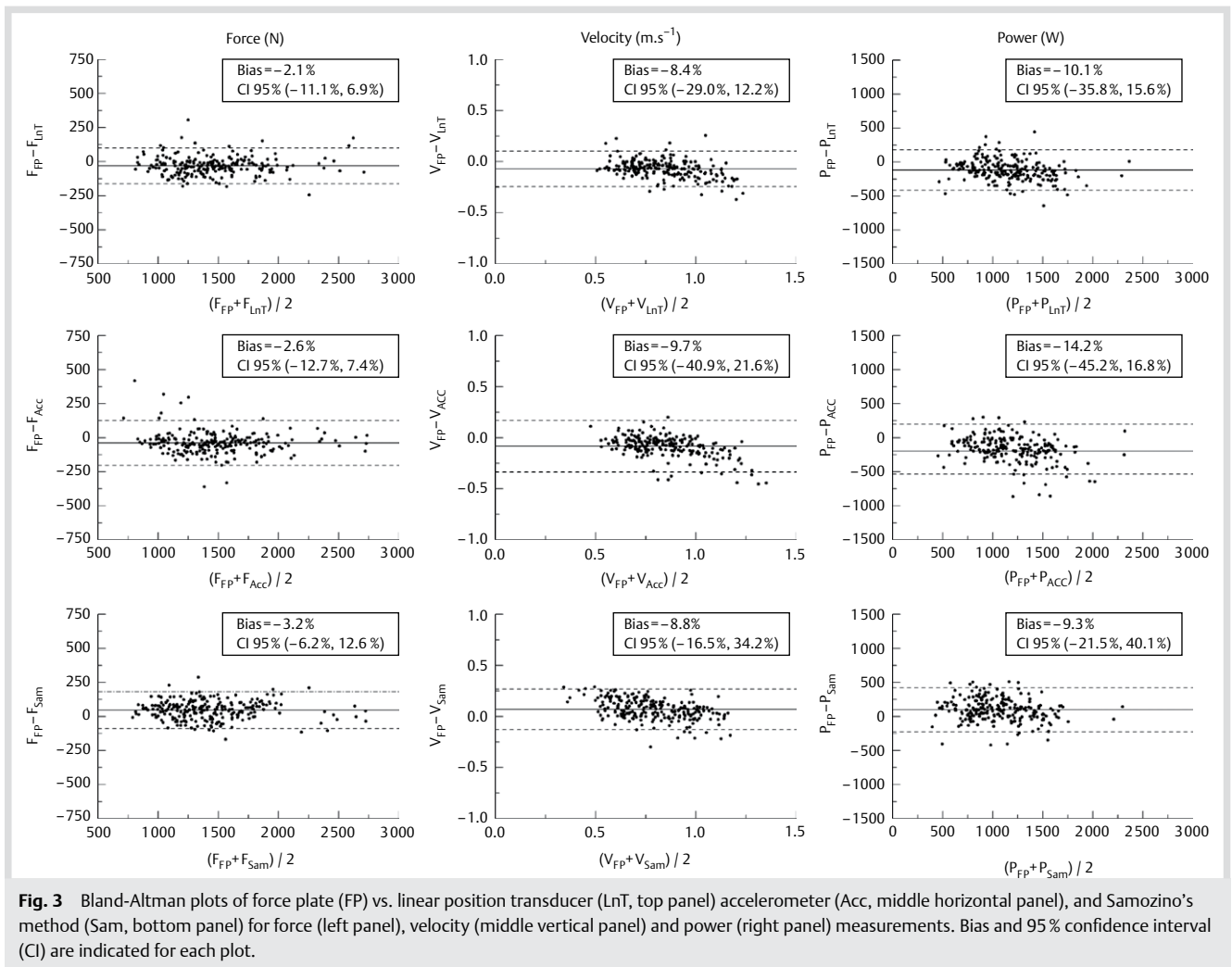


Fig. 3 Bland-Altman plots of force plate (FP) vs. linear position transducer (LnT, top panel) accelerometer (Acc, middle horizontal panel), and Samozino's method (Sam, bottom panel) for force (left panel), velocity (middle vertical panel) and power (right panel) measurements. Bias and 95% confidence interval (CI) are indicated for each plot.

To our knowledge, this study is the first to compare the current available methods used for the assessment of the force-velocity relationship of the lower limb extensor muscles. Linear position transducer and accelerometer allow for the description of the entire time-course of mechanical parameters recorded during the jump push-off phase (◉ Fig. 2). The comparison of force, velocity and power patterns obtained with those methods exhibited almost perfectly overlapped curves compared to the reference method (force plate). However, the validity of mechanical measurements decreased as velocity increased (i.e., near body weight condition, ◉ Fig. 2). The position measurements performed with the transducer consider the movement velocity when the encoded wire is winding into the sensor box. Indeed, as the velocity increases, the sampling frequency increases thus leading to more accurate measurements. Moreover, it has been shown that the measurements obtained with accelerometry are more valid as acceleration is higher (i.e., high velocity movement). Therefore, the variability of measurements performed during high-velocity jumps cannot be attributed to device limitations [22]. This finding has been observed in previous investigations that used identical linear transducer and accelerometer, which showed a weaker agreement for mechanical measurements obtained during fast movements [7]. These results could originate from the fact that light loading/high-velocity conditions could influence the jump trajectory notably by intensifying non-vertical movements and probably accentuate the differ-

Table 1 Reliability of force, velocity and power measurements provided by force plate (FP), linear position transducer (LnT), accelerometer (Acc) and Samozino method's (Sam).

		FP	LnT	Acc	Sam
Force (N)	Mean	1453.4	1469.7	1505.9	1407.7
	SD	371.6	354.0	381.5	372.8
	ICC	0.98	0.96	0.97	0.99
	CV%	3.1	5.0	5.3	2.7
Velocity (m·s ⁻¹)	Mean	0.8	0.9	0.9	0.7
	SD	0.16	0.2	0.2	0.2
	ICC	0.88	0.86	0.84	0.97
	CV%	7.3	9.3	10.2	6.5
Power (W)	Mean	1103.3	1241.7	1302.1	1053.5
	SD	318.0	394.1	431.9	420.3
	ICC	0.91	0.89	0.89	0.97
	CV%	10.6	12.2	12.8	8.6

ences between methods. A guided bar would possibly have been able to limit this phenomenon in high-velocity conditions. This observation suggests more valid mechanical measurements during slower movements (i.e., heavier loads). Actually, the comparison between the tested methods and the reference revealed slight differences (when considering all load conditions), especially for mean velocity and power data (◉ Fig. 2). As previously reported, these differences could be due to the fact that linear transducers and accelerometers evaluate the bar dis-

placement, whereas the force plate measures the centre of mass of the total system displacement [7,14]. Differences in velocity between the bar centre of gravity and the total system (i.e., participant+bar) centre of gravity have been previously highlighted [21]. Indeed, the individual lifting technique can contribute to the jump impulse and explain the observed differences between force plate and methods measuring the bar displacement. Upper body stability and core strength are also considered as important factors for jump performance [18]. Under heavy loads, lumbar spine muscles could be more activated to deal with an exacerbated trunk flexion resulting from the applied load and preserve an effective lifting technique. In view of these elements, a greater variability of the measurement in heavy than light loads conditions could have been expected. Nevertheless, differences were observed mainly under light loads. This can be explained by the fact that the more the load increases, the more the centre of mass moves toward the upper body, thereby minimizing the gap distance between the centre of mass and the bar. Therefore, the differences observed in average values (for all loads) might be mainly due to light load trials. Samozino's method, which is also based on displacement of the centre of mass, presented the lowest bias levels when compared to force plate. Given that calculations performed with this procedure depend on a unique main variable (jump height), the variations of the kinematic parameters during the jump are not taken into account when using this method. In this context, the slight differences observed with the force plate can also originate from the photoelectric system, which has been shown to slightly underestimate jump height assessment [16]. Despite the small differences described above and in agreement with previous reports [7], the concurrent validity of our findings were acceptable and similar for all methods and for different level of muscular abilities, as shown by the wide range of force and power values measured in this study.

When considering the mean values calculated over the entire push-off phase, we observed an excellent concurrent validity ($r=0.98$ for all methods) and reliability ($ICC\geq 0.96$) for force values in accordance with previous studies [3,7,33]. In comparison with force, mean velocity and power were less valid and reliable (Table 1). It has been suggested that the mathematical transformation induced by time derivation (for linear transducer) or integration (for accelerometer) of the recorded signal would lead to a lower reliability for velocity measurements [7,14]. In this context, the reliability of power measurements was affected to a lesser extent. This result can be explained by the fact that power output does not only depend on velocity but also on force production, which showed reliable measurements for all tested methods [7,22]. Samozino's method showed excellent reliability ($ICC\geq 0.97$ and $CV<10\%$ for all parameters). This result could originate from the calculation used in this method, which is based on a few discrete variables. Moreover, the mechanical variations that should be observed through the push-off phase are not taken into account, thus limiting their potential impact on the validity of kinetic measurements [24].

As squat jump is a ballistic and multi-joint movement involving agonist and antagonist muscles, a part of the variability between 2 tests could be due to the different muscle coordination used under the same imposed load. Very few data are available regarding the evolution of neuromuscular strategies with increase of load [15,27]. However, as the shape of mechanical patterns (i.e., rate of force or power development) changed according to the total imposed load (Fig. 2), it would be inter-

esting to explore how the changes in muscle coordination with the additional load imposed upon the lower limbs could influence this variability.

The necessity of recording valid and reliable force and velocity measurements is strengthened by the fact that these data are used to determine maximal theoretical parameters (i.e., maximal force, maximal velocity and maximal power) from the force-velocity relationship. Beyond the fact that such indicators could serve as predictive criteria of particular sport performance [9,31], they could also be used to calibrate training sessions (i.e., external load, movement velocity) and therefore impose the optimal mechanical stimulus to improve performance without risking any injuries. It is recognized that the loading parameters used to design power training programs influence the type and magnitude of resulting performance improvements as well as the nature of the underlying physiological adaptations [6]. Using the present methods would thus help to reliably determine the neuromuscular adaptations specifically induced by different types of resistance training, or by chronic practice of a considered activity.

In conclusion, the 3 present methods are similarly valid for assessing mean mechanical parameters determined during the push-off phase of a squat jump performed under different loading conditions. Furthermore, while all methods are reliable, the Samozino's procedure provides the greatest reliability. Those methods permit between-session comparison and characterization of the training-induced effects. While mechanical patterns appear to differ from one method to another, especially when light loads are involved (i.e., high velocity), these methods can be used with confidence to assess the force-velocity relationship and provide information on the athletic profiles of trained and untrained subjects. Our findings and the ease of use of the Samozino's procedure suggest that this method is suitable for monitoring power training sessions under field conditions.

Acknowledgements

C. Giroux was supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research. Authors want to thank Dr. François Hug for his helpful comments on the article.

Conflict of interest: The authors have no conflict of interest to declare.

References

- Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1986; 1: 307-310
- Bobbert MF. Why is the force-velocity relationship in leg press tasks quasi-linear rather than hyperbolic? *J Appl Physiol* 2012; 112: 1975-1983
- Comstock BA, Solomon-Hill G, Flanagan SD, Earp JE, Luk H-Y, Dobbins KA, Dunn-Lewis C, Fragala MS, Ho J-Y, Hatfield DL, Vingren JL, Denegar CR, Volek JS, Kupchak BR, Maresh CM, Kraemer WJ. Validity of the Myotest® in Measuring force and power production in the squat and bench press. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 2293-2297
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Med Sci Sport Exer* 2010; 42: 1566-1581
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 1 – Biological basis of maximal power production. *Sports Med* 2011; 41: 17-38
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 2 – Training considerations for improving maximal power production. *Sports Med* 2011; 41: 125-146

- 7 Crewther BT, Kilduff LP, Cunningham DJ, Cook C, Owen N, Yang GZ. Validating two systems for estimating force and power. *Int J Sports Med* 2011; 32: 254–258
- 8 Cronin J, Sleivert G. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med* 2005; 35: 213–234
- 9 Cronin JB, Hansen KT. Strength and power predictors of sports speed. *J Strength Cond Res* 2005; 19: 349–357
- 10 Cronin JB, Hing RD, Mc Nair PJ. Reliability and validity of a linear position transducer for measuring jump performance. *J Strength Cond Res* 2004; 18: 590–593
- 11 De Haan A. The influence of stimulation frequency on force-velocity characteristics of in situ rat medial gastrocnemius muscle. *Exp Physiol* 1998; 83: 77–84
- 12 Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc* 2012; 44: 2154–2164
- 13 Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, Rouffet D, Van Praagh E, Lacour JR, Bourdin M. Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *Int J Sports Med* 2005; 26: 739–746
- 14 Dugan EL, La Doyle T, Humphries B, Hasson CJ, Newton RU. Determining the optimal load for jump squats: A review of methods and calculations. *J Strength Cond Res* 2004; 18: 668–674
- 15 Eloranta V. Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in concentric jumping movement. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1996; 36: 59–64
- 16 Glatthorn JF, Gouge S, Nussbaumer S, Stauffacher S, Impellizzeri FM, Maffiuletti NA. Validity and reliability of optojump photoelectric cells for estimating vertical jump height. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 556–560
- 17 Harriss DJ, Atkinson G. Ethical standards in sport and exercise science research: 2014 update. *Int J Sports Med* 2013; 34: 1025–1028
- 18 Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008; 38: 995–1008
- 19 Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *P Roy Soc Lond B Bio* 1938; 126: 136–195
- 20 Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000; 30: 1–15
- 21 Hori N, Newton RU, Nosaka K, McGuigan MR. Comparison of different methods of determining power output in weightlifting exercises. *Strength Cond J* 2006; 28: 34–40
- 22 Jidovtseff B, Crielaard J, Cauchy S, Croisier J. Validity and reliability of an inertial dynamometer using accelerometry. *Sci Sport* 2008; 23: 94–97
- 23 Jidovtseff B, Harris NK, Crielaard JM, Cronin JB. Using the load-velocity relationship for 1RM prediction. *J Strength Cond Res* 2011; 25: 267–270
- 24 Knudson DV. Correcting the use of the term “power” in the strength and conditioning literature. *J Strength Cond Res* 2009; 23: 1902–1908
- 25 Kraemer WJ, Newton RU. Training for muscular power. *Phys Med Rehabil Clin N Am* 2000; 11: 341–368
- 26 Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc* 1999; 31: 323–330
- 27 Nuzzo JL, McBride JM. The effect of loading and unloading on muscle activity during the jump squat. *J Strength Cond Res* 2013; 27: 1758–1764
- 28 Rahmani A, Viale F, Dalleau G, Lacour JR. Force/velocity and power/velocity relationships in squat exercise. *Eur J Appl Physiol* 2001; 84: 227–232
- 29 Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A. A simple method for measuring force, velocity and power output during squat jump. *J Biomech* 2008; 41: 2940–2945
- 30 Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol* 1981; 51: 1175–1182
- 31 Sleivert G, Taingahue M. The relationship between maximal jump-squat power and sprint acceleration in athletes. *Eur J Appl Physiol* 2004; 91: 46–52
- 32 Suzovic D, Markovic G, Pasic M, Jaric S. Optimum load in various vertical jumps support the maximum dynamic output hypothesis. *Int J Sports Med* 2013; 34: 1007–1014
- 33 Taylor K-L, Cronin J, Gill N, Chapman D, Sheppard J. Sources of variability in iso-inertial jump assessments. *Int J Sport Physiol Perform* 2010; 5: 546–558
- 34 Trappe S, Williamson D, Godard M, Porter D, Rowden G, Costill D. Effect of resistance training on single muscle fiber contractile function in older men. *J Appl Physiol* 2000; 89: 143–152
- 35 Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H. Force-velocity relationship and maximal power on a cycle ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1987; 56: 650–656

Annexe 2

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013)

Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during *squat jumps*.

XX Congress of ACAPS, Octobre, Grenoble (France).

Accuracy of current methods used in the characterization of the force-velocity relationship during squat jumps

Caroline GIROUX^{1,2}, Giuseppe RABITA¹, Didier CHOLLET², Gaël GUILHEM¹

¹National Institute for Sports (INSEP), Research Department, Paris, France ; ²CETAPS

UPRES EA 3832, University of Rouen, Mont Saint Aignan Cedex, France

caroline.giroux@insep.fr

Key words: muscle power, linear transducer, accelerometry, force platform, vertical jump.

INTRODUCTION

The ability of generating high velocity at release (e.g., in jumping) is a determinant of performance in many sport activities (Cronin et al., 2005). This capacity is related to the power a muscle can produce, defined as the product of the force it exerts and the speed at which it shortens. According to the force-velocity relationship, muscle force-generating capacity decreases as the velocity increases, leading to a consensus corresponding to the production of maximal power output. Force-velocity relationship has been studied in multi-joint tasks involving different combinations of muscles activations (Cormie et al., 2011). Newly developed devices (e.g., linear position transducer, accelerometer), or methods based on jump height can be used to assess power output directly on training sites (Samozino et al., 2008). However, most of these methods were generally tested in a single loading (velocity) condition and no study has investigated the validity and reproducibility of those devices throughout the whole force-velocity relationship. Therefore, the aims of this study were (i) to determine the validity and test-to-retest reproducibility of the force, velocity and power patterns provided by the most commonly used methods during isoinertial vertical jumps at different loading conditions; (ii) for each method, to evaluate the test-to-retest reproducibility of the main parameters extracted from the force-velocity relationship used for the calibration of resistance training programs.

METHODS

Participants: A total of 17 (female $n = 9$, male $n = 8$) participants with various level of physical activity, from sedentary to high level athletes (age: 23.7 ± 3.7 years; height: 171.9 ± 8.6 cm; body mass: 70.2 ± 11.5 kg), volunteered to participate in this study. **Procedure:** During a familiarization session one repetition maximal load (1RM) was determined for each participant. During test and retest sessions participant executed jump squats at 7 loading conditions (i.e., 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60% of 1RM). Mean force, velocity and power were calculated from 4 commonly-used methods during the pushing phase of the jump. The force platform (FPF) (Kistler, Switzerland) was used as the gold standard method. The results obtained with an accelerometer (Acc) (Myotest SA, Suisse), a linear position transducer (LnT) (Kinetic Performance, Australia) and the Samozino's method (Sam) (Samozino et al., 2008) were compared to FPF results. Samozino's method consists in calculating mean mechanical parameters from the height of a jump measured with OptoJump optical measurement system (Microgate, Italy). **Data processing and statistical analyses:** Mean force, velocity and power were calculated between the onset set as a 50 N increase of the vertical force, and the offset of the impulse, corresponding to the take-off, when the vertical power reached zero. Acceleration was calculated from the vertical component of the ground reaction force recorded by FPF, or determined as the second derivative of displacement obtained with LnT. Velocity was obtained by integrating the acceleration (Acc or FPF) or by deriving the displacement (LnT). For each method, force was calculated from the acceleration. Sam allowed for the calculation of, force, velocity and power, using equations based on anthropometrical parameters and jump height. Theoretical maximal parameters (maximal force, velocity, and power) were determined from the force-velocity relationship.

Validity analysis was performed using Passing-Bablok regression. Bland–Altman plots assessed the level of concordance of the different devices measurements. Test-to-retest reproducibility was evaluated for the mean parameters using intraclass correlation coefficients (ICC), SEM and CV. Reproducibility of theoretical maximal parameters was estimated for the two groups (recreational and trained participants).

RESULTS

Passing-bablok regressions indicated significant differences between FPF and other device measurements, as shown by the mean differences between methods presented in table 1. Bland and Altman plots showed satisfying concordance between FPF and tested devices for force (bias = 2.6-3.2%). The reproducibility was excellent for mean parameters with ICC between 0,89 and 0,99. Test-to-retest SEM and CV measurements were lower than 5% for force, 10% for velocity and slightly above 10% for power for all devices. Theoretical maximal parameters were more reproducible for trained than for recreational participants. ICC ranged from 0,41 to 0,84 for recreational participants, while they were between 0,90 and 0,98 for trained athletes.

	FPF vs LnT	FPF vs Acc	FPF vs Sam
Force (N)	-30,6(±66.8)	-39.0(±75.5)	45.7(±68.9)
Velocity (m.s ⁻¹)	-0,07(±0,09)	-0,08(±0,10)	0,07(±0,10)
Power (W)	-116.9(±151.9)	-167.8(±186.9)	97.9(±165.7)

Table 1: Mean (±SD) differences between FPF and LnT, Acc and Sam.

DISCUSSION

The results of the present study showed a good validity of force measurements from LnT, Acc and Sam. However Passing-Bablok regressions showed slight differences between tested devices and FPF, for power and especially for velocity measurements. Bland and Altman plots illustrate the differences observed with reference measurements (bias = 8.4-14.2% for velocity and power). The fact that FPF assesses the displacement of the center of mass while LnT and Acc measure bar displacement could partly explain such differences (Crewther et al., 2011). LnT, Acc and Sam methods can be used to compare jumping performance between training sessions. Indeed, reproducibility analysis of the mean parameters showed good results, in accordance with previous works (Samozino et al., 2008). Estimated parameters were less reproducible in untrained than trained participants. Performance in *squat jump* may vary a lot in subject unused to this kind of movement, even after a familiarization session. The slightest variations in jump performance influence the force-velocity relationship and changes in the parameters extracted from this relationship could be expected. While many parameters were controlled (e.g. identical starting position) variations were also observed in highly trained athletes. Velocity and power measurements must thus be considered with caution as calculation methods including a derivation or integration of the signal may extend variations. As a recommendation, estimated parameters should be used only with highly trained athletes who are more interested in training calibration based on their personal force-velocity relationship.

BIBLIOGRAPHY

- Cronin, JB & Hansen, KT. (2005). Strength and power predictors of sports speed. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 19, 349-57.
- Cormie, P, McGuigan, MR ,Newton, RU. (2011). Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. *Sports Medicine*. 41, 17-38.
- Samozino, P, Morin, JB, Hintzy, F ,Belli, A. (2008). A simple method for measuring force, velocity and power output during *squat jump*. *Journal of Biomechanics*. 41, 2940-5.
- Crewther, BT, Kilduff, LP, Cunningham, DJ, Cook, C, Owen, N ,Yang, GZ. (2011). Validating two systems for estimating force and power. *International Journal of Sports Medicine*. 32, 254-8.

Annexe 3

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. (2015)

Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements?

J Electromyogr Kinesiol.



Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements?



Caroline Giroux^{a,b}, Gaël Guilhem^a, Antoine Couturier^a, Didier Chollet^b, Giuseppe Rabita^{a,*}

^a French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport, Expertise and Performance, Paris, France

^b CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint Aignan Cedex, France

ARTICLE INFO

Article history:

Received 2 July 2014

Received in revised form 8 October 2014

Accepted 22 October 2014

Keywords:

Squat jump

Force platform

Force–velocity relationship

EMG

ABSTRACT

This study aimed to investigate the effect of loading on lower limb muscle coordination involved during ballistic squat jumps. Twenty athletes performed ballistic squat jumps on a force platform. Vertical force, velocity, power and electromyographic (EMG) activity of lower limb muscles were recorded during the push-off phase and compared between seven loading conditions (0–60% of the concentric-only maximal repetition). The increase in external load increased vertical force (from 1962 N to 2559 N; $P = 0.0001$), while movement velocity decreased (from 2.5 to 1.6 m s⁻¹; $P = 0.0001$). EMG activity of tibialis anterior first peaked at 5% of the push-off phase, followed by gluteus maximus (35%), vastus lateralis and soleus (45%), rectus femoris (55%), gastrocnemius lateralis (65%) and semitendinosus (75%). This sequence of activation ($P = 0.67$) and the amplitude of muscle activity ($P = 0.41$) of each muscle were not affected by loading condition. However, a main effect of muscle was observed on these parameters (peak value: $P < 0.001$; peak occurrence: $P = 0.02$) illustrating the specific role of each muscle during the push-off phase. Our findings suggest that muscle coordination is not influenced by external load during a ballistic squat jump.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Ballistic performance (i.e., accelerative movement with projection into free space of the displaced mass) is essential in various explosive-oriented physical tasks. This athletic capacity is closely related to the ability of the neuromuscular system to produce the greatest possible impulse in the shortest period of time (Newton et al., 1999). Such performance is also influenced by the force–velocity and power–velocity profiles (Samozino et al., 2012) classically inferred from the assessment of force, velocity and power production in a wide range of loading conditions (Cormie et al., 2011). As described in vertical jumping, increasing the external load induces a linear increase of the force output and a concomitant decrease of the movement velocity (Cuk et al., 2014; Markovic et al., 2013; Samozino et al., 2012). In multi-joint exercises, while the linear force–velocity and parabolic power–velocity relationships allow to explore the mechanical abilities and limits of the muscular system (Cormie et al., 2011), little is known regarding

the effect of additional loads on muscle coordination underlying the production of force, velocity and power output.

Muscle coordination can be defined as “a distribution of muscle activation or force among individual muscle to produce a given combination of joint moments” (Prilutsky, 2000). This has been widely studied in various functional tasks (Dorel et al., 2012a; Eloranta, 1996) through the alteration of muscle electromyographic (EMG) activity in response to changes in the external conditions (e.g., movement velocity, external load, posture). Among these parameters, it is well established that increased external resistance can induce a global increase in joint load and hence muscle activity level (Disselhorst-Klug et al., 2009; Hug and Dorel, 2009). Indeed, during dynamic contractions, EMG amplitude is related to the force output, which is illustrated by a linear or curvilinear EMG–force relationship depending on the considered joint (Disselhorst-Klug et al., 2009; Perry and Bekey, 1981). Likewise, at a constant tension, the EMG activity increases linearly with the fascicle shortening velocity (Bigland and Lippold, 1954), highlighting the influence of both force and velocity on muscle activity.

In a vertical jump with no additional load, previous works suggested that the power generated at the hip and knee joints by the mono-articular muscles is transferred distally to the ankle by the bi-articular muscles throughout the push-off phase (Gregoire

* Corresponding author at: French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, 11 Avenue du Tremblay, 75012 Paris, France. Tel.: +33 (0)1 41 74 44 71; fax: +33 (0)1 41 74 43 35.

E-mail address: giuseppe.rabita@insep.fr (G. Rabita).

et al., 1984). Such a muscle coordination was confirmed by Bobbert and van Ingen Schenau (1988), which showed that the muscle activity of the knee flexors first plateaued, followed by the hip extensors, knee extensors and finally plantar flexors, just before the take-off. It seems that this sequence is barely modified when the conditions of execution of the jump change (e.g., fatigue, starting position, intensity) (Rodacki et al., 2002; Van Soest et al., 1994). Previous investigations suggest that activation of leg and trunk muscles increases as a consequence of increases in external load during non-ballistic back squat (Clark et al., 2012). Inversely, mean EMG activity of the knee extensors remains relatively stable as load increases during the push-off phase of a ballistic squat jump (Eloranta, 1996; Nuzzo and McBride, 2013). Interestingly, the amount of external load can affect the relative contribution of each muscle to force output as it has been shown recently during isometric contractions (Bouillard et al., 2012). In this context, it remains unclear whether the changes in external loading could affect the activation timing and respective contribution of individual muscles to the push-off phase of a ballistic squat jump (Pandy and Zajac, 1991).

Therefore, the purpose of the present study was to investigate the effect of loading on lower limb muscle coordination during ballistic squat jumps. From the specific aforementioned studies (Eloranta, 1996; Nuzzo and McBride, 2013; Van Soest et al., 1994) we hypothesized that (i) the increase in external load will not influence the level of muscle activity (i.e., mean EMG amplitude), whereas (ii) it will elicit different activation timing (i.e., changes in the occurrence of peak EMG activity during the push-off phase) of individual muscles according to the loading condition.

2. Methods

2.1. Participants

Pilot studies indicated that the required sample size to evaluate significant interactions (for statistical power > 0.8, $P < 0.05$) was 20 participants. Thus a total of twenty (7 females, 13 males), trained and voluntary athletes (age: 25.1 ± 4.5 years; height: 177.8 ± 7.4 cm; body mass: 74.1 ± 11.9 kg), accustomed to perform loaded squat jumps, participated in this study. All participants were informed regarding the nature, aims and risks associated with the experimental procedure before they gave their written consent to participate. This study was approved by the local ethics committee and conducted according to the Declaration of Helsinki.

2.2. Experimental design

All the athletes participated in a familiarization session, and a few days later, to a test session. After a 10-min standardized warm-up, participants performed squat jumps in different loading conditions. Mechanical parameters (i.e., vertical component of the ground reaction force, displacement, velocity, acceleration and power) were assessed using a force platform (FPF). Surface EMG activity of seven muscles on both lower limbs were recorded during each squat jump and normalized to the maximal EMG activity recorded on hip, knee or ankle muscle groups during isometric maximal voluntary contractions.

2.3. Squat jump

Participants executed loaded squat jumps in a squat rack comprising an anteroposterior and vertical guided bar of 23.6 kg (Max Rack, Gym80 International, Gelsenkirchen, Germany). A free bar was used for loads under 23.6 kg, and a wooden 0.5 kg bar was

used in body weight condition to respect the same experimental configuration for all tested loads.

During the familiarization session, the starting position was self-selected by the participant, and then fixed for subsequent trials. During this session, the loading increment depended on the jump height achieved in the body weight condition (0.5 kg bar). The increments were set as 10% under a 0.2 m jump height, then at 15%, 20%, and 25% of body mass when jump height in the body weight condition was above 0.2 m, 0.3 m, and 0.4 m, respectively. The load-velocity relationship was assessed in the familiarization session and the external concentric-only maximal repetition (1RM) was then deduced as 90% of the load corresponding to a velocity (x axis) equal to zero (i.e., quasistatic condition). During the test session, participants executed squat jumps in 7 progressive loading conditions corresponding to 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% and 60% of 1RM allowing for the assessment of the force-velocity and power-velocity relationships during ballistic movements. Participants performed two trials at each load, plus a third one in the case of a 10% height difference between the two trials. To limit fatigue effects, participants had a 2-min recovery period between each trial. Mechanical output and EMG activities of lower limb muscles were recorded during each trial.

2.4. Dynamometry

Participants performed 5-s maximal isometric voluntary contractions (MVC) on a Con-Trex MJ dynamometer (CMV AG, Dübendorf, Switzerland) to assess extensor and flexor isometric peak torque on hip, knee and ankle joints of both legs. For all joints and movements participants performed two trials separated by a 30-s rest period. During knee extension and flexion MVC, participants were seated on the ergometer so that the hip was flexed at 85° (0° = full hip extension), with the knee at 70° in extension and 40° in flexion (0° = full leg extension). Subjects were in a supine position during hip and ankle tests. The angle in extension and flexion for isometric hip testing was 70° . The reference angle (0°) for the ankle joint was defined as the foot being perpendicular to the tibia. MVC was realized at 0° in plantarflexion and 10° in dorsiflexion.

2.5. Data collection and processing

All data were analyzed with custom-written scripts (OriginPro 9.0, OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA).

2.5.1. Force platform

Vertical ground reaction force was recorded with a FPF (Kistler, Wintertur, Switzerland) and sampled at 1000 Hz. Force, velocity and power were calculated as follows.

F_z component was used to calculate the vertical instantaneous acceleration (a_z ; $m\ s^{-2}$) of the center of mass (COM):

$$a_z = \frac{F_z}{m} - g \quad (1)$$

where m is the total body mass (in kg). a_z was then integrated once to provide instantaneous vertical velocity (V_z ; in $m\ s^{-1}$) and twice to provide instantaneous vertical displacement (d_z ; m) of the COM at time t :

$$v_z = \int a\ dt + v_{z0} \quad (2)$$

$$d_z = \int v\ dt + y_{z0} \quad (3)$$

As the jump begins with a period of immobility, at t_0 :

$$v_{z0} = 0 \quad (4)$$

$$y_{z0} = 0 \quad (5)$$

Power output was then calculated as the product of force and velocity ($P_z = F_z V_z$ in W).

The onset of the jump impulse was set as the point corresponding to a 50 N increase of the vertical force during the pushing phase of the jump. The offset of the impulse (i.e., take-off) corresponded to the point where vertical power reached zero (see Giroux et al. (2014) for more details). Between those two time points, the timings of mechanical parameters were normalized as a percentage of the complete impulse duration. A linear interpolation technique was used to obtain mechanical parameters values every 0.1% of the jump push-off phase. The individual values were then averaged over the entire participant's cohort to obtain the mean patterns of mechanical parameters. This experimental design was reported to provide a good reliability (ICC > 0.84; CV < 11%) of squat jumps measurements (Eloranta, 1996; Giroux et al., 2014).

2.5.2. Electromyography

Surface EMG activity was recorded during MVC and squat jumps with a wireless device (Zerowire, Aurion, Italy), from 7 muscles of both lower limbs [soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) and gluteus maximus (GMax)]. These muscles were selected based on previous studies investigating vertical jump (Bobbert and van Ingen Schenau (1988); Eloranta, 1996; Nuzzo and McBride, 2013).

The skin was shaved, gently abraded and cleaned with a solution containing ether, acetone and alcohol to minimize inter-electrode impedance. The bipolar, silver/silver chloride, surface disc electrodes (Blue Sensor N-00-S/25, Medicotest S.A.R.L, France) were placed with a center to center distance of 2.5 cm, and longitudinally with respect to the underlying muscle fiber arrangement and located according to the Surface EMG for the Non-Invasive Assessment of Muscles recommendation's (SENIAM). EMG signals were pre-amplified (input impedance: 20 M Ω ; common mode-rejection ratio: 90 dB; gain: 1000; bandwidth: 10–500 Hz), digitized, sampled at 2000 Hz and then transmitted wirelessly to a remote unit.

All EMG data were first band-pass filtered (high pass: 10 Hz, 3rd order Butterworth filter, low pass: 400 Hz, 3rd order Butterworth, filtered forward-backward filtering for zero phase shifting). They were then consistently analyzed as the root mean square (RMS) amplitude with a 100 ms moving rectangular window to produce an RMS envelope. RMS values obtained during MVC were smoothed with a low-pass filter (20 Hz, 3rd order Butterworth filter) and the highest peak RMS EMG amplitude was selected as the reference value (RMSmax). RMS values obtained during squat jump were then smoothed with an anti-aliasing filter where the cutoff frequency was dynamically computed according to the Shannon Theorem (zero lag low-pass filtered: 20 Hz). Then, envelopes were normalized to the RMSmax. Given that open chain dynamic contraction would not systematically allow to elicit a maximal activation of each muscle (Dorel et al., 2012b), the normalization procedure used in the present study is based on mono-articular isometric contractions, as classically recommended (Burden, 2010; Guilhem et al., 2014; Hug and Dorel, 2009). As for mechanical parameters, EMG timing was normalized as a percentage of the complete duration of impulse and a linear interpolation technique was used to obtain RMS EMG values every 0.1% of the jump push-off phase. Finally, the average RMS amplitude was quantified every 10% throughout the push-off phase for each muscle.

2.6. Statistical analyses

All statistical analyses were conducted using the software Statistica version 7.1 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA). Data distribution was first checked using the Shapiro-Wilk's normality test. As all data were normally distributed, one way ANOVAs (load effect) with repeated measures were performed to test a potential effect of load on the time (percent of push-off duration) corresponding to the peak of force, acceleration, velocity, displacement, and power.

The potential effect of loading on mean and peak EMG amplitude was tested by a three-way ANOVAs (muscle \times load \times side) comparing mean RMS EMG values between the extensor muscles (GMax, VL, RF, GL, SOL, TA, ST), the external loads and lower limbs. A two way ANOVA (muscle \times load) was performed on the peak values of RMS EMG.

The potential effect of loading on timing activation was evaluated using a two-way ANOVA (muscle \times load) on the time occurrence of the peak value of RMS EMG. Three-way ANOVAs (muscle \times load \times time), were also performed to test potential differences in EMG activity, the different loads and at different timing intervals of the push-off phase. When the sphericity assumption in repeated measures ANOVAs was violated (Mauchly's test), a Geisser-Greenhouse correction was used. Post-hoc tests were performed by means of Newman-Keuls procedures when significant effects were observed. For all tests, the significance level was set at $P < 0.05$. Unless specified, data are expressed as mean \pm SD.

3. Results

3.1. Mechanical patterns

The time-course of the vertical mechanical parameters during the push-off phase are presented in Fig. 1. While peak force significantly increased (from 1962 ± 397 N to 2559 ± 525 N; $P = 0.0001$), peak velocity (from 2.5 ± 0.2 m s $^{-1}$ to 1.6 ± 0.1 m s $^{-1}$; $P = 0.0001$), peak acceleration (16.2 ± 2.0 m s $^{-2}$ to 6.6 ± 1.4 m s $^{-2}$; $P = 0.0001$) and peak power (3770 ± 899 W to 3491 ± 935 W; $P = 0.006$) decreased as external load increased (from 0% to 60% of 1RM). The pattern of the center of mass position during the push-off phase was not affected by the loading condition ($P = 0.30$). Peak force and peak acceleration occurred significantly later as load increased (from $54 \pm 7\%$ to $69 \pm 7\%$ of the push-off phase; $P = 0.0001$). Post-hoc tests revealed that the force and acceleration increase was not significant for two consecutive conditions (e.g., 0% and 10% of 1RM). A load effect was observed for the occurrence of peak velocity and peak power ($P < 0.05$). Post-hoc tests revealed that the peak velocity occurred significantly earlier for the two heaviest loads ($89 \pm 3\%$ of the push-off phase at 50% of 1RM, $P = 0.001$; and $89 \pm 2\%$ of the push-off phase at 60% of 1RM, $P = 0.001$) in comparison with 0%, 10% and 20% of 1RM loads ($92 \pm 1\%$, $91 \pm 1\%$ and $91 \pm 1\%$ of the push-off phase respectively). Peak power occurred significantly later for 40% of 1RM ($79 \pm 3\%$ of the push-off phase, $P = 0.020$), 50% ($78 \pm 4\%$, $P = 0.32$) and 60% ($79 \pm 5\%$, $P = 0.003$) in comparison with the lightest load ($76 \pm 2\%$). Power output peaked significantly later for the heaviest load in comparison with the 10% and 20% load condition ($P < 0.05$).

3.2. EMG patterns

3.2.1. Muscle activity level

As no significant side effect was observed for any of the investigated muscles, RMS EMG values obtained from dominant and non dominant limbs were pooled for all subsequent analyses. While ANOVAs revealed a significant main effect of muscle

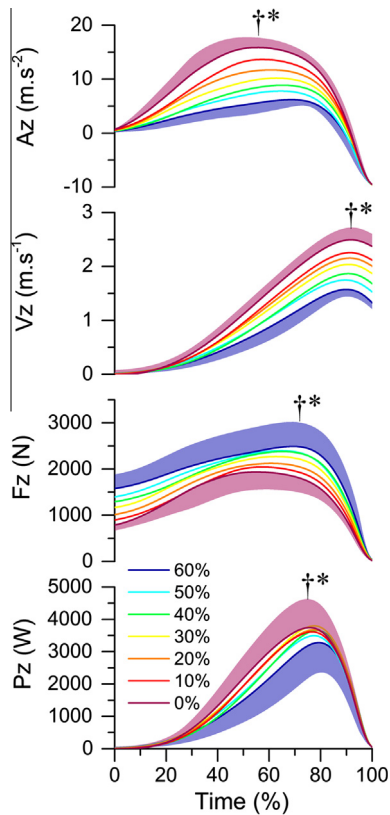


Fig. 1. Time-course of vertical acceleration (A_z), velocity (V_z), force (F_z) and power (P_z) of the center of mass during the push-off phase of squat jumps performed at 0% (purple), 10% (red), 20% (orange), 30% (yellow), 40% (green), 50% (light blue) and 60% (dark blue) of the concentric maximal repetition (1RM). For the sake of clarity, SDs are presented for 0% and 60% of 1RM. †, significant main effect of load on peak value. *, significant main effect of load on peak time occurrence.

($P < 0.001$), no significant load effect was observed on mean muscular activity ($P = 0.41$; Fig. 2). SOL muscle presented the highest EMG activity level ($129 \pm 7\%$ of RMS_{max}) compared to GL ($79 \pm 5\%$; $P < 0.001$), RF ($73 \pm 5\%$; $P < 0.001$), VL ($105 \pm 3\%$; $P < 0.001$), GMax ($69 \pm 5\%$; $P < 0.001$), ST ($19 \pm 2\%$, $P < 0.001$) and TA ($19 \pm 2\%$, $P < 0.001$).

Maximal muscle activity was not affected by the loading condition ($P = 0.91$). However, maximal muscle activity was significantly different between muscles ($P < 0.001$), (Table 1). Indeed, SOL and VL reached a higher peak of EMG activity ($221 \pm 8\%$ and $158 \pm 5\%$ respectively) than of GL ($132 \pm 4\%$), RF ($109 \pm 6\%$), GMax ($123 \pm 8\%$), ST ($23 \pm 3\%$) and TA ($30 \pm 4\%$) ($P < 0.001$).

3.2.2. Activation timing

We observed a main muscle effect ($P = 0.02$) on the time occurrence of peak EMG activity. For example, the peak of EMG activity of SOL occurred significantly earlier ($P < 0.05$) than for the GL muscle ($43 \pm 7\%$ of the push-off phase duration vs. $59 \pm 6\%$, respectively).

Three way ANOVA showed no effect of load on muscle activity ($P = 0.67$). However, a time effect was observed ($P < 0.001$). For all muscles except TA and ST, the EMG activity level in the initiation of the push-off phase (i.e., first timing interval) was significantly lower ($P < 0.05$) than during the interval in which the maximal activity level was recorded (i.e., maximal interval) (Fig. 3). The SOL, GL, VL and GMax EMG activity level recorded just before take-off (i.e., from 70% to 100% of the push-off phase), was significantly lower than the activity level measured in the maximal interval. A significant muscle \times time interaction ($P < 0.001$) was

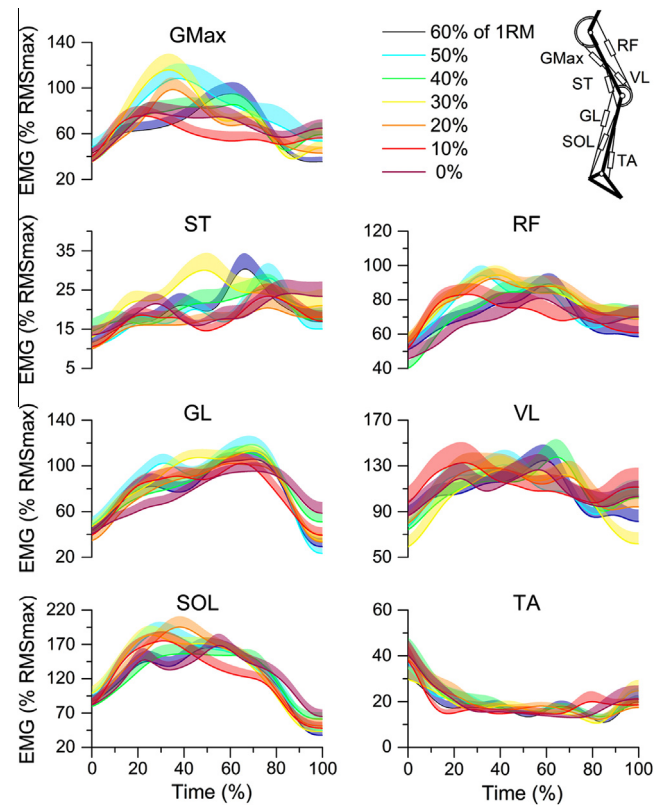


Fig. 2. EMG activity patterns during the push-off phase of squat jumps performed at 0% (purple), 10% (red), 20% (orange), 30% (yellow), 40% (green), 50% (light blue) and 60% (dark blue) of 1RM. Data are pooled for both limbs and normalized to the maximal isometric root mean square value (RMS_{max}) for gluteus maximus (GMax), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST), gastrocnemius lateralis (GL), soleus (SOL) and tibialis anterior (TA) muscle and presented as mean \pm SE.

observed. SOL muscle activity was significantly higher than EMG amplitude obtained from all the other investigated muscles ($P < 0.05$) from 0% to 80% of the push-off phase (Table 2), except VL in the beginning of the gesture (i.e., 0–10% of the push-off phase). No load effect or time \times load interaction was found (Table 2).

4. Discussion

To our knowledge, this is the first study to investigate the effect of loading on lower limb muscle coordination associated with mechanical variables throughout the entire push-off phase of a ballistic squat jump. Our main finding is that while increasing load leads to a strong modification of the mechanical outputs, no change was observed in the level of EMG activity or in the activation timing patterns of individual muscles.

As expected from a mechanical point of view (Cormie et al., 2007), increased external loading resulted in an increase in force, associated with a decrease in velocity, acceleration and power during the squat jump. The mechanical patterns observed in this experimental context are comparable to those previously reported during body weight (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988; Pazin et al., 2013) and loaded squat jumps (Giroux et al., 2014). However, studies investigating the effect of load on the time-course of kinetic and kinematic variables are scarce or considered a limited range of loading conditions (Eloranta, 1996; Nuzzo and McBride, 2013). The fact that the highest power output values were produced in body weight condition is consistent with recent studies suggesting that

Table 1

Peak and time occurrence of RMS EMG peak activities of tibialis anterior (TA), soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), semitendinosus (ST), rectus femoris (RF), vastus lateralis (VL) and gluteus maximus (GMax) at 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% and 60% of 1RM.

Loads %1RM	Peak of EMG RMS (RMS %)							Time occurrence of RMS EMG peak (% of push-off execution)							
	0	10	20	30	40	50	60	0	10	20	30	40	50	60	
Muscle															
TA ^{a,b,c,d,e,g}	49.5	48.2	45.2	40.2	47.2	47.1	38.0	TA ^{a,b,c,d,e,g}	29.3	38.9	33.6	48.0	34.6	44.7	40.3
	(±27.2)	(±30.9)	(±33.4)	(±26.3)	(±37.2)	(±41.3)	(±29.4)		(±34.0)	(±42.8)	(±35.3)	(±39.1)	(±37.4)	(±40.4)	(±38.1)
ST ^{a,b,c,d,e,f}	35.7	34.0	31.7	43.2	33.8	40.6	36.4	ST ^{a,b,c,d,e,f}	65.2	63.5	65.8	69.8	61.2	63.7	59.9
	(±15.5)	(±16.7)	(±13.4)	(±13.6)	(±18.1)	(±23.3)	(±16.9)		(±35.7)	(±24.8)	(±25.4)	(±21.4)	(±27.7)	(±22.4)	(±21.8)
SOL ^{b,c,d,e,f,g}	227.8	226.0	219.1	222.6	205.7	228.7	216.0	SOL ^{b,d,f,g}	53.2	36.7	39.5	33.8	47.8	40.2	49.3
	(±71.5)	(±55.8)	(±60.2)	(±51.9)	(±45.1)	(±69.0)	(±54.7)		(±20.0)	(±17.0)	(±13.0)	(±12.6)	(±21.0)	(±19.7)	(±23.2)
GL ^{a,c,f,g}	128.8	129.4	126.1	133.3	133.9	138.0	136.8	GL ^{a,c,e,f,g}	63.6	46.1	60.6	59.2	61.9	62.2	59.8
	(±30.4)	(±34.9)	(±26.2)	(±34.5)	(±34.1)	(±38.5)	(±34.5)		(±25.0)	(±24.9)	(±20.7)	(±17.9)	(±23.5)	(±18.1)	(±19.3)
VL ^{a,b,d,e,f,g}	155.8	168.0	158.3	154.5	158.5	153.3	158.0	VL ^{b,d,f,g}	50.7	48.9	54.6	50.5	46.0	39.6	43.3
	(±72.0)	(±86.0)	(±80.1)	(±59.3)	(±69.8)	(±76.1)	(±72.6)		(±21.3)	(±28.2)	(±23.4)	(±20.9)	(±23.3)	(±18.7)	(±20.1)
RF ^{a,c,f,g}	96.4	113.0	114.2	111.9	106.4	114.4	109.4	RF ^{a,c,e,f,g}	57.9	43.9	58.7	49.8	60.4	48.9	56.3
	(±41.8)	(±31.2)	(±29.7)	(±20.8)	(±27.7)	(±20.5)	(±28.7)		(±28.4)	(±32.8)	(±29.1)	(±25.1)	(±26.4)	(±27.0)	(±17.2)
GMax ^{a,c,f,g}	121.6	111.8	120.9	136.2	121.4	132.9	118.4	GMax ^{b,d,f,g}	53.0	32.2	43.7	35.4	47.4	42.5	50.6
	(±61.7)	(±50.1)	(±53.1)	(±67.2)	(±55.2)	(±77.0)	(±37.4)		(±30.4)	(±23.3)	(±14.6)	(±15.8)	(±23.7)	(±19.0)	(±19.4)

Letters in superscript denotes significant differences with: ^aSOL, ^bGL, ^cVL, ^dRF, ^eGMax, ^fTA and ^gST ($P < 0.05$). Values are presented as mean \pm SD. There are no significant load effects.

power training programs using squat jumps should be performed with no or light additional loads (Markovic and Jaric, 2007; Pazin et al., 2013). Under the heaviest load (i.e., 60% 1RM), the peak force and peak acceleration occurred significantly later in the push-off phase in comparison with the lightest load (i.e., 0% 1RM; Fig. 1). These changes in movement kinematics slightly delayed the occurrence of peak velocity (i.e., just before the take-off). Maximal velocity being a main determinant of jump performance (Ackland et al., 2009), one could wonder whether these push-off mechanics are: (i) the result of a reorganization of the neuromuscular activity with additional load; or (ii) a mechanical consequence of a stable coordination of lower limb muscles activated for a maximal performance.

Individual muscle activity did not show significant modifications in EMG amplitude or activation timing as external load increased (Fig. 2). This finding is in accordance with previous results obtained in squat jump (Eloranta, 1996; Nuzzo and McBride, 2013). For example, Nuzzo and McBride (2013) did not observe significant differences between VL, VM and BF muscle activity in the concentric phase of loaded squat jumps. Such a load-independence of EMG amplitude was not obvious per se. First, external resistance can influence muscle activity level in back squat exercise (Clark et al., 2012). In ballistic condition, by propelling their body, athletes do not decelerate the load at the end of the concentric phase. The system (body mass and additional load) is thereby accelerated over the entire range of motion, resulting in higher velocity, force, and muscle activity level than in non-ballistic squat (Frost et al., 2010). This increase in mean movement velocity compensates the reduction in external load, and allows the subject to maximally activate the neuromuscular system in each loading condition. Second, in multi-joint exercises, the nervous system has multiple ways of accomplishing a given motor task (Bernstein, 1967; Hug et al., 2004). Interestingly, it was recently demonstrated that the load could be differently shared among agonist muscles involved in a given task as external torque increased (Bouillard et al., 2012). In other words, the relative contribution of synergist muscles to the exerted torque can change as a function of targeted torque. Thus, it could have been expected that the contribution of individual muscle to vertical movement would reveal different amplitude and different relative activation timing according to the external load. The complexity of maintaining a constant activation timing and amplitude despite the EMG dependence to force

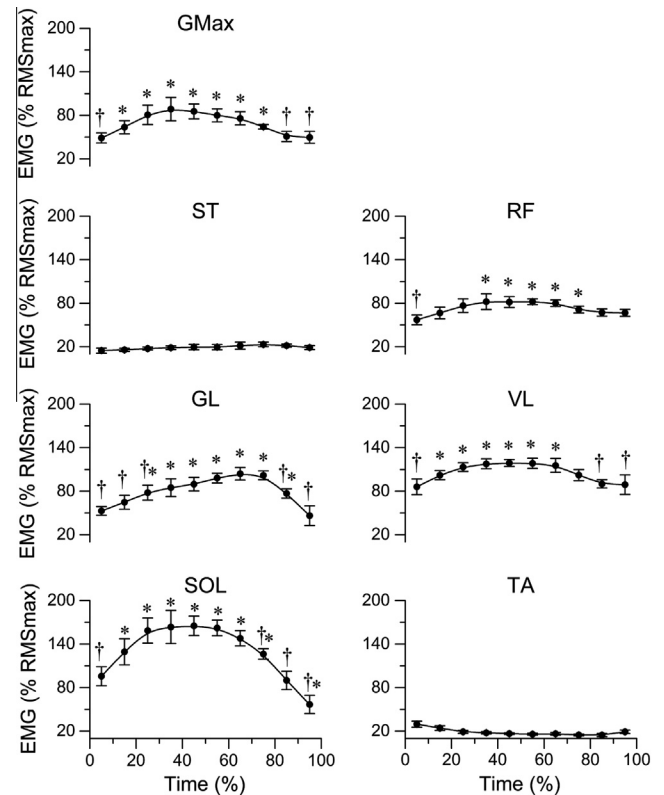


Fig. 3. Load pooled EMG activity normalized to the maximal isometric root mean square value (RMS_{max}) averaged every 10% of the total duration of the jump push-off phase. †, significant difference with the interval corresponding to the highest average level of EMG activity ($P < 0.05$). *, significant difference with the first timing interval (0–10% of the push-off phase) ($P < 0.05$).

(Disselhorst-Klug et al., 2009; Perry and Bekey, 1981) and velocity (Bigland and Lippold, 1954) for each individual muscle also questions the observed coordination stability. An alternative explanation of the present results might be related to the contribution of the tendinous tissues in power production which may vary according to the joint angular velocity (Kurokawa et al., 2001). Indeed, the elastic energy storage and release by the com-

Table 2
EMG RMS activities of soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) and gluteus maximus (GMax) at the different time intervals of the jump push-off phase.

	Time (%)										
	0	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100
TA	30.5 (±3.0) ^{a,c,d,e}	22.4 (±3.5) ^{a,b,c,d,e}	19.0 (±2.1) ^{a,b,c,d,e}	17.6 (±1.6) ^{a,b,c,d,e}	16.6 (±1.1) ^{a,b,c,d,e}	15.8 (±1.3) ^{a,b,c,d,e}	16.2 (±1.8) ^{a,b,c,d,e}	15.0 (±1.5) ^{a,b,c,d,e}	14.6 (±2.3) ^{a,b,c,d,e}	19.1 (±2.3) ^{a,b,c,d,e}	
ST	13.2 (±1.2) ^{a,b,c,d,e}	16.3 (±1.4) ^{a,b,c,d,e}	17.8 (±2.0) ^{a,b,c,d,e}	18.6 (±2.5) ^{a,b,c,d,e}	19.1 (±4.1) ^{a,b,c,d,e}	19.4 (±3.7) ^{a,b,c,d,e}	22.1 (±4.0) ^{a,b,c,d,e}	24.0 (±2.6) ^{a,b,c,d,e}	21.4 (±1.5) ^{a,b,c,d,e}	18.2 (±2.1) ^{a,b,c,d,e}	
SOL	100.0 (±8.9) ^{b,d,e,f,g}	136.4 (±16.1) ^{b,d,e,f,g}	160.8 (±17.5) ^{b,d,e,f,g}	162.9 (±22.7) ^{b,d,e,f,g}	161.9 (±16.1) ^{b,d,e,f,g}	159.8 (±16.5) ^{b,d,e,f,g}	146.9 (±13.4) ^{b,d,e,f,g}	124.7 (±10.4) ^{b,d,e,f,g}	85.1 (±12.3) ^{c,f,g}	53.6 (±10.9) ^{c,f,g}	
GL	50.6 (±4.0) ^{a,c,g}	68.2 (±6.3) ^{a,c,f,g}	79.7 (±10.1) ^{a,c,f,g}	85.4 (±12.2) ^{a,c,f,g}	89.8 (±9.3) ^{a,c,f,g}	98.8 (±5.6) ^{a,c,f,g}	105.2 (±7.4) ^{a,c,e,f,g}	99.8 (±8.2) ^{a,e,f,g}	73.2 (±6.9) ^{f,g}	43.4 (±11.9) ^{c,f,g}	
VL	86.0 (±10.8) ^{b,d,e,f,g}	104.7 (±8.9) ^{b,d,e,f,g}	114.0 (±7.0) ^{a,b,d,e,f,g}	116.5 (±6.2) ^{b,d,e,f,g}	118.2 (±5.5) ^{b,d,e,f,g}	117.4 (±8.5) ^{b,d,e,f,g}	115.1 (±10.1) ^{b,d,e,f,g}	101.8 (±7.8) ^{d,e,f,g}	89.7 (±4.9) ^{d,e,f,g}	89.1 (±13.5) ^{a,b,d,e,f,g}	
RF	56.3 (±6.1) ^{a,c,f,g}	69.1 (±8.4) ^{a,c,f,g}	77.5 (±9.7) ^{a,c,f,g}	81.6 (±10.8) ^{a,c,f,g}	81.1 (±7.6) ^{a,c,f,g}	81.9 (±4.2) ^{a,c,f,g}	79.3 (±5.4) ^{a,c,f,g}	71.3 (±4.7) ^{a,c,f,g}	66.3 (±4.7) ^{c,f,g}	66.1 (±5.3) ^{c,f,g}	
GMax	46.9 (±3.7) ^{a,c,f,g}	66.6 (±6.3) ^{a,c,f,g}	81.7 (±12.6) ^{a,c,f,g}	88.1 (±16.7) ^{a,c,f,g}	84.3 (±12.1) ^{a,c,f,g}	79.4 (±10.1) ^{a,c,f,g}	75.7 (±9.4) ^{a,b,c,f,g}	63.6 (±4.4) ^{a,b,c,f,g}	50.4 (±6.8) ^{a,c,f,g}	50.4 ^c (±8.5) ^{c,f,g}	

Letters in superscript denotes significant differences with: ^aSOL, ^bGL, ^cVL, ^dRF, ^eGMax, ^fTA and ^gST ($P < 0.05$). Values are presented as mean \pm SD.

pliant structures allows the muscle–tendon unit to generate larger power at high angular velocity, particularly during the last part of the push-off phase (Kurokawa et al., 2001).

We observed that VL and particularly SOL muscle reached a higher level of muscle activity compared with the other muscles (i.e., GL, RF, GMax, ST, TA). These differences can be related to the specific role of each muscle. All muscles of the extensor chain produce the highest torque and highest angular velocity at each joint level to vertically project the center of mass as high as possible (Bobbert and van Soest, 2001). Bi-articular muscles (GL, RF and GMax) also contribute to the deceleration at the end of the full leg extension to protect the joint passive structures from excessive tension (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). These complex functions could explain the nuanced EMG activity level of GL, RF and GMax in comparison with mono-articular SOL and VL, which mainly contribute to the propulsion.

The sequence of activation showed that GMax was the first to reach its maximal level of activity (35% of the push-off phase), followed by VL and SOL (45%), then RF (55%) and finally GL (65%). This sequence slightly differs from the one described by Bobbert and van Ingen Schenau (1988) in countermovement jump. Hip extensors were the firsts to become maximally active followed by the knee extensor muscles and finally by the plantar flexor muscles. These differences could originate from the eccentric phase that precedes the concentric contraction during a countermovement jump (i.e., stretch shortening cycle) (Komi, 2000). It has been shown that, depending on the tension and muscle length, EMG activity is lower in eccentric than isometric or concentric contractions (Guilhem et al., 2010; Komi et al., 2000). The isometric contractions that maintain the ankle and knee joint in the starting position could increase the pre-activation level of SOL in comparison with the eccentric contraction involved during the braking action of a counter-movement jump. Thus said, squat jump only involves three major degrees of freedom (i.e., hip, knee and ankle extension) for a planar (i.e., two degrees of freedom) task. Such exercise might therefore be considered as a constrained task when compared with natural movements such as counter-movement jumps, which allow for more variations in jumping pattern. The peak of GL activity was the last to occur in accordance with the results of Bobbert and van Ingen Schenau (1988). This confirms the important contribution of this plantar flexor muscle during the last propulsive phase of squat jump (Pandy and Zajac, 1991). Overall, this global sequence of activation is supportive of transmission of power generated by proximal hip and knee mono-articular muscles to

distal ankle joint via bi-articular muscles during ballistic squat jumps (Gregoire et al., 1984). Such muscle coordination has been proposed to allow the mono-articular hip and knee extensors to remain active until toe-off while preserving joints from excessive tension (Bobbert and van Ingen Schenau, 1988). Our results suggest that this sequence is consistently used to optimize the release of power throughout the push-off phase regardless of the additional load imposed to the lower limbs.

Although this study provides a thorough analysis of mechanical and muscle activity patterns of the lower limbs during a vertical jump, some limitations can be addressed. The core strength and trunk posture have been proven to be determinant in jump performance (Hibbs et al., 2008). Interestingly, trunk posture can affect the activation timing of RF muscle during a vertical jump (Bobbert et al. 2013). Preferred initial posture has been shown as a near-optimal body configuration, which should have maximized jump height in the present study (Bobbert et al. 2013). In this context, investigating the effect of external load on trunk muscles activity would have helped to strongly conclude on the present findings. In addition, a free bar was used to impose external loads below the mass imposed by the guided bar. Potential differences in movement execution could result from the two conditions (free versus guided bar), which could be resumed in (i) trunk posture variations between trials and (ii) oscillations in the frontal plan under free bar. Likewise, one could assume that the constrained execution of squat jump contributed to limit such effect on movement pattern, particularly under light loads (Eloranta, 1996), as it was the case in the present study. Moreover, as load was limited to 60% of 1RM to fulfill the ballistic condition (i.e., projection of the total mass) the maximal force component (i.e., 80–100 M% of 1RM) of the force–velocity relationship needs to be investigated to determine how mechanical parameters and neuromuscular coordination are affected in maximal loading conditions.

The lack of modification of muscle coordination under the different loading conditions might reflect a similar solicitation of the nervous system with heavy or light loads, as long as maximal effort is intended. Then, the practical implications emerging from these results could impact the instructions given during ballistic training sessions. The intention to move as explosively as possible during power training has indeed been previously described as vitally important (Behm and Sale, 1993). Moreover, studies focusing on the effects of light versus heavy ballistic training on strength gains and associated neuromuscular adaptations could bring new insight into muscle training calibration.

In conclusion, the present study showed that the changes in mechanical outputs with increasing load do not result from a reorganization of the underlying muscle coordination. Indeed, we observed no modification in muscle activity level or activation timing in response to the increase in external load. Further studies are needed to confirm that the neuromuscular system is similarly activated in maximal ballistic movements regardless of the loading condition.

Disclosure

The authors report no conflict of interest.

Acknowledgments

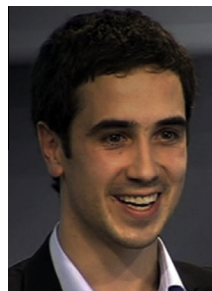
C. Giroux was supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research.

References

- Behm DG, Sale DG. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med* 1993;15:374–88.
- Bernstein N. The co-ordination and regulation of movements. Oxford: Pergamon Press; 1967.
- Bigland B, Lippold OC. The relation between force, velocity and integrated electrical activity in human muscles. *J Physiol* 1954;123:214–24.
- Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. *J Biomech* 1988;21:249–62.
- Bobbert MF, van Soest AJ. Why do people jump the way they do? *Exerc Sport Sci Rev* 2001;29:95–102.
- Bobbert MF, Richard Casius LJ, Kistemaker DA. Humans make near-optimal adjustments of control to initial body configuration in vertical squat jumping. *Neuroscience* 2013;237:232–42.
- Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech* 2012;45:1424–9.
- Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:1023–35.
- Clark DR, Lambert MI, Hunter AM. Muscle activation in the loaded free barbell squat: a brief review. *J Strength Cond Res* 2012;26:1169–78.
- Cormie P, McCaulley GO, McBride JM. Power versus strength-power jump squat training: influence on the load-power relationship. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:996–1003.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing maximal neuromuscular power: Part 1 – biological basis of maximal power production. *Sports Med* 2011;41:17–38.
- Cuk I, Markovic M, Nedeljkovic A, Ugarkovic D, Kukulj M, Jaric S. Force–velocity relationship of leg extensors obtained from loaded and unloaded vertical jumps. *Eur J Appl Physiol* 2014;114:1703–14.
- Disselhorst-Klug C, Schmitz-Rode T, Rau G. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2009;24:225–35.
- Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc* 2012.
- Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc* 2012b;44:2154–64.
- Eloranta V. Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in concentric jumping movement. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1996;36:59–64.
- Frost DM, Cronin J, Newton RU. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med* 2010;40:303–26.
- Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. What is the best method to assess lower limb force–velocity relationship? *Int J Sports Med* 2014 [Epub ahead of print].
- Gregoire L, Veeger HE, Huijings PA, van Ingen Schenau GJ. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med* 1984;5:301–5.
- Guilhem G, Cornu C, Guével A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med* 2010;53:319–41.
- Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Chollet D, Ranota G. Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault. *Med Sci Sports Exerc* 2014;46:341–50.
- Hibbs AE, Thompson KG, French D, Wrigley A, Spears I. Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Med* 2008;38:995–1008.
- Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:182–98.
- Hug F, Bendahan D, Le Fur Y, Cozzone PJ, Grelot L. Heterogeneity of muscle recruitment pattern during pedaling in professional road cyclists: a magnetic resonance imaging and electromyography study. *Eur J Appl Physiol* 2004;92:334–42.
- Komi PV. Stretch-shortening cycle: a powerful model to study normal and fatigued muscle. *J Biomech* 2000;33:1197–206.
- Komi PV, Linnamo V, Silventoinen P, Sillanpaa M. Force and EMG power spectrum during eccentric and concentric actions. *Med Sci Sports Exerc* 2000;32:1757–62.
- Kurokawa S, Fukunaga T, Fukashiro S. Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol* 2001;90:1349–58.
- Markovic G, Jaric S. Positive and negative loading and mechanical output in maximum vertical jumping. *Med Sci Sports Exerc* 2007;39:1757–64.
- Markovic S, Mirkov DM, Knezevic OM, Jaric S. Jump training with different loads: effects on jumping performance and power output. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:2511–21.
- Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc* 1999;31:323–30.
- Nuzzo JL, McBride JM. The effect of loading and unloading on muscle activity during the jump squat. *J Strength Cond Res* 2013;27:1758–64.
- Ackland TR, Elliott B, Bloomfield J. *Applied anatomy and biomechanics in sport: Human Kinetics Champaign, IL*; 2009.
- Pandy MG, Zajac FE. Optimal muscular coordination strategies for jumping. *J Biomech* 1991;24:1–10.
- Pazin N, Berjan B, Nedeljkovic A, Markovic G, Jaric S. Power output in vertical jumps: does optimum loading depend on activity profiles? *Eur J Appl Physiol* 2013;113:577–89.
- Perry J, Bekey GA. EMG–force relationships in skeletal muscle. *Crit Rev Biomed Eng* 1981;7:1–22.
- Prilutsky BI. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control* 2000;4:1–44.
- Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc* 2002;34:105–16.
- Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB. Optimal force–velocity profile in ballistic movements. *Altius: citius or fortius? Med Sci Sports Exerc* 2012;44:313–22.
- Van Soest AJ, Bobbert MF, Van Ingen Schenau GJ. A control strategy for the execution of explosive movements from varying starting positions. *J Neurophysiol* 1994;71:1390–402.



Caroline Giroux received the Ms.C. degree in 2010 in sports sciences and motor control from the University of Paris XI, and the Master degree in 2011 in sports sciences, engineering and human movement ergonomics from the University of Marseille II, France. She is currently a Ph.D. student at the French National Institute of Sport (INSEP), in Paris and at the CETAPS laboratory, in the University of Rouen. She is supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research. Her major research interests focus on innovative methods to assess muscle abilities and neuromuscular function in sport performance.



Gaël Guilhem received the Ms.C. degree in biology and physiology from the University of Paris V, and the Ph.D. degree in Sport Sciences in 2010 from the University of Nantes. He is currently a researcher at the French National Institute of Sport (INSEP) in Paris, since 2009. His major research interests focus on neuromuscular adaptations to acute and chronic exercise, and he currently investigates the effects of different resistance modalities on muscle function, using EMG, ultrasonography, elastography and MRI.



Antoine Couturier received his Ph.D. in Biomedical Engineering from the University of Lyon I, France in June 1999. He is a research engineer at the French National Institute of Sport (INSEP), Paris, France. His work essentially focuses on signal processing, software development and electronics.



Giuseppe Rabita is currently a researcher at the French National Institute of Sport (INSEP) in Paris. His major research interests focus on the links between mechanical properties of the muscle-tendon unit and the movement performance and on the competitive demands of elite athletes.



Didier Chollet is a professor at the University of Rouen. His major research interests focus on inter-limb coordination in motor skills, depending on level of expertise.

Annexe 4

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2014)

Muscle coordination in loaded *squat jumps*.

39^{ème} Congrès de la Société de Biomécanique, Septembre, Valenciennes (France).

Muscle coordination in loaded squat jump.

Caroline GIROUX^{a,b,*}, Gaël GUILHEM^a, Didier CHOLLET^b, Giuseppe RABITA^a

^a French National Institute of Sports (INSEP), Research Department, Laboratory SEP, Paris, France

^b CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint Aignan Cedex, France

Keywords: squat jump, force platform, force-velocity relationship, EMG

1. Introduction

Power-generating capacity is essential in explosive-oriented physical tasks (Newton et al, 1999). Its assessment could help to understand the basic properties of the neuromuscular system (Cronin et al, 2005). Vertical jump is one of the most common and simple means used to evaluate maximal power (Vandewalle et al, 1987). However, the loading condition that maximizes the resulting power output in squat jump exercise is still a matter of debate in the literature (Cormie et al, 2011). Although previous investigations have reported that the mean EMG activity remains relatively stable as load increases during the concentric phase (i.e., push-off) of a vertical jump (Eloranta et al, 1996; Nuzzo et al 2013), the activation timing could be affected differently by external load. Therefore, this study aimed to investigate the neuromuscular coordination of the lower limb muscles involved during squat jumps performed under different isoinertial loading conditions.

2. Methods

Twenty (7 females, 13 males) trained athletes (age: 25.1 ± 4.5 years; height: 177.8 ± 7.4 cm; body mass: 74.1 ± 11.9 kg), participated in this study. They performed squat jumps in seven loading conditions: 0%, 10%, 20%, 30%, 40%, 50% and 60% of the maximal additional load the participants were able to lift concentrically once (1RM). Mechanical parameters were recorded using a force platform in time with EMG activity, recorded wirelessly from seven muscles [soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) and gluteus maximus (GMax)] of both legs. From the vertical ground reaction force, instantaneous force, acceleration, velocity, position and power were determined over the entire push-off phase duration. All EMG data were analyzed as the root mean square (RMS) and normalized to the RMS obtained during maximal voluntary isometric contractions performed for each joint on a Con-Trex MJ (CMV AG, Duebendorf, Switzerland) isokinetic dynamometer. ANOVAs were performed to compare mechanical and electromyographical patterns obtained during the jump push-off phase between loading conditions.

3. Results

Mechanical patterns:

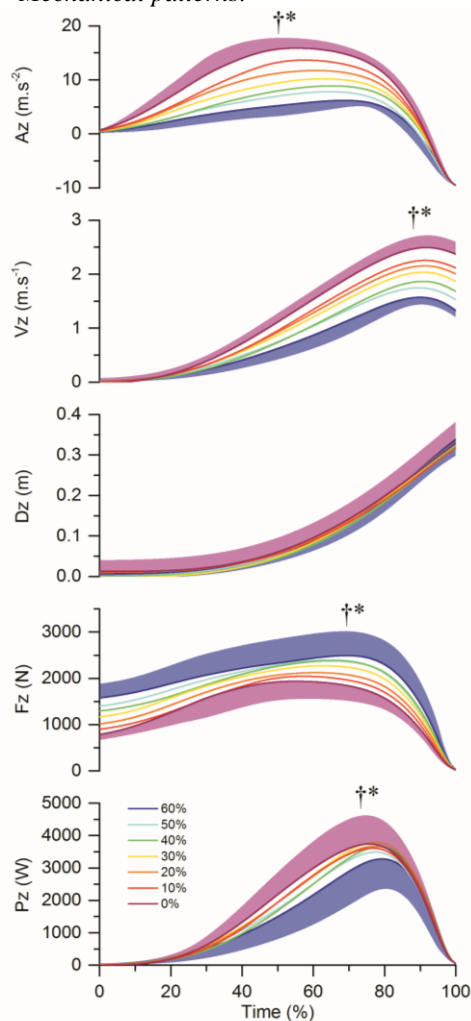


Figure 1 Time-course of vertical acceleration, velocity, position, force and power of the center of mass during the push-off phase of squat jumps performed at 0% (red), 10% (orange), 20% (yellow), 30% (green), 40% (light blue), 50% (dark blue) and 60% (purple) of the 1RM. For the sake of clarity, SD are presented for 0% and 60% of 1RM. †, significant main effect of load on peak value. *, significant main effect of load on peak time occurrence.

*Corresponding author. Email: caroline.giroux@insep.fr

While peak force significantly increased (from 1962 ± 397 to 2559 ± 525 N; $P = 0.0001$), peak velocity (from 2.5 ± 0.2 to 1.6 ± 0.1 m.s⁻¹; $P = 0.0001$), peak acceleration (16.2 ± 2.0 to 6.6 ± 1.4 m.s⁻²; $P = 0.0001$) and peak power (3770 ± 899 to 3491 ± 935 W; $P = 0.006$) decreased as external load increased. Peak force and peak acceleration occurred significantly later as load increased (from 54% to 69% of the push-off phase duration; $P = 0.0001$), while peak velocity and peak power occurred significantly earlier for heavy loads compared to light loads ($P = 0.0001$).

EMG patterns:

While a significant main effect of muscle (mean activity: $P = 0.004$; peak activity: $P = 0.58$) was observed on muscle timing and amplitude, these parameters were not affected by the load.

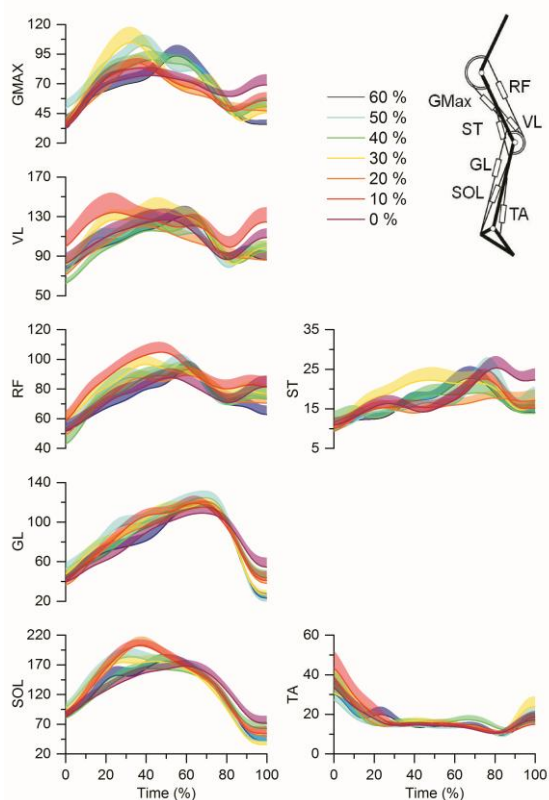


Figure 2 The EMG activity patterns during the push-off phase of squat jumps performed at 0% (red), 10% (orange), 20% (yellow), 30% (green), 40% (light blue), 50% (dark blue) and 60% (black) of 1RM. Data are pooled for both limbs and normalized to the maximal isometric root mean square value (RMS_{max}) for GMax, VL, RF, ST, GL, SOL and TA muscles and presented as mean + SE.

4. Conclusions

This study showed that in a ballistic movement carried out maximally, the changes in mechanical outputs with increasing load do not result from a

reorganization of the underlying neuromuscular activity. These results are in accordance with previous studies (Eloranta et al, 1996; Nuzzo et al, 2013) but provide supplemental information on EMG patterns of more muscles. This lack of load effect on the EMG patterns could originate from the fact that within the central nervous system, template motor programs exist for specific classes of movements whose output are determined by the setting of specific parameters (i.e., timing, amplitude). A specific neuromuscular command would then be dedicated to maximal explosive ballistic efforts (Rodacki et al, 2002; Van Zandwijk et al, 2003). The present findings yield a new insight into the design of optimal isoinertial muscle training for power oriented activities and in performance or rehabilitation settings.

Acknowledgments

C. Giroux was supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research.

References

- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 2 – Training Considerations for Improving Maximal Power Production. *Sports Med.* 2011;41(2):125-46.
- Cronin J, Sleivert G. Challenges in understanding the influence of maximal power training on improving athletic performance. *Sports Med.* 2005;35(3):213-34.
- Eloranta V. Effect of postural and load variation on the coordination of the leg muscles in concentric jumping movement. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 1996;36(1):59-64.
- Newton RU, Kraemer WJ, Hakkinen K. Effects of ballistic training on preseason preparation of elite volleyball players. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(2):323-30.
- Nuzzo JL, McBride JM. The effect of loading and unloading on muscle activity during the jump squat. *J Strength Cond Res.* 2013;27(7):1758-64.
- Rodacki AL, Fowler NE, Bennett SJ. Vertical jump coordination: fatigue effects. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(1):105-16.
- Van Zandwijk JP, Bobbert MF, Munneke M, Pas P. Control of maximal and submaximal vertical jumps. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(2):477-85.
- Vandewalle H, Peres G, Monod H. Standard anaerobic exercise tests. *Sports Med.* 1987;4(4):268-89.

Annexe 5

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G.

Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile?

Eur J App Physiol. Soumis.

European Journal of Applied Physiology

Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile?

--Manuscript Draft--

Manuscript Number:	
Full Title:	Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile?
Article Type:	Original Articles
Keywords:	maximal power, muscle capacities, optimization, simple method, sport performance
Corresponding Author:	Caroline Giroux, PhD French National Institute of Sport PARIS, FRANCE
Corresponding Author Secondary Information:	
Corresponding Author's Institution:	French National Institute of Sport
Corresponding Author's Secondary Institution:	
First Author:	Caroline Giroux, PhD
First Author Secondary Information:	
Order of Authors:	Caroline Giroux, PhD Giuseppe Rabita, PhD Didier Chollet, Professor Gaël Guilhem, PhD
Order of Authors Secondary Information:	
Abstract:	<p>Purpose: Muscle performance during human movements is highly related to the characteristics of the force-velocity relationship. While elite athletes can be considered as the living limits of muscle capacities in power-oriented sports, it is still unclear whether the balance between their force and velocity-generating capacities constitutes an optimal profile. In this study, we aimed at determining the effect of elite sport background on the force-velocity relationship in squat-jump, and evaluating the level of optimization of these profiles. Method: A cohort of 100 elite athletes in cycling, fencing, taekwondo, athletics and 15 control participants performed squat jumps in seven loading conditions (range: 0-60% of the maximal external load they were able to lift). Results: Theoretical maximal power (P_m), force (F_0) and velocity (v_0) were determined from the individual force-velocity relationships. Optimal profiles were assessed by calculating the optimal force (F_{0th}) and velocity (v_{0th}) based on recently developed mathematical procedures. Athletic sprinters and cyclists produced greater force than the other athletes ($P < 0.05$). F_0 was significantly lower than F_{0th}, and, v_0 was significantly higher than v_{0th} for female fencers and control participants, and for male athletes, fencers and taekwondo practitioners ($P < 0.05$). Conclusion: It was concluded that chronic practice of an activity leads to differently balanced F-V profiles. Moreover, differences between measured and optimal force-velocity profiles were observed in male and female fencers and in male athletic sprinters and taekwondo practitioners, raising potential sources of performance improvement in elite athletes.</p>
Suggested Reviewers:	Michael McGuigan mikem@nzasni.org.nz Bent Ronnestad bent.ronnestad@hil.no
Opposed Reviewers:	

1 **Do well-trained humans exhibit an optimal signature of the force-velocity profile?**

2
3
4
5 3 Caroline GIROUX^{1,2*}

6
7 4 Giuseppe RABITA¹

8
9
10 5 Didier CHOLLET²

11
12 6 Gaël GUILHEM¹

13
14 7 ¹ French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport,
15
16
17 8 Expertise and Performance, Paris, France

18
19 9 ² CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint
20
21
22 10 Aignan Cedex, France

23
24 11
25
26 12 ***Correspondence and reprints:**

27 13 Caroline GIROUX

28 14 French National Institute of Sport (INSEP)

29 15 Research Department

30 16 11, avenue du Tremblay

31 17 75012 Paris

32 18 France

33 19 Tel: +33 (0)1 41 74 41 66

34 20 Fax: +33 (0)1 41 75 45 35

35 21 e-mail: caroline.giroux@insep.fr

36
37
38
39 22
40
41 23
42
43 24 **Running title:** Force-velocity balance in elite athlete

44
45
46 25

47
48
49
50
51
52
53
54
55
56
57
58
59
60
61
62
63
64
65

Annexe 6

Giroux C, Guilhem G, Chollet D, Rabita G. (2014)

Optimal force-velocity profiles in elite athletes.

XVI Congress of the European College of Sport Science, Juillet, Amsterdam (The Netherlands).

Optimal force-velocity profiles in elite athletes

Caroline GIROUX*^{1,2}, Gaël GUILHEM¹, Didier CHOLLET², Giuseppe RABITA¹

¹French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory SEP, Paris, France

²CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, France

Introduction

Velocity, strength and power are determinant factors of performance in many activities. Protocols using loaded *squat jump* have been designed to evaluate those capabilities and calibrate precisely training programs. Estimating the optimal ratio between velocity and force production is also a main concern in explosive oriented tasks (Vandewalle et al. 1987). Recent methods have been proposed to determine the optimal force-velocity profile in ballistic movements (Samozino et al. 2008, 2012). Thus, the purpose of this study was to compare the actual force-velocity relationship of elite athletes to their optimal force-velocity profile.

Methods

A cohort of 100 cycling, fencing, rowing, taekwondo and track and field elite athletes (48 females, 52 males), including Olympic medalists, participated in this study. Lower limb force-velocity profiles were evaluated for each athlete. They performed *squat jumps* with 0, 10, 20, 30, 40, 50 and 60% of the maximal external load they were able to lift. Theoretical, maximal power (P_{max}), force (F_{max}) and velocity (V_{max}) were determined from the individual force-velocity relationships. Optimal profiles were assessed by calculating the optimal force (F_{opt}) and optimal velocity (V_{opt}). Student paired t-tests were performed to compare V_{max} and F_{max} with V_{opt} and F_{opt} , respectively. One-way ANOVAs were performed to compare the difference between measured and optimal profile in the considered activities.

Results

We observed significant differences between V_{max} , V_{opt} and F_{max} , F_{opt} ($p < 0,05$). ANOVA revealed an effect of activity on the difference between maximal and optimal force ($p < 0,01$) and velocity values ($p < 0,01$). Fencers, track and field and taekwondo athletes presented more optimized profile than rowers and cyclists ($p < 0,05$).

Discussion

As all the measured profiles were different from the optimal ones, it seems that even in elite athletes muscular profiles are not optimized. These results must be nuanced by the fact that *squat jump* might not be the more suitable method to evaluate the specific demand of each activity. Indeed specific protocols (e.g., cycling tests for cyclists) could have shown different findings. Moreover, the level of optimization of the profile depends on the activity, suggesting that further investigations are needed to determine if the optimization of force-velocity profile could effectively enhance performance in explosive activities.

References

- Samozino P, Rejc E, Di Prampero PE, Belli A, Morin JB (2012). Med Sci Sports Exerc 44 (2):313-22.
Samozino P, Morin JB, Hintzy F, Belli A (2008). J Biomech 41 (14):2940-5.
Vandewalle H, Peres G, Heller J, Panel J, Monod H (1987). Eur J Appl Physiol O 56 (6):650-6.

Annexe 7

Giroux C. (2014)

Athletic profile and biomechanical determinant of elite fencers: what implications for muscle training?

Entretiens de l'INSEP – Enhancing muscle capacities: strength, power, velocity, Mai, Paris (France).



Doctorante

Laboratoire Sport, Expertise et Performance, Département de la Recherche,
Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance (INSEP)
CETAPS UPRES EA 3832, Faculté des sciences du sport, Université de Rouen
Paris, Mont Saint Aignan, France

MsC

Laboratory Sport, Expertise and Performance, Research Department, French National Institute of Sport (INSEP)
CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Science, University of Rouen
Paris, Mont Saint Aignan, France

DÉTERMINANTS BIOMÉCANIQUES ET PROFIL ATHLÉTIQUE DES ESCRIMEURS ÉLITES : QUELLES IMPLICATIONS POUR L'ENTRAÎNEMENT MUSCULAIRE ?

RÉSUMÉ – L'escrime est un sport d'opposition impliquant des actions courtes, rapides et répétées dont le but est de toucher ou d'esquiver l'adversaire. Peu d'études concernant cette activité sont disponibles dans la littérature, notamment en raison de sa complexité et de la diversité des facteurs de performance (psychologiques, perceptifs, physiologiques, biomécaniques). Pour autant, les dernières échéances internationales ont montré l'importance des qualités physiques dans la capacité des tireurs à atteindre et maintenir un niveau de performance élevé. Dans cette présentation, nous exposerons les niveaux de force d'appui et les activités musculaires des membres inférieurs engagés lors d'un assaut spécifique de l'escrime (i.e., marché fente). Ces analyses confirment que les capacités de production de vitesse et de puissance, notamment de la jambe arrière, sont des facteurs clés de la performance sur le plan physique. De plus, les activités musculaires mesurées en situation spécifique ont mis en évidence des rôles dissociés des membres inférieurs permettant de contrôler la puissance développée lors de l'assaut. La répétition chronique de ce geste, en particulier chez des escrimeurs élités, conduit donc à des adaptations neuromusculaires spécifiques, objectivées sur ergomètre isocinétique. Enfin, nos travaux ont soulevé une source potentielle d'optimisation des qualités musculaires des escrimeurs élités (hommes et femmes), puisque leurs profils force-vitesse, évalués en squat-jump, diffèrent de leurs profils optimaux théoriques. Les implications pratiques de ces résultats dans la construction des programmes de renforcement musculaire des escrimeurs élités seront discutées au regard des dernières avancées scientifiques dans le domaine.

BIO – Caroline Giroux obtient en 2010 un Master en Science et Techniques des Activités Physiques et Sportives (STAPS), spécialité contrôle moteur à l'Université Paris XI, et en 2011 un Master STAPS spécialité ingénierie et ergonomie du mouvement humain à l'Université Aix-Marseille II. Elle est actuellement étudiante en thèse à l'Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance (INSEP) à Paris et au Centre d'Etudes des Transformations des Activités Physiques et Sportives (CETAPS) de l'Université de Rouen. Elle est financée par une allocation de recherche ministérielle. Ses recherches portent principalement sur l'étude de méthodes innovantes permettant d'évaluer l'influence des qualités musculaires et la fonction neuromusculaire dans la performance sportive.

BIOMECHANICAL DETERMINANTS AND ATHLETIC PROFILE OF ELITE FENCERS: WHAT IMPLICATIONS FOR MUSCLE TRAINING?

ABSTRACT – Fencing is a combat sport involving short fast and repeated actions aiming at touching or dodging the opponent. Because of the complexity of fencing and due to the variety of performance factors involved (psychological, perceptive, physiological, and biomechanical), few studies are available in literature. That being said, the latest international events have shown the importance of the physical abilities in fencers' capacities to reach and maintain a high level of performance. In this presentation, the characterization of the ground reaction forces and muscle activity of the lower limbs involved during a specific fencing assault (i.e., marché fente) will be detailed. These analyses confirmed that velocity and power production are key factors of performance. Moreover, the muscular activities measured in situ have highlighted a dissociated role of lower limbs allowing for the control of power output during an assault. Chronic repetition of such gesture, especially in elite fencers, leads to specific neuromuscular adaptations, observed with isokinetic testing. Finally, our work raised a potential source of optimization of elite male and female fencers' muscular capacities. Indeed, their force-velocity profiles evaluated in squat-jump are different from their theoretical optimal profiles. Considering the latest scientific progress in this field, the practical implications of those results in the design of muscle training programs for elite fencers will be discussed.

BIO – Caroline Giroux was granted a Master's degree of sports sciences and motor control from the University of Paris XI in 2010, and a Master's degree of sport sciences, engineering and human movement ergonomics from the University of Marseille II, in 2011. She currently is a PhD student at the French National Institute of Sport (INSEP) in Paris and at the CETAPS laboratory of the University of Rouen. She is supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research. Her major research interests focus on innovative methods to assess influence of muscle abilities and neuromuscular function on sport performance.

Annexe 8

Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Chollet D & Rabita G (2014)

Mechanical and muscular coordination patterns during a high-level fencing assault

Med Sci Sports Exerc

Mechanical and Muscular Coordination Patterns during a High-Level Fencing Assault

GAËL GUILHEM¹, CAROLINE GIROUX^{1,2}, ANTOINE COUTURIER¹, DIDIER CHOLLET², and GIUSEPPE RABITA¹

¹French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport, Expertise and Performance, Paris, FRANCE; and ²CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint Aignan, FRANCE

ABSTRACT

GUILHEM, G., C. GIROUX, A. COUTURIER, D. CHOLLET, and G. RABITA. Mechanical and Muscular Coordination Patterns during a High-Level Fencing Assault. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 46, No. 2, pp. 341–350, 2014. **Purpose:** This study aimed to investigate the coordination of lower limb muscles during a specific fencing gesture in relation to its mechanical effectiveness. **Methods:** Maximal isokinetic concentric and isometric plantarflexor, dorsiflexor, knee and hip extensor and flexor torques of 10 female elite saber fencers were assessed and compared between both legs. Sabers completed three trials of a specific fencing gesture (i.e., *marché-fente*) on a 6.60-m-long force platform system. Surface EMG activities of 15 lower limb muscles were recorded in time with ground reaction forces and separated into four distinct assault phases. EMG signals were normalized to the muscle activity assessed during maximal isometric contraction. Mechanical and EMG data were compared between both legs over the entire assault and in each phase (ANOVA). Potential correlations between muscle strength and average EMG activities were tested (Bravais–Pearson coefficient). **Results:** EMG activity patterns showed that rear hip and knee extensor and plantarflexor muscles were mainly activated during propulsive (concentric) phases, while front hip and knee extensor muscles were strongly solicited during the final braking (eccentric) phase to decelerate the body mass. Although fencers presented greater maximal hip (+10%) and knee (+26%) extensor strength in the front than in the rear leg ($P < 0.05$), rear hip and knee extensor strength was significantly correlated to the maximal anteroposterior velocity ($r = 0.60–0.81$). Moreover, muscle activity of the rear extensors was related to average velocity during the second propulsive phase (phase 3). **Conclusions:** This study gathers the first evidence of a crucial role of the rear extensor muscles in fencing speed performance. Such findings suggest interesting perspectives in the definition of specific training or rehabilitation programs for elite fencers. **Key Words:** EMG, FORCE PLATFORM, MUSCLE ADAPTATIONS, ASYMMETRICAL EXERCISE, FENCERS

Fencing is a combat sport whose aim is to touch the opponent through a weapon. This opposition context involves short, fast, and complex decisive actions, which make movement speed and perceptual accuracy essential skills for performance (29,34–36). Improving fencing level therefore requires acquiring specific psychomotor and neuromuscular abilities (29,36). On the one hand, to date, most of the technical contents of fencing movements practice (e.g., motor control, technical basics, mechanical effectiveness) rely on empirical concepts originating from practical experiences (3). On the other hand, substantial information relative to the biomechanical and neuromuscular profile engaged in elite fencing gestures remains very scarce. Although previous studies identified some of the physiological (27,31),

psychological (34), and technical characteristics (29) of elite fencers in comparison to novice fencers, no scientific evidence has yet determined the specific neuromuscular patterns of the lower limb muscles associated with fencing movement kinetics. Such investigations are of great interest considering that velocity and accuracy of movement have been demonstrated to be related to fencing performance (33). In this context, saber represents an interesting model owing to its very explosive-type assaults (1,3).

Identification of the activated lower limb muscles, as well as the amplitude and timing of these activations, would help to shed more light on the details of fencing movements. Surface EMG represents a means to easily and noninvasively extract information from the activated muscles during a specific movement (19). This technique has been widely used to improve knowledge of cycling (20), running (23), or rowing (37). Most of these studies have been performed on such standardized activities, in laboratory conditions, and thus have used ergometers that constrain the natural movements executed *in situ*; however, little is known about the specific muscle coordination during more complex activities in “real” conditions. Moreover, the development of devices that permit the acquisition of ground reaction forces during complex and long-distance movements (e.g., force plates connected in series) offers the capability to study the

Address for correspondence: Gaël Guilhem, Ph.D., Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance, Département de la Recherche, Laboratoire Sport, Expertise et Performance, 11, avenue du Tremblay, 75012 Paris, France; E-mail: gael.guilhem@insep.fr.

Submitted for publication April 2013.

Accepted for publication July 2013.

0195-9131/14/4602-0341/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2013 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182a6401b

muscular activation patterns in relation to their mechanical effectiveness.

Biomechanical analysis of fencing is rare, or even nonexistent when considering the saber. Investigating muscle activities of biceps femoris and rectus femoris of both legs involved in foil, Williams and Walmsley (39) showed a high consistency of response patterns and emphasized the differences in technical skills according to fencing level (expert vs novice), based on these EMG recordings. Previous reports performed on expert and novice *épée* fencers studied the function of few upper limb muscles during a *flèche* and particularly the activation timing of the deltoid anterior and the triceps brachii muscles (38,39). Recent studies demonstrated significant relationships between kinematic strategies, upper limb muscular activation, and fencing performance (12). These primary findings suggest that further relations could exist, notably between the muscle activities of lower limb muscles, and the mechanical effectiveness (i.e., movement velocity [9,36]) of a specific gesture (i.e., lunge). Such relations could raise potential applications for muscular training of fencers. Indeed, numerous studies provided evidence that repeated execution of a movement task facilitates neuromuscular adaptations (26,32). In this way, it was demonstrated that mildly experienced fencers present specific muscular adaptations, such as strength asymmetries between dominant (front) and nondominant (rear) lower limb muscles that could be related to chronic fencing practice (25,31). Biomechanical analysis of fencing gesture would thus help to better understand the physiological processes underlying the neuromuscular adaptations induced by this lateralized activity.

Thus, the purposes of the present study were (i) to investigate the coordination of lower limb muscles during a specific saber assault (i.e., *marché-fente*) and (ii) to determine the relationships between muscle activation, muscle strength, and mechanical effectiveness of the assault. On the basis of previous investigations, we hypothesized that the rear leg muscles were activated during the propulsive phases, while the front muscles were mainly solicited during the second half of the *marché-fente* and particularly during the braking phase. The strength of the rear leg muscles was hypothesized to be a determinant factor in assault effectiveness.

METHODS

Participants

On the basis of pilot studies and according to the tested variables, the required sample size (for statistical power > 0.8, $P = 0.05$) ranged from 9 to 14 subjects. As only elite fencers met the inclusion criteria, a total of 10 female elite sabers, all belonging to the French national team, including the 4 members of the 2010 World Championship bronze medalist team, participated in the present study (age = 22.2 ± 4.6 yr, height = 170.5 ± 4.7 cm, weight = 67.3 ± 8.1 kg). All of these athletes had competed at the international level during the year of the experiment. Procedures were explained to each fencer

before participation. Written informed consent was obtained from each participant. This study was conducted according to the Declaration of Helsinki and approved by the local ethics committee before its initiation.

Procedures

After a 10-min standardized warm-up, the athletes performed a dynamometric test (DT) and a saber displacement test (SDT): i) for DT, maximal voluntary contractions (MVCs) were evaluated on hip, knee, and ankle muscle groups using an isokinetic dynamometer; ii) for SDT, the participants were asked to perform, over a force platform system, a *marché-fente* (advance and lunge) assault, which is a combination of basic saber displacements. As described below, during DT and SDT, EMG signals were collected on 15 lower limb muscles.

Dynamometric test (DT)

During DT, muscle strength produced in flexion and extension on the hip, the knee, and the ankle joints of both legs was assessed on a Con-Trex MJ dynamometer (CMV AG, Dübendorf, Switzerland). Participants performed two trials of 5-s MVCs and three maximal isokinetic concentric contractions, interspaced with a 1-min rest. For knee contractions, participants were seated on the ergometer so that the hip was flexed at 85° (0° : full hip extension). MVC was assessed at 70° in extension and 40° in flexion (0° : full leg extension). Subjects were lying during the hip and ankle tests. The angle in extension and flexion for isometric hip testing was 70° . For the ankle tests, isometric contractions were executed at 0° in plantarflexion and 10° in dorsiflexion (0° = foot perpendicular to the tibia). These angles were determined in accordance with the angle values classically reported at which maximal torque and EMG activity are produced and covered by fencing movements (10,14,22,29). The range of motion for isokinetic contractions was fixed from 30° to 90° for knee and hip joints and from -10° to 20° for the ankle joint.

Saber displacement test (SDT)

Throughout SDT, the elite fencers remained on the force platform area. The vertical and horizontal components of the ground reaction force were measured by a 6.60-m-long force platform system (natural frequency ≥ 500 Hz), which consisted of six individual force plates (1200×600 mm) connected in series and leveled with the floor. Each force platform was equipped with Kistler piezoelectric sensors (KI 9067; Kistler, Switzerland). For all steps executed during the fencing specific movement, vertical (F_z) and horizontal (anteroposterior, F_x) force components were sampled at 1000 Hz. After a 3-s stable period in standing position to determine their weight, fencers were asked to adopt the *en-garde* position, the classic stance that fencers assume when preparing an assault. Then, after 2 s of immobility in this position, they performed a quick *marché-fente* assault consisting of a walk

step followed by a lunge (Fig. 1). Every phase of the assault is described below in the Data Processing section. Each participant performed three successive trials.

EMG

Surface EMG was recorded with a wireless device (Zerowire, Aurion, Italy) on 15 muscles (7 muscles on both lower limbs [soleus {SOL}, gastrocnemius lateralis {GL}, tibialis anterior {TA}, vastus lateralis {VL}, rectus femoris {RF}, semitendinosus {ST} and biceps femoris {BF}], and the gluteus maximus [GMax] for the rear leg). As the experimental setup allowed us to only record 15 muscles, 1 muscle among the pairs of lower limb muscles was not assessed (front GMax), based on preliminary recordings. The skin was prepared by surface abrasion and cleaned with 1/3 ether, 1/3 acetone, and 1/3 alcohol. The bipolar, silver/silver chloride, surface electrodes (Blue Sensor Q-00-S; Ambu, Baltorpbakken, Denmark) were placed longitudinally with respect to the underlying muscle fiber arrangement and located according to the surface EMG for the noninvasive assessment of muscle recommendations (SENIAM). EMG signals were preamplified (input impedance; 20 M Ω , CMRR: 90 db; bandwidth: 10-500Hz; gain: 1000), digitized at 2000 Hz, and then transmitted wirelessly to a remote unit. They were thereafter synchronized with the mechanical signals that originated from either the dynamometer (i.e., torque, angle) or the force platform (i.e., vertical and anteroposterior components of the ground reaction force) using a trigger-out signal.

Data Processing

All mechanical and EMG data were analyzed with custom-written scripts (OriginPro 9.0; OriginLab Corporation, Northampton, MA).

Mechanical data. During DT, torque signals were gravity-corrected (14), and mechanical signals (i.e., displacement, velocity, acceleration, force, power) were low-pass-filtered (sixth-order zero lag Butterworth filter, cutoff frequency = 10 Hz). For each joint (hip, knee, and ankle), leg (rear, front), and movement (extension and flexion) performed during DT, the highest peak torque of both trials was considered as MVC. A linear interpolation technique was used to obtain the concentric torque-angle relationship on 21 evenly spaced angles of

the range of motion (i.e., every 3° for the hip and knee joints and every 1.5° for the ankle joint).

During SDT, the onset and offset of the assault were defined as 25 N above the stability phase imposed at the start and end of the movement. The measured instantaneous vertical force (F_z ; N) was analyzed for the calculation of the body mass, and the *marché-fente* assault was mechanically characterized by the F_y component according to the methodology described by Cavagna et al. (1975) (6). The horizontal instantaneous accelerations (a_y ; m·s⁻²) of the center of mass (COM) was calculated as follows:

$$a_y = F_y/m$$

where m is the total body mass.

a_y was then integrated once to provide instantaneous anteroposterior velocity (v_y ; m·s⁻¹) and twice to provide instantaneous anteroposterior displacement (d_y ; m) of the COM at time t :

$$v_y = \int a dt + v_{y0}$$

$$d_y = \int a dt = y_0$$

As the assault begins with a 2-s period of immobility in *en-garde* position, at t_0 :

$$v_{y0} = 0$$

$$y_0 = 0$$

The assault timing was then normalized as a percentage of the complete assault duration, and mechanical data were averaged over the three trials to get a representative assault profile for each saber. The *marché-fente* assault was divided into four phases. Each phase was characterized by the anteroposterior component of the ground reaction force (F_y ; N). Phases 1 and 2 correspond to the *marché* (advance), the stepping forward, and phases 3 and 4 correspond to the *fente* (lunge), the attack made by extending the rear leg and landing on the front foot. The attack made by the extension of the saber arm begins around the middle of phase 3 and finishes at the end of phase 4. Phase 1 begins with the front foot first take off/rear leg first push and ends with the front foot contact; phase 2 begins with this front foot contact/rear leg take off and ends with the rear foot contact. The phase 3 begins with

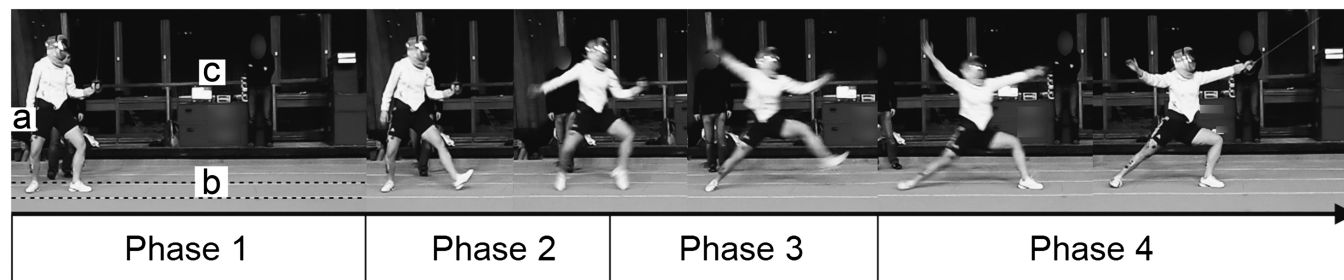


FIGURE 1—Sequential representation of the four different phases of a *marché-fente* in elite saber. A, Wi-Fi EMG electrodes. B, Force platform system (6.60 m long). C, Remote unit dedicated to the acquisition and synchronization of EMG and force platform data.

the second rear leg push/front foot take off and ends with the second front foot contact; and phase 4 begins with this second front foot contact. For each phase, mean and maximal values of anteroposterior power ($P_y = F_y v_y$; W) were also calculated. For each measured and calculated parameter, the mean values of the three *marché-fente* trials were computed.

EMG data. All EMG signals were first high-pass-filtered (20 Hz, sixth-order Butterworth filter). Voluntary EMG signals collected during MVC were consistently analyzed with a 100-ms moving root mean square (RMS) window to produce an RMS envelope dedicated to the determination of a representative maximal EMG RMS value (14). The highest peak EMG amplitude was selected as the reference value representing the maximal neural drive obtained during MVC (RMS_{Max}). EMG signals collected during SDT were root mean squared with a 50-ms moving rectangular window, chosen to fit with the actual raw EMG activity. As for the mechanical data, signals were smoothed with a 10-Hz low-pass filter, expressed as a percentage of the complete assault duration, and averaged over the three trials. Then, averaged envelopes were smoothed at 10 Hz and normalized to the RMS_{Max} value. The activity level was identified by determining both the mean EMG RMS values during the bursts of activity and the mean value over the complete assault. EMG bursts were also averaged phase by phase to test potential relations between the activity level of each recorded muscle and the mean movement velocity for each phase (i.e., phases 1–4). The EMG timing analysis consisted of determining the onset and offset of the burst of activity, which was defined as the period when the signal was above a threshold of 20% of the difference between peak and baseline with minimal burst duration of 10% of the complete assault (10). When the period between the two bursts was lower than 5% (i.e., 71.0 ± 0.4 ms) of the complete assault, they were considered as one global burst, with the onset corresponding to the onset of the first burst and the offset of the second burst. When a supplemental distinct burst was observed for one or a few participants, only the bursts common to all subjects was considered.

Statistical Analyses

All statistical analyses were conducted using the software Statistica version 7.1 (StatSoft, Tulsa, OK). Data distributions were first checked by the Shapiro–Wilk normality test.

Mechanical data. All data being normally distributed, two-way ANOVAs (side \times joint) were performed on torque data recorded during DT to test potential differences in MVC and isokinetic peak torque between the front and rear legs for each tested joint. Two-way ANOVAs (angle \times side) were completed to examine differences in the torque-angle relationships, for each movement. One-way ANOVA (phase effect) was performed on the mean values of mechanical variables recorded during the *marché-fente* assault (SDT).

EMG data. Separate two-way ANOVAs (side \times muscle) were used to determine potential differences in mean EMG activity over the entire assault and differences in EMG

TABLE 1. Flexor and extensor peak torque measured for the hip, the knee, and the ankle joint during isometric maximal voluntary contraction.

Joint	Movement	Isometric Contraction		Concentric Contraction	
		Rear Leg	Front Leg	Rear Leg	Front Leg
Hip	Extension	200.2 \pm 58.0	201.3 \pm 65.3	199.1 \pm 54.2	221.1 \pm 64.0*
	Flexion	139.9 \pm 27.6	151.6 \pm 22.1	106.7 \pm 19.3	106.2 \pm 20.2
Knee	Extension	196.8 \pm 38.5	202.2 \pm 39.7	158.6 \pm 35.6	173.4 \pm 33.9*
	Flexion	106.6 \pm 13.3	110.6 \pm 17.3	99.1 \pm 19.9	100.3 \pm 17.2
Ankle	Extension	112.3 \pm 16.4	118.3 \pm 16.3	99.8 \pm 20.2	104.2 \pm 24.7
	Flexion	37.4 \pm 7.3	41.5 \pm 11.2	24.4 \pm 5.5	28.8 \pm 9.1

Values are presented as mean \pm SD.

* Significant difference between rear leg and front leg ($P < 0.05$).

timing variables (onset, offset, and burst duration) for each muscle between both legs. When the number of bursts was different and the total burst duration was similar between legs, the first onset and the last offset were considered for comparison. Three-way ANOVAs were performed for EMG RMS data averaged by phase to determine potential differences in muscle activity (side \times phase \times muscle).

When the sphericity assumption in repeated-measure ANOVAs was violated (Mauchly test), a Geisser–Greenhouse correction was used. When a major effect or interaction was found, *post hoc* tests were performed by means of Newman–Keuls procedures. Cohen d effect sizes (ES) and thresholds (<0.5 [small], 0.5 – 0.79 [moderate], or ≥ 0.8 [large]) were also used to compare the magnitude of the difference when a significant effect was obtained (7). Quantitative chances of higher or lower values were assessed qualitatively as follows: $<1\%$, almost certainly not; 1% – 5% , very unlikely; 5% – 25% , unlikely; 25% – 75% , possible; 75% – 95% , likely; 95% – 99% , very likely; $>99\%$, almost certainly. If the chance of having higher or lower values were both $>5\%$, the true difference was assessed as unclear (18). Separate linear Pearson correlations (r) were performed between each two maximal muscle strength measurements performed during DT and maximal velocity reached during SDT and between mean EMG activity of each muscle and mean velocity for each phase. For all tests, the significance level was set at $P < 0.05$. Unless specified, data are expressed as mean \pm SD.

RESULTS

Muscle Strength (DT)

Isometric and isokinetic peak torques produced in flexion and extension for each joint are presented in Table 1. For all tested joints, ANOVAs showed no side effect on this parameter for extension ($P = 0.25$) and flexion ($P = 0.06$). Statistical analysis showed a significant ($F = 20.3$, $P = 0.001$) and “moderate” (ES = 0.69) side effect on the extensor isokinetic peak torque values (Table 1). *Post hoc* tests revealed a 10% significantly higher extensor peak torque for the front hip compared to the rear hip ($P = 0.005$). Torque–angle relationships of the knee extensor muscles and the ankle dorsiflexor muscles were significantly different between the front and rear leg, as revealed by the ANOVAs, with a “large”

(ES > 0.94) side effect for knee extensor ($F = 157.5, P < 0.0001$) and dorsiflexor ($F = 294.3, P < 0.0001$) torque (Fig. 2). *Post hoc* tests showed that the difference between front and rear knee

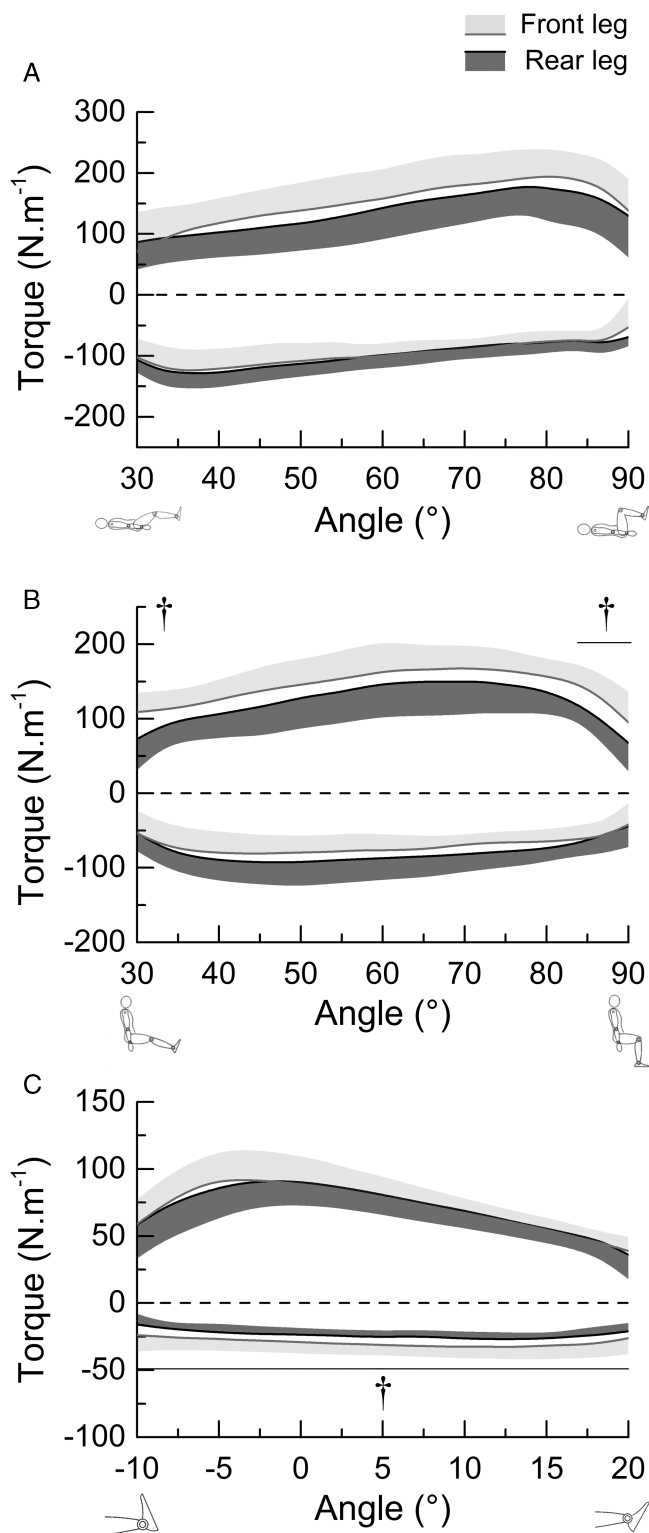


FIGURE 2—Torque-angle relationships during maximal isokinetic concentric contractions performed at $30^{\circ}\cdot s^{-1}$ for hip (A) and knee (B) extension and flexion and for ankle plantarflexion and dorsiflexion (C) of the front leg (gray) and the rear leg (black). †Significant differences between front and rear legs ($P < 0.05$). Values are presented as mean \pm SD.

extension occurred at short and long muscle lengths (at 30° and from 90° to 84°). At these angles, the front knee extensor torque was, on average, 26% higher than the peak torque produced by the knee extensor muscles of the rear leg. The front ankle dorsiflexor torque was, on average, 20% stronger than the rear one on the whole range of motion.

Mechanical Characterization of the *Marché-Fente* (SDT)

The time course of the mechanical parameters during the *marché-fente* is presented in Figure 3A. The saber's center of mass covered an average total displacement of 1.49 ± 0.19 m in 1.42 ± 0.08 s. We found that $23\% \pm 3\%$ of the assault had been covered by the end of the first phase, $39\% \pm 4\%$ by the end of phase 2, and $64\% \pm 3\%$ by the end of phase 3. ANOVAs revealed a significant and “large” (ES > 0.98) effect of phase on mean displacement, velocity, acceleration, force, and power ($F = 517.7\text{--}781.4, P < 0.001$). While $65\% \pm 7\%$ of the maximal velocity had been reached by the end of phase 1 (i.e., first propulsive phase), the sabers reached their peak velocity (2.6 ± 0.2 m·s $^{-1}$) at the start of phase 4. The peak of acceleration (6.5 ± 0.9 m·s $^{-2}$), force (469.6 ± 77.4 N), and power (1051.8 ± 231.5 W) occurred in the middle of phase 3 (on average, at 54% of the complete assault duration). Just before the second braking (phase 4), sabers reached a maximal velocity of 2.59 ± 0.24 m·s $^{-1}$ and a 1015 ± 244 W peak power. During this braking phase, the minimal power was -1446 ± 326 W. Maximal velocity reached during the assault was significantly correlated to the concentric peak torque produced by the rear hip extensor muscles ($r = 0.60$), to the MVC ($r = 0.61$), the concentric peak torque ($r = 0.79$) produced by the rear knee extensor muscles, and the concentric torque ($r = 0.81$) produced by the front knee extensors ($P < 0.05$).

EMG Patterns during the *Marché-Fente* (SDT)

Muscle activity level. The time course of EMG patterns for the 15 muscles is displayed in Figure 3B. The mean EMG RMS showed a “small” (ES = 0.24) side-muscle interaction ($F = 1189.5, P = 0.02$). The mean activity of the rear leg VL was “almost certainly” higher ($+19.1\% \pm 17.8\%$) in comparison to the front leg with a “large” difference (Fig. 4A; $P = 0.01$). For the other investigated muscles, no further difference in average EMG activity in the entire assault was observed between both legs. When considering muscle activity level in each phase, we observed a “moderate” (ES = 0.53) side-phase ($F = 2.6, P < 0.001$) and “small” (ES = 0.42) side-phase-muscle interactions ($F = 6.4, P < 0.0001$), revealing significant differences between both legs for some muscles crossing the knee and the ankle (Fig. 4B). More precisely, rear VL was “almost certainly” more activated than the front VL, with a “large” difference in phases 1 ($+31.7\% \pm 14.8\%$, $P = 0.0001$), 2 ($+46.9\% \pm 25.3\%$, $P < 0.0001$), and 3 ($+35.1\% \pm 25.6\%$, $P < 0.0001$). On the contrary, VL activity was “likely” higher ($+10.4\% \pm 22.0\%$, ES = 0.52) for the front leg in phase 4, when compared to the rear VL ($P < 0.05$). Front BF

activity was also “likely” and “possibly” higher than the rear BF activity in propulsive phases 1 ($P = 0.002$) and 3 ($P = 0.009$), respectively. For the muscles crossing the ankle, the activity level of the TA of the rear leg was “possibly” higher than that of the TA of the front leg only during phase 2 ($+13.3\% \pm 21.3\%$, $ES = 0.50$, $P = 0.004$), while no other differences were observed during all the other phases of the assault. SOL was “likely” more activated in the rear leg during phase 3 ($+29.1\% \pm 50.8\%$, $ES = 0.65$, $P < 0.0001$), while the activity level of the front GL was “almost certainly” higher than that of the rear GL with a “large” difference during phase 4 ($+54.1\% \pm 27.3\%$, $ES = 1.75$, $P = 0.03$). The activity levels of the rear GMax, VL, and SOL were significantly correlated to the movement velocity during the second propulsive phase (i.e., phase 3; $r = 0.70$, 0.59 , and 0.44 , respectively). No further correlations were identified between muscle activity levels of the other muscles of both legs.

Activation timing. The ANOVA revealed a significant side–muscle interaction on onset ($F = 11.2$, $P < 0.0001$, $ES = 0.85$), offset ($F = 8.4$, $P < 0.0001$, $ES = 0.48$), and duration

($F = 6.4$, $P < 0.001$, $ES = 0.68$) of EMG bursts. As shown in Figure 5, the onset of activation occurred earlier for VL, GL, and the second burst of SOL of the rear leg compared to that of the front leg, whereas the front TA was activated earlier than the rear one (ranged from $P < 0.01$ to $P < 0.001$). The burst of activity of RF, VL, GL, and SOL of the front leg ended “very likely” to “almost certainly” later than the rear leg, whereas the offset of rear BF activity occurred later than that of the front one (ranged from $P < 0.05$ to $P < 0.001$). The burst duration expressed as percentage of the complete assault length was “possibly” to “almost certainly” higher only for rear BF ($ES = 1.53$), front GL ($ES = 0.53$) and SOL ($ES = 0.62$) muscles in comparison to the opposite leg ($P < 0.05$).

DISCUSSION

The present study was designed to characterize the lower limb muscle coordination in relation to its mechanical effectiveness (i.e., movement velocity [9,36]) during a complex fencing assault (i.e., *marché-fente*). Although elite

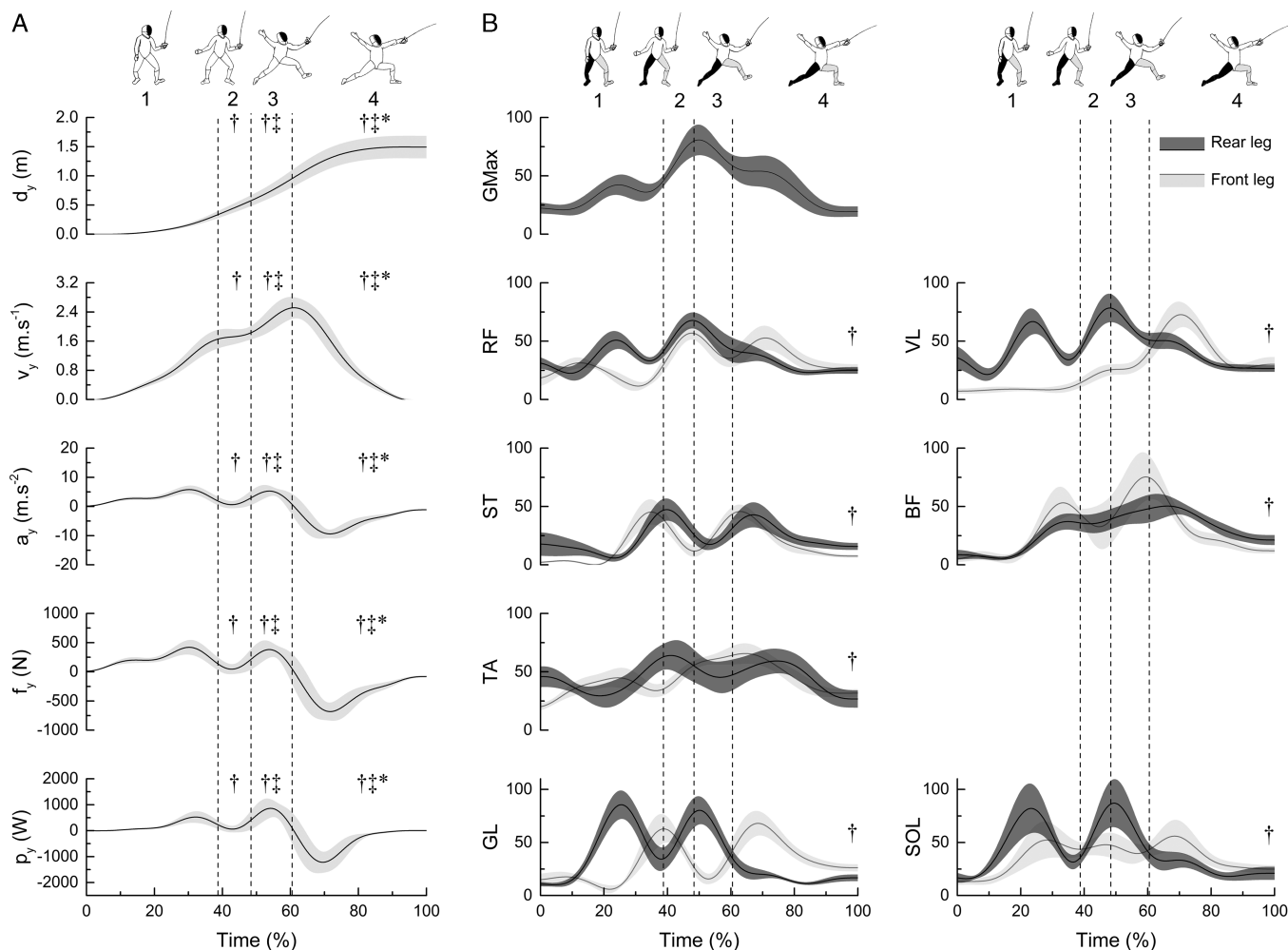


FIGURE 3—A, Time course of anteroposterior displacement (d_y), velocity (v_y), acceleration (a_y), force (f_y), and power (p_y) of the center of mass during the *marché-fente*. †Significant difference with phase 1 ($P < 0.05$). ‡Significant difference with phase 2 ($P < 0.05$). *Significant difference with phase 3 ($P < 0.05$). **B**, Time course of EMG activity patterns normalized to the maximal isometric root mean square value (RMS_{Max}) for each assessed muscle of the rear (black) and front leg (gray) during the *marché-fente*. †Significant difference between front and rear leg ($P < 0.05$). Data are presented as mean \pm SD.

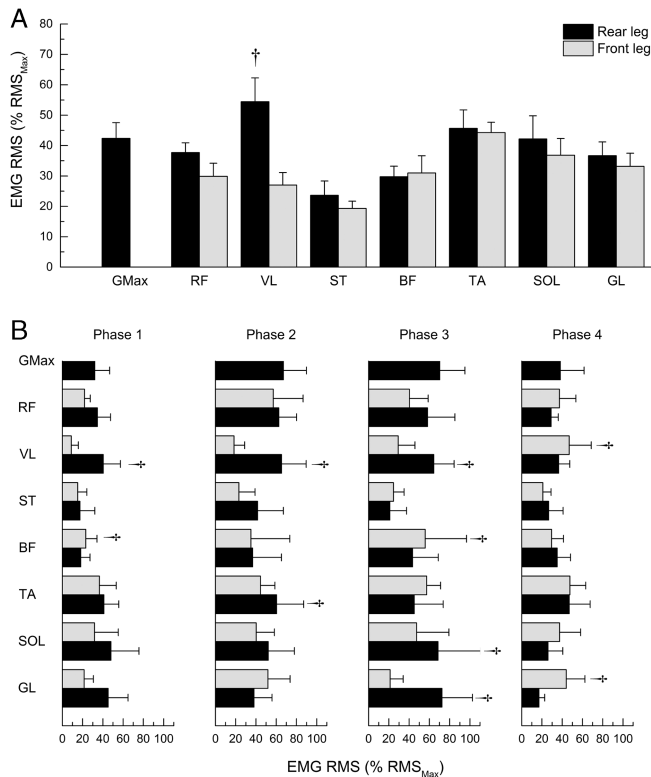


FIGURE 4—Mean EMG root mean square (RMS) values for the entire *marché-fente* (A) and for each phase of the gesture (B). †Significant differences between front and rear legs ($P < 0.05$). Values are presented as mean \pm SD.

sabers exhibited greater extensor strength in the front leg than in the rear leg, converging evidence shows that gesture velocity is more related to the muscular capacities of the rear leg. Indeed, we observed that (i) elite sabers mainly activate their rear leg extensor muscles during the two propulsive phases (VL, GL), while the front leg extensors (i.e., RF, VL, GL, SOL) are mainly involved in the last braking phase of the assault; (ii) the average rear VL activity level is higher than the front one throughout the entire assault; (iii) the muscle activity level and the maximal strength of the rear hip and knee extensor muscles are correlated to the maximal movement velocity reached during the *marché-fente*.

Mechanical analysis of the *marché-fente* showed a high level of performance as revealed by the maximal movement velocity reached by the sabers ($2.59 \pm 0.24 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$), which exceeds previous data reported in the literature for a lunge executed by nonexpert participants (9). Our results thus support the level of expertise of the present fencers and confirm the power-oriented tasks involved in fencing performance (29,31,36), with an average horizontal peak power above 1000 W and a maximal negative (braking) power of $1446 \pm 326 \text{ W}$. These data illustrate how the ability to move forward and to decelerate the body mass as quickly as possible constitutes a crucial performance determinant in fencing (29,31), as previously reported for upper limb movements such as the *flèche* (12).

To our knowledge, this is the first study to report the muscle activity patterns of the lower limb muscles, associated with

their mechanical effectiveness during a fencing task performed *in situ*. The timing analysis revealed that the propulsive phase (i.e., *marché*), which produces the first peak of anteroposterior acceleration ($6.4 \pm 0.9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$), firstly activates the front TA, which participates in the dorsiflexion of the ankle to stabilize the front leg throughout the *marché*. The rear VL, RF, SOL, and GL muscles are also solicited in the early moments of the gesture and respectively act as knee extensors and ankle plantar flexors to initiate the forward displacement of the body. The transition between the first and second propulsive phase (phase 2) is characterized by the unilateral support of the body mass by the front limb, with stabilization of the anteroposterior velocity ($1.7 \pm 0.2 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$). The rear foot is brought forward, which involves the front plantar flexor muscles (SOL, GL) and knee flexor (ST, BF) muscles of both legs, while the rear knee extensors are inactivated during a short period. During the second propulsive phase (phase 3), the hip and knee extensors of the rear leg are solicited to produce a second peak of anteroposterior force, which quickly propels the body mass forward, as revealed by the attainment of the maximal movement

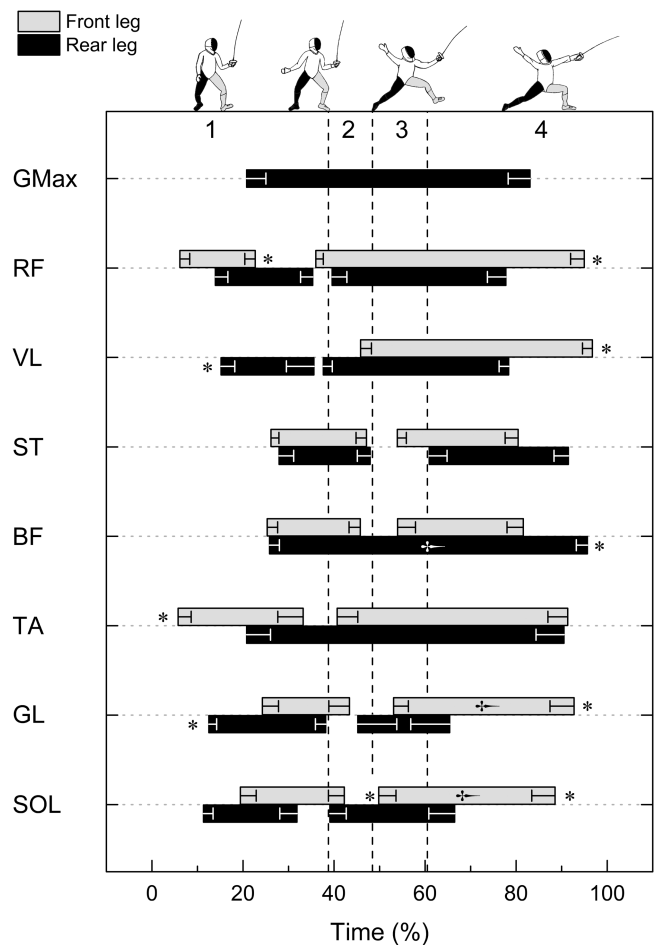


FIGURE 5—Mean onset, offset, and duration of the burst of EMG activity indicated by bars for the 15 muscles, for both legs (rear in black, front in gray). Values are expressed in percentage of the total assault. *Significant difference in burst onset or offset between front and rear legs ($P < 0.05$). †Significant differences in burst duration between front and rear legs ($P < 0.05$). Values are presented as mean \pm SD.

velocity. The front hip and knee extensor muscles are also activated to throw the front leg out over the ground. At this moment, the fencers activate the muscles crossing their rear ankle (TA, SOL, GL) to control the force transmission from the upper joints (hip, knee) to the ground. The front RF, VL, GL, and SOL muscles are activated to respectively exert a hip flexion (RF), concomitant to a knee extension (RF, VL), followed by a plantar flexion (GL, SOL) to prepare the ground contact phase (phase 4) during a preactivation contraction. When anteroposterior acceleration reaches 0 (i.e., when the front foot touches the ground), the final braking phase (phase 4) mainly involves the front knee extensor and plantar flexor muscles that produce an opposite (braking) force to the ground reaction force during an eccentric contraction to decelerate the body (average minimal anteroposterior force = -779 ± 128 N). In parallel, the rear muscles are progressively inactivated during the last part of the assault (phase 4), except ST and BF muscles, which are activated eccentrically to exert an extensor torque at the hip level and brake the trunk flexion, while the TA muscles contribute to the stabilization of the body in the final part of the assault. When considering the assault as a whole, the BF was activated longer for the rear leg than for the front leg. This result could be due to the biarticular action exerted by the BF. This hamstring muscle is effectively involved during the rear hip extension performed during the propulsive phases 1 and 3 and during the knee flexion executed during phase 2, while the front BF is inactive during the transition between phases 2 and 3 (*fente*). The second bursts of activity of the front plantar flexors (GL, SOL) were longer than for the rear plantar flexors, thus showing the contribution of the front plantar flexor muscles to the eccentric contraction during the final braking action. When considering the timing of activation (onset, offset), on the one hand, rear VL and GL were activated earlier than the front leg muscles, while the front TA seems to play a major role in raising the front foot at each step during an advance. On the other hand, the offset of activity occurred later for the extensor muscles of the front leg (i.e., RF, VL, GL, SOL; Fig. 5), which were more involved in the braking (eccentric) contractions. To summarize, the rear leg extensors are mainly involved during the propulsive phases (1 and 3), while the front leg extensors act to propel the front leg and decelerate the body during braking phase. Muscles crossing the ankle act to initiate the movement (front TA), instantaneously support the fencers' body mass and stabilize the movement during transition phases.

Overall, our data show that the production of power output during a *marché-fente* is mainly controlled by the monoarticular hip and knee extensor as well as the plantar flexor and dorsiflexor muscles, which are the most activated lower limb muscles (Fig. 4), whereas the knee flexor muscles were weakly activated (under 30% of the RMS_{Max}). More specifically, it appears that the muscles participating in the extension of the rear leg are mainly activated during fast propulsive phases (i.e., concentric contractions). Indeed, G_{Max} , RF, VL, SOL, and GL produced their highest level of activity during phase 1 or 3, which include the highest

acceleration values of the center of mass. Even if it is difficult to systematically infer the magnitude of the joint torque produced by a muscle only based on its mean activity level (10,37), our data suggest a significant contribution of these muscular groups in the anteroposterior movement during the assault. Such hypothesis is reinforced by the clear relationship observed between the level of activity of the rear extensor muscles at the hip, the knee, and the ankle joints and the movement velocity during propulsive phases. In contrast, front extensor muscles (VL, GL) were more activated than the rear ones during the last braking phase (i.e., eccentric contraction), at the reception of the lunge (i.e., *fente*), where fencers produced the highest level of negative power output (-1446 ± 326 W). The muscles producing an extensor torque at the knee and ankle level of the front leg thus contribute to absorbing a high level of force to decelerate the body during the ground contact phase. During this braking phase, the knee extensor and plantar flexor muscles exert fast and high-force eccentric contractions.

Our findings thus constitute the first direct evidence of a dissociated role of the lower limb muscles of the rear and front legs during a specific fencing task. The rear leg joints mainly participate in the propulsive phases of the assault, whereas the front leg joints are involved in the braking action at the end of the movement (29,36). Such a dissymmetry in the muscular demand could induce muscle strength imbalances between both legs. In accordance with previously reported muscle strength data, we observed that the front leg is able to exert a slightly greater force than the rear leg (25,31,36). Indeed, the peak torque produced during front hip extension appeared greater than the rear hip extensor torque. Moreover, the knee extensor muscles of the front leg were able to exert greater torque levels at short and long muscle lengths. Maximal or overloaded eccentric contractions are recognized to be a more powerful stimulator of total and eccentric strength than concentric contractions (15,30). Furthermore, the muscle force-length relationship can be affected by eccentric contractions (4,16,24). Hence, the mechanical stimulus imposed during the last braking phase of the lunge, where the movement amplitude of the front limb is very large, stimulates the increase of the muscle strength and the mass of the front leg extensors (6,16,36). This adaptive process induced by repetitive (chronic) practice of a lateralized activity may partly explain the muscle strength imbalance observed in elite fencers in the present study (2). Given that both lower limbs are solicited on wide ranges of motion during fencing movements and that rear leg capacities represent a performance factor, such a result highlights a potential way for practical application. Indeed, strength rebalancing between rear and front knee extensor muscles at these muscle lengths would help to reduce the risk of musculoarticular injury and to enhance fencing performance.

Although fencers exhibited stronger front extensor strength, this muscular capacity was not the only performance factor identified in the present study. Indeed, we observed a significant correlation between rear hip, rear, and

front knee extensor strength (DT) and maximal velocity reached by fencers during an assault (SDT). The level of activity of these muscular groups is also related to mechanical performance (i.e., maximal velocity) during the *marché-fente*. The capacity of force production of these effectors thus appears to be a crucial factor regarding fencing speed performance. Consequently, the present results provide interesting information for clinicians and coaches wishing to train specific muscle groups. The high level of activity of rear gluteal, quadriceps, and triceps surae muscles and their implication during propulsive phases suggests that it could be of interest to increase not only the maximal force generating capacity of the front leg, which appears to be stimulated by the specific practice of fencing, but also the maximal strength of the rear leg extensor muscles. The intrinsic properties associated with maximal strength abilities of these muscle groups are underlined as being of primary importance in any effort to improve the force applied to the ground during the propulsive actions. As mentioned above, the triceps surae appear as the final transmitter of the force produced by the proximal muscular groups acting on the hip and knee.

From a methodological point of view, maximal isometric strength evaluation was used to better control the joint angle (muscle length) and posture during force measurements. Moreover, the fact that participants were all experienced in strength training allows us to maximize their involvement during strength measurements and hence EMG activity levels. Because of its lack of specificity regarding the considered activity, in terms of muscle length, contraction type, or power output, this normalization procedure has been discussed in the literature (19). Despite this limitation, the normalization procedure used in the present study is recommended as an appropriate way to determine a muscle's level of activity regarding its maximal activation capacity and for intersubject comparison (5,21). Finally, power- or velocity-oriented testing should be considered in future studies as a way to strongly establish the relation between the muscular abilities of lower limb muscles and the mechanical effectiveness of a specific fencing gesture.

The strength asymmetries observed in dynamic conditions between both legs of elite fencers could also have some implications from a prophylactic point of view (29). Authors have demonstrated that healthy people who do not practice any lateralized activity might exhibit slight bilateral strength imbalances between a dominant and a nondominant lower limb. More important imbalances (>10%) are indicative of a risk of musculoarticular injury (8,17). For example, repetitions of the lunge gesture or keeping the *en garde* displacement may cause pathologies (13), such as the adductor compartment syndrome and the compression of arteries in the iliac area due to hypertrophy of the psoas major (Cockett syndrome), or induce osteoarthritis (2,28,40). Consequently,

a training program purposely designed to balance the asymmetries could be considered (11,17), not only to improve fencing performance but also to limit the lateralization and therefore pathology related to fencing practice.

A potential limitation of the present study is the lack of information regarding joints kinematics associated with the present movement kinetics and muscle activities. However, considering the low variability of kinetic parameters throughout the *marché-fente* among elite fencers, it can be postulated that differences in performing such an attack could be more related to muscle coordination (12), as reflected by our correlation findings obtained with EMG data. The present results were also observed on female sabers that are likely to have different movement characteristics and kinetics when compared to male fencers. Further investigations including male fencers with joint kinematics data would thus help to strongly conclude regarding the potential application of these findings to male fencers and during different basic fencing movements including those executed in other weapons (i.e., sword, foil). Because of methodological constraints, the front GMax muscle activity could not be recorded. Considering the significant involvement of extensor muscles of the front leg in the end of a lunge (Figs. 4 and 5), the characterization of activation timing of this front hip extensor would undoubtedly complete the specific lower limb muscle coordination during the braking and the stabilization phase of the *marché-fente* assault.

In conclusion, the present study is the first to report the muscle activity patterns during a fencing assault, in relation to the muscle abilities and specific performance of fencers. We showed a dissociated role of the front and rear leg muscles that control the power output production during a *marché-fente*. Rear hip, knee, and ankle extensor muscles contribute to the propulsive (concentric) actions, while the front leg extensors are mainly involved during braking (eccentric) contractions to decelerate the body mass during the ground contact phase (lunge). The triceps surae seems to be a key factor in the force transmission during the propulsion of the rear leg and the stabilization of the front leg. Such differences in the mechanical stress induce muscle strength imbalances between the dominant (front) and nondominant (rear) legs. Our findings suggest that these asymmetries could be harmful from a performance and prophylactic point of view. Further studies are needed to investigate whether this muscle coordination could be optimized by specific resistance training aimed at increasing the muscle force-generating capacity, particularly of the rear leg muscles.

The authors are grateful to the members of the French women's national saber team and the national head coaches for their collaboration. They also want to thank Dr. Sylvain Dorel for his helpful comments on the article. The authors report no conflict of interest or particular funding source. The results of the present study do not constitute endorsement by the American College of Sports Medicine.

REFERENCES

1. Aquili A, Tancredi V, Triossi T, et al. Performance analysis in saber. *J Strength Cond Res*. 2013;27(3):624–30.
2. Azemar G. [Aspects of traumatology specific to fencing]. *J Traumatol Sport*. 1999;16(2):114–6.

3. Barth B, Beck E. *The Complete Guide to Fencing*. 2nd ed. Oxford (UK): Meyer & Meyer; 2007. p. 366.
4. Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Horne S. Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol*. 2007;103(5):1565–75.
5. Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(6):1023–35.
6. Cavagna GA. Force platforms as ergometers. *J Appl Physiol*. 1975;39(1):174–179.
7. Cermak NM, Snijders T, McKay BR, et al. Eccentric exercise increases satellite cell content in Type II muscle fibers. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(2):230–7.
8. Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. Hillsdale (NJ): Lawrence Erlbaum Associates; 1988. p. 590.
9. Croisier JL, Ganteaume S, Binet J, Genty M, Ferret JM. Strength imbalances and prevention of hamstring injury in professional soccer players: a prospective study. *Am J Sports Med*. 2008;36(8):1469–75.
10. Cronin J, McNair PJ, Marshall RN. Lunge performance and its determinants. *J Sports Sci*. 2003;21(1):49–57.
11. Dorel S, Guilhem G, Couturier A, Hug F. Adjustment of muscle coordination during an all-out sprint cycling task. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(11):2154–64.
12. Escamilla RF, Zheng N, Macleod TD, et al. Cruciate ligament forces between short-step and long-step forward lunge. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(10):1932–42.
13. Frère J, Gopfert B, Nuesch C, et al. Kinematical and EMG-classifications of a fencing attack. *Int J Sports Med*. 2011;32(1):28–34.
14. Greenhalgh A, Bottoms L, Sinclair J. Influence of surface on impact shock experienced during a fencing lunge. *J Appl Biomech*. 2013;29(4):463–7.
15. Guilhem G, Cornu C, Guevel A. Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(11):2723–33.
16. Guilhem G, Cornu C, Guével A. Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med*. 2010;53(5):319–41.
17. Guilhem G, Cornu C, Maffiuletti NA, Guevel A. Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training. *Med Sci Sports Exerc*. 2013;45(2):326–35.
18. Heiderscheidt BC, Sherry MA, Silder A, Chumanov ES, Thelen DG. Hamstring strain injuries: recommendations for diagnosis, rehabilitation, and injury prevention. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):67–81.
19. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41(1):3–13.
20. Hug F. Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography? *J Electromyogr Kinesiol*. 2011;21(1):1–12.
21. Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(2):182–98.
22. Hunter AM, St Clair Gibson A, Mbambo Z, Lambert MI, Noakes TD. The effects of heat stress on neuromuscular activity during endurance exercise. *Pflugers Arch*. 2002;444(6):738–43.
23. Kuntze G, Mansfield N, Sellers W. A biomechanical analysis of common lunge tasks in badminton. *J Sports Sci*. 2010;28(2):183–91.
24. Le Meur Y, Dorel S, Rabita G, Bernard T, Brisswalter J, Hausswirth C. Spring–mass behavior and electromyographic activity evolution during a cycle–run test to exhaustion in triathletes. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012;22(6):835–44.
25. Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J*. 1990;57(2):209–21.
26. Nystrom J, Lindwall O, Ceci R, Harmenberg J, Svedenhag J, Ekblom B. Physiological and morphological characteristics of world class fencers. *Int J Sports Med*. 1990;11(2):136–9.
27. Osu R, Franklin DW, Kato H, et al. Short- and long-term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface EMG. *J Neurophysiol*. 2002;88(2):991–1004.
28. Poulis I, Chatzis S, Christopoulou K, Tsolakis C. Isokinetic strength during knee flexion and extension in elite fencers. *Percept Mot Skills*. 2009;108(3):949–61.
29. Rodineau J, Bouvard M. Microtraumatic and traumatic diseases in sport medicine in fencing. *Italien*. 1999;47(2):72–8.
30. Roi GS, Bianchedi D. The science of fencing: implications for performance and injury prevention. *Sports Med*. 2008;38(6):465–81.
31. Roig M, O'Brien K, Kirk G, et al. The effects of eccentric versus concentric resistance training on muscle strength and mass in healthy adults: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med*. 2009;43(8):556–68.
32. Sapega AA, Minkoff J, Valsamis M, Nicholas JA. Musculoskeletal performance testing and profiling of elite competitive fencers. *Clin Sports Med*. 1984;3(1):231–44.
33. Schneider J, Rau G, Silny J. A noninvasive EMG technique for investigating the excitation propagation in single motor units. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 1989;29(5):273–80.
34. Singer RN. Speed and accuracy of movement as related to fencing success. *Res Q*. 1968;39(4):1080–3.
35. Taddei F, Bultrini A, Spinelli D, Di Russo F. Neural correlates of attentional and executive processing in middle-age fencers. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(6):1057–66.
36. Tsokalis C, Vagenas G. Anthropometric, physiological and performance characteristics of elite and sub-elite fencers. *J Hum Kinetics*. 2010;23(1):89–95.
37. Tsolakis C, Kostaki E, Vagenas G. Anthropometric, flexibility, strength-power, and sport-specific correlates in elite fencing. *Percept Mot Skills*. 2010;110(3):1015–28.
38. Turpin NA, Guevel A, Durand S, Hug F. Effect of power output on muscle coordination during rowing. *Eur J Appl Physiol*. 2011;111(12):3017–29.
39. Williams LR, Walmsley A. Response amendment in fencing: differences between elite and novice subjects. *Percept Mot Skills*. 2000;91(1):131–42.
40. Williams LR, Walmsley A. Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *J Sci Med Sport*. 2000;3(4):460–75.
41. Zemper ED, Harmer P. Fencing. In: Caine C, Caine D, Lindner K, editors. *Epidemiology of Sports Injuries*. Champaign (IL): Human Kinetics; 1996. pp. 186–95.

Annexe 9

Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. (2013)

Muscle coordination and ground reaction forces during a specific assault in world-class female sabers.

XX Congress of the International Society of Biomechanics, Août, Natal (Brazil).



Muscle coordination and ground reaction forces during a specific assault in world-class female sabers

^{1,2}Caroline GIROUX, ¹Giuseppe RABITA, ¹Antoine COUTURIER, ²Didier CHOLLET and ¹Gaël GUILHEM

¹National Institute for Sports (INSEP), Research Department, Paris, France. e-mail: caroline.giroux@insep.fr

²CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint Aignan Cedex, France

SUMMARY

The aim of this study was to determine (i) the activation timing of the lower limb muscles (ii) the relationship between muscle strength and mechanical effectiveness during a specific assault in elite fencers. Both ground reaction forces and electromyographic activity of 15 lower limb muscles were recorded during a *marché-fente* assault in 10 female sabers of the French national team. Although lower limb extensor muscles (hip, knee and ankle joints) were mainly activated during propulsive phases, determinants of the gesture performance appeared focused on the rear knee and front hip joints. These observations could be useful for muscle strengthening and prevention purposes.

INTRODUCTION

Fencing is one of the combat sports including among the shortest decisive actions, making movement speed an essential skill for fencers' performance, particularly for sabers [5]. It is well known that repeated execution of a movement task facilitates neuromuscular adaptations [4]. In this way, elite female sabers were recently showed to present specific muscle asymmetries that could be related to chronic fencing practice. However, little is known about the corresponding activation patterns of the lower limb muscles involved in fencing practice that could be responsible for these imbalances. The characterization of the muscle activities during assaults would help to better understand fencing displacement demands. Biomechanical analysis of fencing is scarce when considering saber. A recent study demonstrated relationships between kinematic strategies, upper-limb muscular activation and fencing performance [1] suggesting that further relations could exist notably between muscle activities of the lower-limb muscles, and the mechanical effectiveness of a specific gesture (i.e., lunge). Thus the purpose of the present study was (i) to investigate the activation timing of lower-limb muscles during a specific saber assault, and (ii) to determine the relationships between, muscle strength and performance criteria of the assault displacement.

METHODS

Ten females elite sabers of the French national team, including the four members of the 2010 World

Championship bronze medalist team, participate in the present study (age : 22.2 ± 4.6 years, height : 170.5 ± 4.7 cm, weight : 67.3 ± 8.1 kg).

Participants performed a dynamometrical test (DT) on Con-Trex MJ dynamometer (CVHAG, Switzerland) to assess strength during maximal isometric voluntary contraction (MVC), in flexion and extension on hip, knee and ankle joints of both legs. A saber displacement test (SDT) was also realized. Participants were asked to perform a *marché-fente* assault (i.e. walk step followed by a lunge). The vertical and horizontal components of the ground reaction force were measured by 6 individual force platforms connected in series (Kistler 9067, Suisse). During DT and SDT and on time with mechanical data, surface electromyography was recorded with a wireless device (Zerowire, Aurion, Italy), on 15 muscles (7 muscles on both lower limbs [soleus (SOL), gastrocnemius lateralis (GL), tibialis anterior (TA), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) and biceps femoris (BF)] plus the gluteus maximus (Gmax) for the rear leg). The *marché-fente* assault was divided in 4 phases (Fig. 1). The assault was mechanically characterized by the F_y component. The maximal velocity ($v_{y\max}$) and the total displacement ($d_{y\text{tot}}$) were used as performance factors for further analysis.

EMG signals were analyzed as the root mean square (RMS) amplitude and normalized by the RMS value obtained during MVC. Muscle activation timings were determined for the 15 muscles, by defining bursts of activation above a threshold of 50% of the difference between peak and baseline EMG.

One way ANOVAs (phase) were performed on three variables (i.e. impulse, d_y , v_y) calculated from mechanical parameters measured during the *marché-fente* assault. Separate two-way ANOVAs (muscle \times phase) were performed on each leg for EMG data. A multiple regression analysis was performed using MVC as a dependent variable and the criteria of displacement performance as independent variables. Multiple regression analysis was set using the different impulse as independent variable and $v_{y\max}$ and $d_{y\text{tot}}$ as independent variables. For all tests, the significance level was set at $P < 0.05$.

RESULTS AND DISCUSSION

Two propulsion phases (phases 1 and 3) and one braking phase (phase 4) were characterized (Fig. 1). Phase 2 included either an active propulsion for some participants or a braking phase for others. Significant main effects of phases and muscles were observed on the EMG data for both legs ($p < 0.05$). The muscle timing activation indicates two important bursts for rear RF, VL, SOL and GL corresponding to phases 1 and 3. For front leg, VL presents a burst in phase 4, RF is activated from phase 2 to phase 4 and GL is activated in phase 2 and 4. One way ANOVAs revealed significant phase effects ($P < 0.05$) on impulse and velocity but not on displacement. The multiple regression analysis highlighted a significant positive relationship between front hip extension MVC and $v_{y\max}$ ($R^2 = 0.42$, $P = 0.02$) and $d_{y\text{tot}}$ ($R^2 = 0.49$, $P = 0.01$) and between rear knee extensors and $d_{y\text{tot}}$ ($R^2 = 0.44$, $P = 0.02$). The multiple regression analysis showed a positive significant relationship between the first impulse and both $v_{y\max}$ ($R^2 = 0.25$, $P < 0.05$) and $d_{y\text{tot}}$ ($R^2 = 0.49$, $P < 0.05$) and a positive relationship between the third impulse and $v_{y\max}$ ($R^2 = 0.29$, $P = 0.02$).

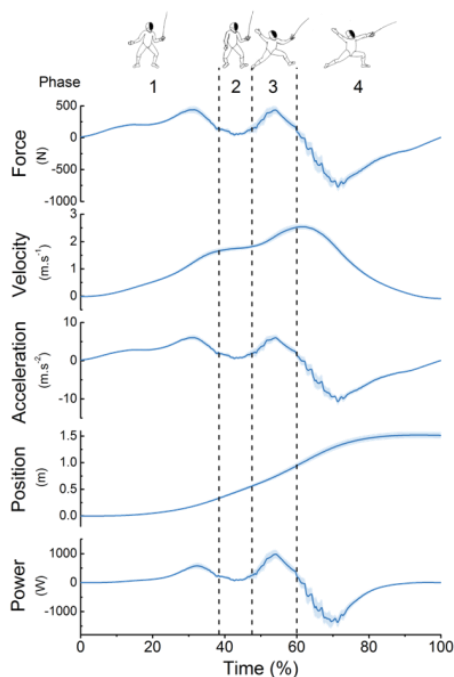


Figure 1. Mechanical parameters over the time during a *marché-fente* assault. Timing of movement is expressed as percent of the movement execution. Values are presented as mean \pm SD.

The standard deviation (SD) on mechanical parameters (Fig. 1) indicates a low inter-individual variability of this gesture for elite fencers. However, the neural drive used to perform the *marché-fente* assault may differ between fencers as indicates the greater scattering observed in figure 2. It seems that rear knee extensors and front hip extensors play an important role in the execution of the assault. As confirmed by figure 2 and timings of muscle activity, rear knee extensors are highly activated at the onset of phase 3. In this phase, as in phase 1, the impulse is also related to performance criteria. The analysis of the activation timing revealed that front leg extensors are activated during the braking phases (phases 2 and 4). Indeed, to decelerate the body at the end of a fast and long lunge, high-level eccentric contractions of front leg

extensors are needed. Eccentric contractions are more effective at increasing strength than concentric contractions [3]. Such a finding may partly explain the greater MVCs on front leg joints compared with rear ones observed in fencers [2]. While the implication of rear and front knee extensors in the execution of a lunge could have been expected, a correlation was observed between front hip extensors and $d_{y\text{tot}}$ and $v_{y\max}$. This observation could be interpreted by the fact that the higher is the reached velocity, the longer is the executed displacement, and the greater is the solicitation on the front hip extensors.

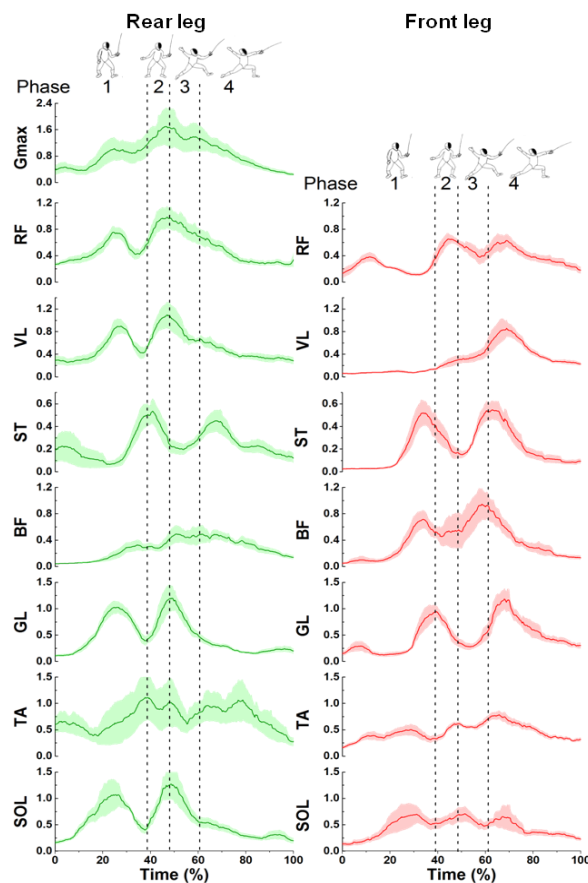


Figure 2 : Relative EMG activity of lower limb muscles during a *marché-fente* assault. Values are presented as mean \pm SD.

CONCLUSIONS

This study is the first to characterize the lower limb EMG activity and the mechanical aspects of a complex fencing specific gesture. It has permitted to explain some of the muscle adaptations induced by elite fencing practice. This work brings informations that could be used in the programming of muscular training. Further analyses including upper limb observation would lead to a better understanding of the global fencing coordination.

REFERENCES

- Frère J, et al, *Int J Sports Med.* **32** :28-34, 2011
- Giroux C, et al, *J of Sport Science.* In review
- Guilhem G, et al, *Med Sci Sports Exerc.* **45** : 326-35, 2013
- Osu R, et al, *J Neurophysiol.* **88** : 991-1004
- Tsolakis C, et al, *Percept Mot Skills.* **110** :1015-28, 2010

Annexe 10

Guilhem G, Giroux C, Couturier A, Maffioletti NA. (2014)

Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry.

J Electromyogr Kinesiol.



Contents lists available at ScienceDirect

Journal of Electromyography and Kinesiology

journal homepage: www.elsevier.com/locate/jelekin

Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry

Gaël Guilhem^{a,*}, Caroline Giroux^{a,b}, Antoine Couturier^a, Nicola A. Maffiuletti^c

^a French National Institute of Sport (INSEP), Research Department, Laboratory Sport, Expertise and Performance, Paris, France

^b CETAPS UPRES EA 3832, Faculty of Sports Sciences, University of Rouen, Mont Saint Aignan Cedex, France

^c Neuromuscular Research Laboratory, Schulthess Clinic, Zurich, Switzerland

ARTICLE INFO

Article history:

Received 27 November 2013

Received in revised form 6 July 2014

Accepted 7 July 2014

Available online xxx

Keywords:

Muscle strength

Erector spinae

Rectus abdominis

Cross sectional area

EMG

GRRAS

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the validity and test–retest reliability of trunk muscle strength testing performed with a latest-generation isokinetic dynamometer. Eccentric, isometric, and concentric peak torque of the trunk flexor and extensor muscles was measured in 15 healthy subjects. Muscle cross sectional area (CSA) and surface electromyographic (EMG) activity were respectively correlated to peak torque and submaximal isometric torque for erector spinae and rectus abdominis muscles. Reliability of peak torque measurements was determined during test and retest sessions. Significant correlations were consistently observed between muscle CSA and peak torque for all contraction types ($r = 0.74–0.85$; $P < 0.001$) and between EMG activity and submaximal isometric torque ($r \geq 0.99$; $P < 0.05$), for both extensor and flexor muscles. Intraclass correlation coefficients were comprised between 0.87 and 0.95, and standard errors of measurement were lower than 9% for all contraction modes. The mean difference in peak torque between test and retest ranged from -3.7% to 3.7% with no significant mean directional bias. Overall, our findings establish the validity of torque measurements using the tested trunk module. Also considering the excellent test–retest reliability of peak torque measurements, we conclude that this latest-generation isokinetic dynamometer could be used with confidence to evaluate trunk muscle function for clinical or athletic purposes.

© 2014 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Strength is an important quality for skeletal muscles of the trunk (particularly flexors and extensors), as it helps in maintaining an optimal posture and core stability (Andersson et al., 1988) and prevents excessive loading on passive structures, such as ligaments, connective tissues and tendons (El-Rich et al., 2004). Indeed, muscle strength of trunk extensors and flexors may contribute to spine stability (Lee et al., 1999), thereby preventing the occurrence of musculoskeletal disorders such as low back pain (Iwai et al., 2004; Yahia et al., 2011). Furthermore, when performed in adequate conditions (i.e., with sufficient learning) (Urzica et al., 2007), training programs aiming at improving trunk muscle strength could also reduce the disability level resulting from back pain (Keller et al., 2008), which is the most common pathology in the general population and constitutes a major public health issue

(Schaafsma et al., 2013). In the same way, a strong and stable trunk facilitates the transfer of the forces generated by the upper and lower limb muscles (Kubo et al., 2011), thus contributing to athletic performance in different sports (Kubo et al., 2011; Tanaka et al., 2013).

Muscle force-generating capacity depends on the volume, fascicle length and pennation angle of the muscle (Lieber and Friden, 2000). Muscle strength is thus considered to be proportional to the physiological cross-sectional area (PCSA, muscular determinant) which corresponds to the volume divided by the pennated fiber length (Lieber and Friden, 2000; Stokes and Gardner-Morse, 1999). As the assessment of fascicle pennation angle is difficult to achieve in a valid way on trunk muscles *in vivo*, muscle volume has mainly been inferred from anatomical cross-sectional area (Kubo et al., 2011; Tanaka et al., 2013). The second main physiological determinants of trunk muscle strength is muscle activation (neural determinant), that is mainly regulated by spatial and temporal characteristics of motor unit recruitment during a voluntary contraction (Lippold, 1952).

Assessment of trunk muscle strength, though challenging (Grabner et al., 1990; Newton and Waddell, 1993), is relevant to

* Corresponding author. Address: Institut National du Sport (INSEP), Département de la Recherche, Laboratoire Sport, Expertise et Performance, 11, avenue du Tremblay, 75012 Paris, France. Tel.: +33 (0)1 41 74 43 36; fax: +33 (0)1 41 75 45 35.
E-mail address: gael.guilhem@insep.fr (G. Guilhem).

both clinical practice and research for discriminative, evaluative and predictive purposes (Iwai et al., 2004; Yahia et al., 2011). Besides non-dynamometric evaluation of static and dynamic strength, isokinetic dynamometry is one of the most widely used methods to test (and train) trunk muscle strength (Grabiner et al., 1990; Newton and Waddell, 1993) in an objective way. On the one hand, measurement of trunk flexion and extension strength with different isokinetic machines and at various angular speeds and contraction modes (isometric, concentric and eccentric) has been found to be safe (den Hartog et al., 2010), reliable (Hupli et al., 1997) and sensitive enough to detect muscle weakness (Langrana et al., 1984) and rehabilitation-induced improvements (Brady et al., 1994) in patients with low back pain. On the other hand, however, the reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing has frequently been challenged, mainly due to the considerable contribution of hip muscles (Thorstensson and Nilsson, 1982), the migration of the instantaneous center of rotation of the vertebral column during dynamic assessments (Grabiner et al., 1990) and the torque “overshoot” artifacts provoked by impact forces at the end of the movement (Ayers and Pollock, 1999). These potential drawbacks may seriously affect the validity of sagittal plane trunk strength outcomes, as the recorded torque signal might not solely originate from the main prime movers. As a matter of fact, the general validity of trunk strength testing (i.e., the correlation with a reference value) has not been adequately demonstrated to date. Based on decades of experience with isokinetic devices, a dynamometer has recently been introduced, which allows testing in the standing position (more representative of daily-life tasks, Fig. 1), with a correction of gravity throughout the range motion. This device also ensures a comfortable and firm fixation of the subject that overall reduces the potential impact of the above-mentioned sources of artifacts on torque measurements.

Therefore, the main purpose of this study was to examine the construct validity of trunk flexors and extensors muscle strength testing realized with a latest-generation isokinetic dynamometer. Construct validity was evaluated by testing potential zero-correlations between muscle strength obtained in isometric, concentric and eccentric conditions and its two main physiological determinants, namely anatomical cross-sectional area (CSA, as determined with magnetic resonance imaging, MRI), and muscle activation (as determined with electromyography, EMG) of the *erector spinae* (prime mover for trunk extension) and *rectus abdominis* (prime mover for trunk flexion). A secondary aim was to establish the test–retest reliability of isometric, concentric and eccentric strength of trunk flexors and extensors.

2. Methods

2.1. Participants

Fifteen (7 men and 8 women) healthy volunteers (26 ± 4 years; 170 ± 10 cm; 58 ± 23 kg) with no previous history of trunk injury or major pathology participated in this study. All participants were informed regarding the nature, aims and risks associated with the experimental procedure before they gave their written consent to participate. The study was approved by the local ethical committee and was conducted in accordance with the Helsinki Declaration.

2.2. Protocol

The procedure included three test sessions separated by a week. Participants first attended a 90-min familiarization session dedicated to carefully accustom them to the dynamometer and to the testing procedures, and to assess *erector spinae* and *rectus abdominis* CSA by MRI. The subsequent test and retest sessions, lasting approximately 60 min, were identical and dedicated to the assessment of eccentric, isometric and concentric peak torque of trunk flexors and extensors, and of the associated EMG activity.

2.2.1. Dynamometry

Torque measurements were performed using a Con-Trex MJ isokinetic dynamometer (CMV AG, Dübendorf, Switzerland) (Maffiuletti et al., 2007) coupled with a specific trunk module moving on the sagittal plane (Con-Trex TP-1000) (Fig. 1). The dynamometer was designed to enable trunk flexion and extension movements in an upright position with the feet positioned in two horizontal plates and the knees in a slightly flexed position (~ 10 – 20°). Trunk flexion movements were performed from -10° to 50° (i.e., 60° range of motion; 0° = vertical position) and vice versa for trunk extension. For gravity correction purpose, the torque resulting from upper body mass was measured in passive mode while the subject was relaxed, throughout the whole range of motion, prior to testing. During each test session, maximal strength testing consisted of:

- 3 consecutive eccentric contractions at angular velocity of -60° s^{-1} that were realized separately for trunk flexors and extensors (1 min rest), with the return phase set in passive mode.
- 3 non-consecutive maximal isometric contractions (trunk position: 25°) with a 5-s duration and a progressive rate of force



Fig. 1. Experimental set-up. Frontal (left picture), three-quarter (middle picture) and lateral (right picture) view of the Con-Trex TP-1000 module (a) connected to the isokinetic motor (b). Surface electromyographic activity of *rectus abdominis* (c) and *erector spinae* was synchronously recorded with mechanical data provided by the dynamometer, which was driven by a dedicated computer (d). Trunk extensions and flexions were executed from -10° to 50° (0° = vertical position).

development. Trials were realized separately for trunk flexors and extensors, with a 1-min rest period in between.

- 3 consecutive concentric contractions at angular velocities of 60° s^{-1} and 120° s^{-1} that were realized reciprocally for trunk flexors and extensors. A rest period of 1 min was respected between the two tested velocities.

Eccentric, isometric and concentric trials were presented in a randomized order at the test session, and the same order was reproduced during the retest session. Then, participants were asked to perform three isometric ramp contractions of trunk extensors and flexors, in a randomized order. For trunk extensors, the total duration of these contractions was 16 s, and subjects were requested to progressively modulate torque from 0% to 80% (+10% per second) and then from 80% to 0% (–10% per second) of the previously determined isometric peak torque in extension. For trunk flexors, the procedure was comparable, except that the maximal target the participants could reach without discomfort was set at 70% of isometric peak torque; this resulted in a total duration of 14 s for the ramp contractions of trunk flexors. The characteristics of the ramp contractions (duration, torque modulation and torque range) were defined based on preliminary experiments with healthy volunteers. Isometric torque and the associated EMG activity were synchronously recorded during these ramp contractions. All mechanical signals provided by the dynamometer (i.e., angular position, torque and velocity) were digitized by a 12-bit analog to digital converter (DT 9804, Data Translation, Marlboro, USA) at a sampling frequency of 1000 Hz.

2.2.2. Magnetic resonance imaging (MRI)

During the familiarization session, transaxial T₁-weighted magnetic resonance images of the trunk musculature were obtained using a dedicated low-magnetic field (0.25 T) MRI system (ESAOTE, Genoa, Italy; Fig. 2a; (Guilhem et al., 2013)). Participants were asked to enter into a trunk-dedicated optimized coil and to lie comfortably in the supine position for approximately 20 min. They were placed so that the junction between their second and third lumbar vertebrae (L2–L3) was located in the center of the coil. Longitudinal scans were first performed to identify the portion of the lumbar vertebrae to investigate and to set the anatomical position and orientation of anatomical slices (Fig. 2b). Transverse scanning of T₁-weighted images (thickness: 4 mm) was performed at the mid-level of each of the following scans: L1–L2, L2–L3, L3–L4, L4–L5, and L5–S1. The transverse image located in the middle of the intervertebral level was selected for further analysis (Fig. 2c). The MRI sequence was as follows: spin echo technique; repetition time/echo time: 600 ms/26 ms; 256×192 matrix; two excitations: 300×300 mm field of view; gap between slices: 6.2 mm; 3 slices per sequence.

2.2.3. Electromyography (EMG)

Surface EMG activity of right and left *erector spinae* and *rectus abdominis* was recorded with silver/silver chloride electrodes. The skin was shaved, gently abraded and cleaned with a solution containing ether, acetone and alcohol to minimize inter-electrode impedance. Pairs of silver/silver chloride electrodes (Blue Sensor N-00-S, Ambu, Baltorpbakken, Danemark) were placed longitudinally with respect to the underlying muscle fiber arrangement according to standard recommendations (Fig. 1c). Wires and electrodes were well secured to the skin to avoid movement-induced artifacts. Raw EMG signals were pre-amplified (Mazet Electronique Model, Electronique du Mazet, Mazet Saint-Voy, France; input impedance: 10 G Ω ; common mode-rejection ratio: 100 dB; gain: 600; bandwidth: 6–500 Hz) and sampled through the same digital converter used for mechanical data at 1000 Hz.

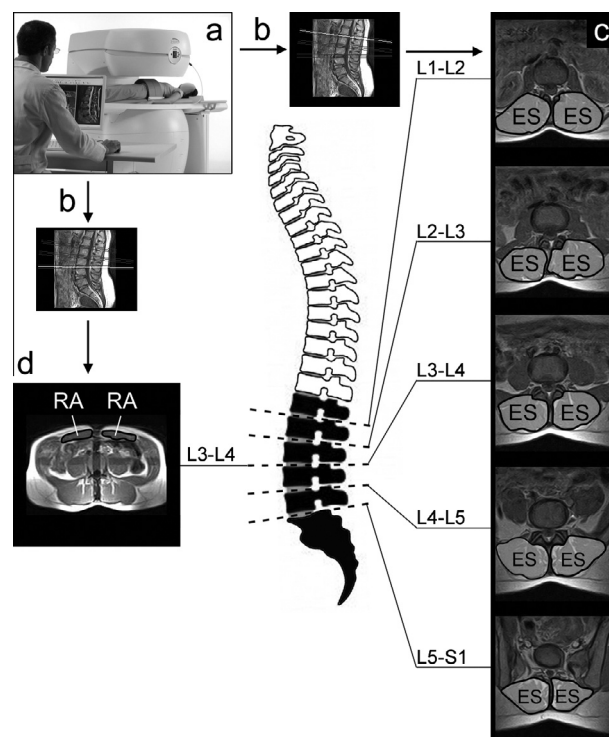


Fig. 2. Magnetic resonance imaging sequence. Low-magnetic field (0.25 T) MRI system (a) was used to determine location and orientation of transaxial T₁-weighted images of trunk musculature (b). Cross sectional area of *erector spinae* (ES) muscles was determined at L1–L2, L2–L3, L3–L4, L4–L5 and L5–S1 level (c) while cross sectional area of *rectus abdominis* (RA) muscles was determined at L2–L3 level (d).

2.3. Data processing

All mechanical and EMG data were analyzed with custom-written scripts (OriginPro 9.0, OriginLab Corporation, Northampton, MA, USA).

2.3.1. Mechanical data

Angular position, torque and velocity were low-pass filtered (6th order zero lag Butterworth filter with a cut-off frequency of 10 Hz) and torque data were consistently corrected for gravity using the upper body passive torque measured before the tests. For maximal contractions, only the trial with the highest eccentric, isometric and concentric peak torque was retained. For submaximal isometric ramp contractions, only the most accurate trial (i.e., where the actual torque was the closest to the target torque) were considered for further analysis. During these ramp contractions, torque was consistently expressed as a percentage of isometric peak torque for respective muscle groups.

2.3.2. MRI data

For every transverse image, a single experienced rater, who was blind to the subjects' characteristics, traced along the inner surface of the considered muscle using a public-domain image processing software (Image J, National Institute of Health, Bethesda, USA). The areas of *erector spinae* (Fig. 2c) and *rectus abdominis* (Fig. 2d) muscles were analyzed. As the field of view did not allow full visualization of the trunk flexors, the CSA of the *rectus abdominis* muscles was determined as the largest cross sectional area between L2 and L3 (Fig. 2d). The anatomical CSAs were calculated by summing the pixels within the outlines. For the *erector spinae* (including the *multifidus* muscle), the 5 images obtained were used for CSA determination. The sum of CSAs of the right and left sides was

determined at each slice level. An average value of the 5 slice levels was then calculated to determine a representative value of muscle's CSA. This average value was used to examine its relationship with isometric, eccentric and concentric peak torque (i.e., CSA–torque relationship). The repeatability of the CSA measurements was tested in a preliminary study performed on 5 subjects (unpublished observations). As previously reported with similar methods (Kubo et al., 2011; Raty et al., 1999), our CSA measurements were reproducible with excellent intra-class correlation coefficient (ICC = 0.95), coefficient of variation (CV = 3.8%) and standard error of measurement (SEM = 0.21%) values.

2.3.3. EMG data

All EMG data collected during the maximal isometric contractions and submaximal ramp contractions (Fig. 3a) were first band-pass filtered (6th order zero lag Butterworth filter with a bandwidth frequency of 10–450 Hz). EMG signals were analyzed with a 500-ms root mean square (RMS) moving window then smoothed with a 20 Hz low-pass filter to produce an EMG RMS envelope (Fig. 3b). The submaximal EMG RMS values obtained during the ramp contractions were consistently normalized to the maximal EMG RMS (Fig. 3c) and expressed as a function of

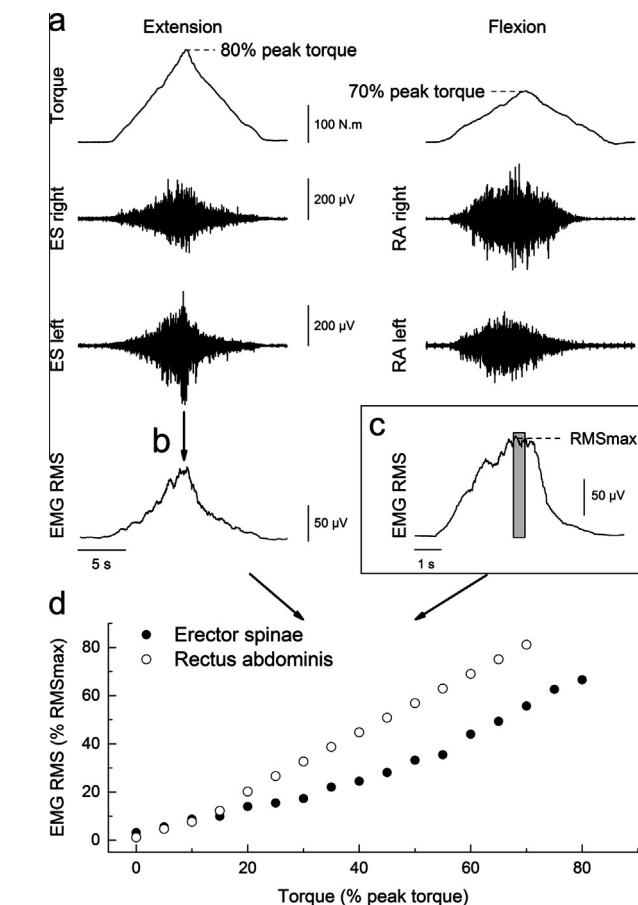


Fig. 3. Description of the EMG–torque relationship analysis. Isometric ramp contractions were performed until 80% (for trunk extension) and 70% (for trunk flexion) of the predetermined isometric peak torque in trunk extension and flexion. Torque measured by the dynamometer and electromyographic (EMG) activity of *erector spinae* (for extension ramp) and *rectus abdominis* (for flexion ramp) were recorded synchronously (a). EMG data were band-pass filtered (10–450 Hz), root mean squared with a time averaging period of 500 ms then smoothed with a 20 Hz low-pass filter to produce an RMS envelope (b), which was normalized to the maximal EMG activity recorded during a maximal isometric contraction (c). Normalized EMG RMS envelope was finally averaged every 5% of peak torque to construct the EMG–torque relationship for trunk extensor and flexor muscles (d).

submaximal torque. To construct the EMG–torque relationship, the mean EMG RMS activity was calculated every 5% of the isometric peak torque throughout the entire ramp (e.g., from 2.5% to 7.5% for 5% of isometric peak torque; Fig. 3d).

2.4. Statistical analysis

All statistical analyses were conducted using the software Statistica version 7.1 (StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA). Data distribution was first checked by the Shapiro–Wilk normality test. Because all data were normally distributed, two-way ANOVAs (side \times torque level) with repeated measures were performed on EMG activity. The significance level was set at $P < 0.05$. Data are expressed as mean \pm standard deviation (SD).

2.4.1. Sample size

A non-inferiority sample size calculation was used to determine the sample size required for the validity analysis. Data for the sample size calculation were collected in a pilot study. Non-inferiority limits were set at 5% of the peak torque (i.e., maximal value obtained in eccentric, isometric and concentric contractions pooled) values obtained in the pilot study (i.e., 16 N m), with a standard deviation of 79 N m. With significance and power level set at 5% and 80% respectively, it was necessary to test 15 participants.

2.4.2. Validity

To determine the validity of isokinetic and isometric trunk extension and flexion torque measured by the dynamometer, linear regression analyses were performed between CSA and peak torque (eccentric, isometric and concentric), and between EMG RMS activity and submaximal isometric torque. The Bravais–Pearson correlation coefficient (r), slope and y -intercept of the linear regressions were calculated (Hopkins, 2000).

2.4.3. Reliability

Test–retest reliability was evaluated for the eccentric, isometric and concentric peak torque measurements using ICC (model 2,1) and SEM as a percentage of the mean values. Considering that the sample size ensured a statistical power above 0.8, the reliability was considered “excellent” for ICC above 0.8 and SEM below 10% (Hopkins, 2000). The mean difference between test and retest measurements (bias) was also calculated and verified with paired t -tests.

3. Results

3.1. Construct validity

No effect of side was observed for both CSA ($P = 0.15$ – 0.36) and EMG activity ($P = 0.17$ – 0.42) of *erector spinae* and *rectus abdominis* muscles. Consequently, left and right CSA (construct-1) were summed and EMG RMS values (construct-2) were averaged for all the analyses.

3.1.1. CSA–torque relationship

Fig. 4 depicts the relationship between *erector spinae* and *rectus abdominis* muscle CSA and respective peak torque (trunk extensors and flexors) produced during eccentric (Fig. 4a), isometric (Fig. 4b) and concentric (Fig. 4c and d) contractions. Significant correlations were consistently observed between muscle CSA and peak torque ($r = [0.70$ – $0.85]$; $P < 0.001$).

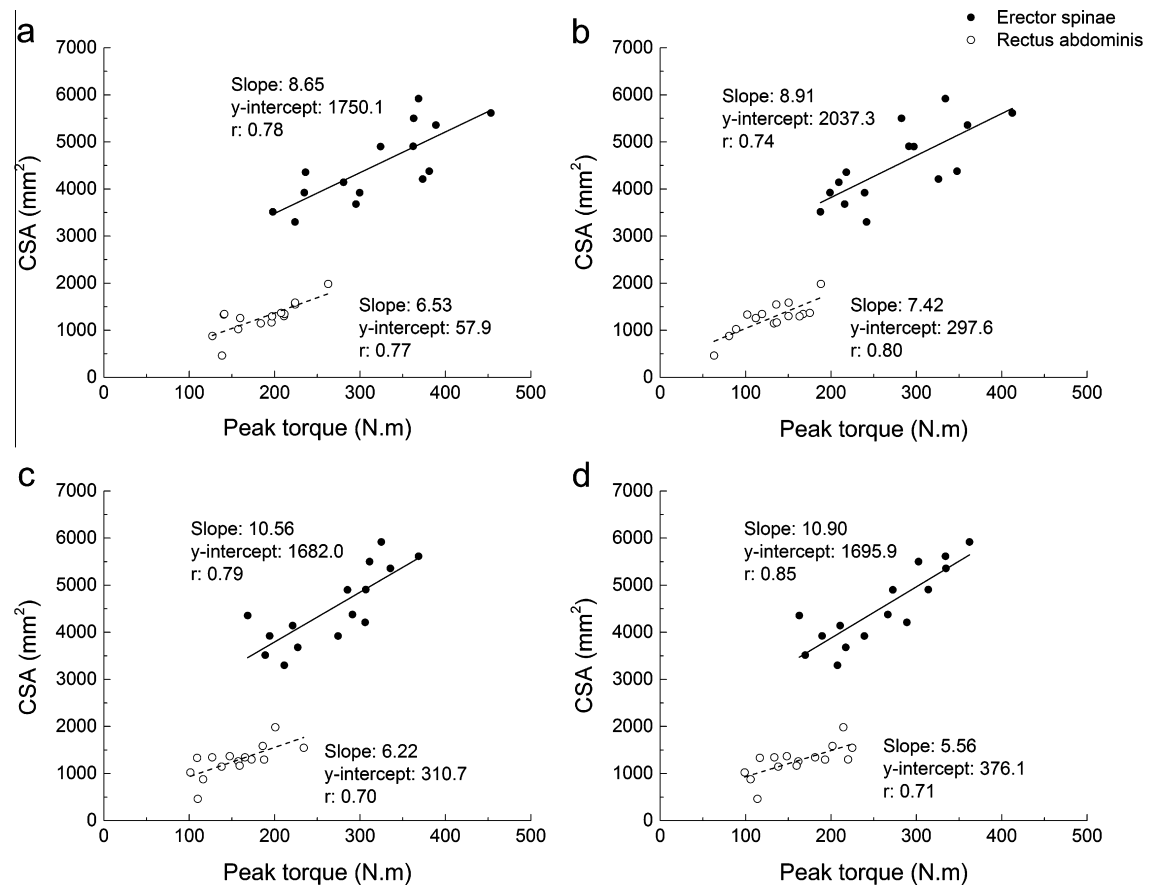


Fig. 4. CSA–torque relationships. Linear correlations between the cross sectional area of the *erector spinae* (black circles) and *rectus abdominis* (white circles) and maximal eccentric (a), isometric (b), 60° s⁻¹ concentric (c) and 120° s⁻¹ concentric (d) torque measured by the dynamometer. Each plot shows the slope, y-intercept and Bravais-Pearson r values.

3.1.2. EMG–torque relationship

The correlations between EMG and submaximal isometric torque were significant, with r values ≥ 0.99 ($P < 0.0001$) for both trunk extensor and flexor muscles (Fig. 5). The slope of the linear regression was slightly higher for *rectus abdominis* (0.83; Fig. 5a) than for *erector spinae* (0.76; Fig. 5b), while y-intercept was closer to zero for the *rectus abdominis* (0.56) than for the *erector spinae* (−2.87).

3.2. Test–retest reliability

ICC, SEM and mean test–retest differences of eccentric, isometric and concentric peak torque of trunk flexors and extensors are shown in Table 1. Overall, reliability was excellent with ICC comprised between 0.87 and 0.95, and SEM lower than 9% for all contraction modes and angular velocities. The mean difference in peak torque between test and retest (bias) ranged from −3.7% to 3.7% and was not significant.

4. Discussion

Isokinetic testing has been widely used to measure trunk muscle strength and to study lumbar muscle function in healthy subjects and in patients with low back pain (den Hartog et al., 2010; Newton and Waddell, 1993). Although the reliability of isokinetic peak torque measurements has been often analyzed (Friedlander et al., 1991; Grabiner et al., 1990; Newton et al., 1993; Thorstensson and Nilsson, 1982), studies evaluating the validity component, particularly with respect to the physiological determinants of muscle strength, are scarce. Moreover, to our

knowledge, the validity of the isokinetic trunk module tested in this study has not been demonstrated. Consequently, our study aimed to determine the construct validity and the test–retest reliability of isokinetic and isometric torque measurements. Based on CSA–torque (construct-1) and EMG–torque (construct-2) relationships, our findings demonstrated that both trunk extensor and flexor torque measurements were valid for maximal eccentric, isometric and concentric contractions. As a whole, these results establish, at least in part, the validity of trunk extensor and flexor torque measurements using this latest-generation isokinetic dynamometer.

Designed for testing sagittal plane trunk strength in the upright posture, the present dynamometer measured torque values ranging between 152 and 453 N m in trunk extension, and between 99 and 263 N m in trunk flexion, which is in accordance with the values reported for healthy subjects tested in similar conditions (Newton et al., 1993). Previous studies demonstrated a 30% increase of flexor torque from supine to standing position, which is closer to the functional configuration of daily or sportive tasks (McGill, 1996). Moreover, the upright configuration has been shown to reduce the non-willing contribution of muscles crossing the hip joint, thus leading to lower torque variations compared to the supine position (Thorstensson and Nilsson, 1982).

Muscle force-generating capacity has a well-known positive correlation with the amount of contractile tissue (muscle CSA) (Maughan et al., 1983). Our results showed good ($r = 0.74$) to very good ($r = 0.85$) correlations between the anatomical CSA of the trunk extensor muscles and the peak torque measured by the isokinetic dynamometer. Paraspinal muscle CSA has been previously associated with trunk extension peak torque and the former has been therefore recognized as an objective measurement

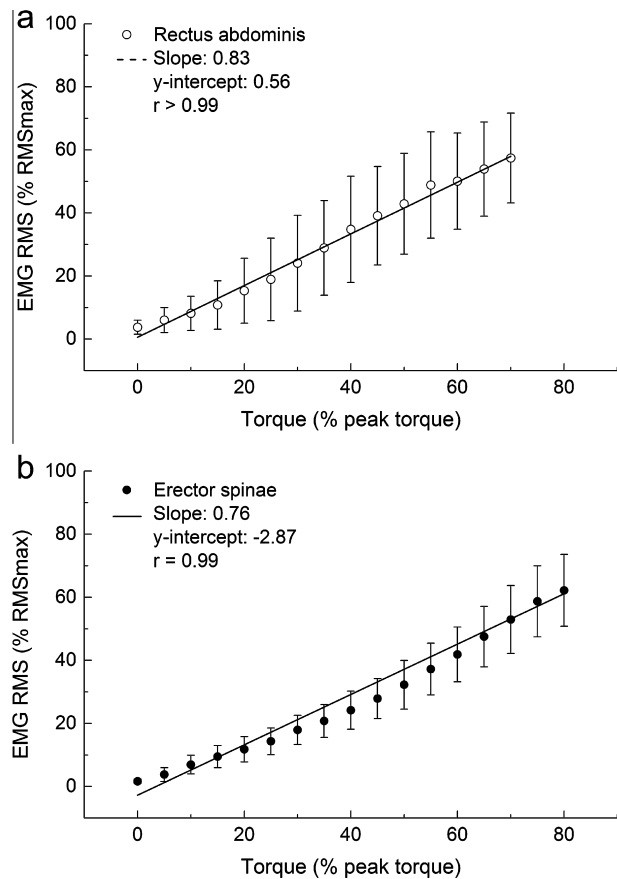


Fig. 5. EMG–torque relationships. Linear correlations between the EMG RMS of *rectus abdominis* (a, white circles) or *erector spinae* (b, black circles), and torque measured by the dynamometer during submaximal isometric ramp contraction performed from 0% to 70% (for trunk flexion) or 80% (for trunk extension) of isometric peak torque. Each plot displays the slope, y-intercept and Bravais–Pearson r values. Data are presented as mean \pm standard deviation.

for back function (Bruce et al., 1997; Keller et al., 1999). Nonetheless, our findings explain between 49% and 72% of the variance in the relationship between CSA and peak torque, which could have been improved by considering PCSA as a more accurate structural determinant of muscle strength. However, given that the reliability of the assessment of fascicle pennation angle of trunk muscles *in vivo* is not established in the literature, anatomical CSA can be considered as a reasonable alternative of muscle volume evaluation (Kubo et al., 2011; Tanaka et al., 2013). Our correlations could also be affected by the numerous synergist muscles potentially contributing to trunk extensor and flexor torque output. Due to the anatomical complexity of trunk musculature, it is difficult to determine how each muscle can be related to the global external torque (Bogduk, 2012). Posterior lumbar spine musculature

includes deep intersegmental muscles inserted between adjacent vertebrae, which are too small to be clearly differentiated from MRI, thus complicating the assessment of their CSA (Bogduk, 2012). These intricate muscles also present short lever arms that generate insufficient torque levels to extend the trunk, and therefore they mainly contribute to the postural stability of the spine. According to McGill et al. (1988), the multi-joint muscles *multifidus* and *erector spinae* (lumbar portions), which attach directly to the lumbar vertebrae, constitute the main contributors to trunk extension force-generating capacity, due to their important muscle mass and lever arm length (McGill et al., 1988). However, most of the studies interested in the influence of trunk muscle mass on muscle performance analyzed only one cross-sectional image (Raty et al., 1999; Ropponen et al., 2008), thus sometimes leading to a weak association between muscle CSA and isometric strength (Keller et al., 2004). Keeping these elements in mind, we assessed the CSA of the *erector spinae* (including *multifidus*) at 5 different levels of the lumbar spine, as a representative value of trunk extensor muscle mass. The consistent relationships we observed between CSA and eccentric, isometric and concentric peak torque demonstrated the validity of isokinetic assessment of trunk extensor strength.

In line with a recent methodological study (Asaka et al., 2010), we observed a significant correlation between the anatomical CSA of the *rectus abdominis* and isometric or dynamic (eccentric, concentric) trunk flexion torque ($r = 0.70$ – 0.80 ; Fig. 4). Although *rectus abdominis* was initially regarded as the main determinant of trunk flexion torque (McGill et al., 1988), all trunk flexor muscles actually contribute to external torque, depending on the external loading direction and magnitude, joint mechanical properties or the different recruitment patterns of the other trunk muscles (Cholewicki and VanVliet, 2002). Among the muscles acting on the abdominal wall, the *transverse abdominis* is not only thought to contribute to trunk flexion, but more likely to the reduction of lumbar disc compression (Bogduk, 2012; McGill et al., 1988). The *obliquus externus* and *obliquus internus* muscles participate to trunk flexion but also to trunk rotation when activated in isolation (Bogduk, 2012). Consequently, we chose to investigate the *rectus abdominis* muscle, which allows for reliable acquisition of EMG activity and CSA measurement. Our present findings also confirm the validity of trunk flexor torque measurements, as provided by this latest-generation isokinetic dynamometer.

Besides its structural determinant, the external force generated by a muscle is also the result of the individual force produced by each of the activated motor units (Lippold, 1952). In order to strengthen the construct validity analysis, EMG activity was thus expressed as a function of the concomitant torque exerted under submaximal isometric conditions. We observed a significant and strong correlation between EMG RMS of *rectus abdominis* muscles and trunk flexor torque ($r > 0.99$; Fig. 5a). Our results are in agreement with previous analysis conducted on *rectus abdominis* and *obliquus* muscles (Brown and McGill, 2008). In the same way, the progressive increase in isometric trunk extension strength was positively correlated to trunk extensor muscle activity (Fig. 5b). While a limited amount of work has been done on EMG–torque

Table 1
Test–retest reliability of peak torque measurements provided by the isokinetic dynamometer at different angular velocities. ICC: intraclass correlation coefficient, SEM: standard error of measurement.

Movement	Velocity ($^{\circ} s^{-1}$)	Test (N m)	Retest (N m)	Δ (N m)	P value	ICC (2,1)	SEM (%)
Extension	–60	318.8 \pm 71.1	318.8 \pm 78.6	0.1 \pm 26.8	0.99	0.94	5.6
	0	277.3 \pm 68.1	272.5 \pm 72.5	–4.9 \pm 24.3	0.45	0.94	6.4
	60	272.7 \pm 63.3	262.5 \pm 63.2	–10.2 \pm 32.7	0.25	0.87	8.2
	120	253.4 \pm 56.4	262.7 \pm 75.4	9.4 \pm 37.5	0.35	0.88	9.0
Flexion	–60	183.6 \pm 37.9	187.3 \pm 42.7	3.8 \pm 14.6	0.34	0.94	5.9
	0	133.5 \pm 36.0	128.4 \pm 38.0	–5.1 \pm 11.9	0.12	0.95	7.0
	60	153.8 \pm 37.2	154.4 \pm 41.0	0.6 \pm 16.8	0.89	0.94	5.9
	120	161.8 \pm 41.6	159.7 \pm 46.3	–2.1 \pm 17.6	0.65	0.93	8.0

relationships of the abdominal muscles, previous research has generally focused on lumbar *erector spinae* activity, as the highest levels of EMG activity during trunk extension tasks are recorded from these muscles. In accordance to our findings, previous studies reported a linear or curvilinear correlation between trunk extensor muscle activity and strength (Brown and McGill, 2008; Seroussi and Pope, 1987; Stokes et al., 1987), confirming the validity of sub-maximal static torque measurements provided by the dynamometer used in this study.

A secondary purpose of the present study was to appraise the reliability of isokinetic and isometric peak torque measurements for trunk flexors and extensors. Test–retest data exhibited very low mean differences (≤ 10 N m), and excellent ICC and SEM values. Although trunk extensor concentric torque showed slightly lower ICC and higher SEM values than eccentric and isometric torque, reliability was comparable between 60° s^{-1} and 120° s^{-1} angular velocities. Test–retest reliability results were also excellent for trunk flexor muscles, with ICC above 0.90 and SEM values below 8% for all the experimental conditions, which are similar to or better than previous reliability analyses conducted with other dynamometers (Friedlander et al., 1991; Grabiner et al., 1990; Hupli et al., 1997; Newton et al., 1993). The firm position of the subject ensured by the present dynamometer in a position representative of daily-life could have reduced the potential migration of the anatomical rotation axis and the torque overshoot observed with previous ergometers (Thorstensson and Nilsson, 1982). Moreover, the slightly flexed knee position substantially decreased the potential contribution of hip extensor muscles to external torque (Grabiner et al., 1990), while ensuring a comfortable body position. Consequently, our results demonstrated that the latest-generation commercially-available system we used ensured reliable torque measurements during maximal eccentric, isometric and concentric contractions for both trunk flexor and extensor muscles.

The present findings suggest the present isokinetic dynamometer would be suitable to evaluate longitudinal changes in trunk muscle function induced by specific interventions in healthy subjects (e.g., strength training programs). On the one hand, trunk muscle strength has indeed been reported to be positively correlated to sport performance in several activities (Asaka et al., 2010; Kubo et al., 2011). Specifically-designed protocols based on isokinetic trunk testing would thus help coaches in the evaluation of athletes' progression throughout their season or career. On the other hand, assessment of trunk muscle strength could be relevant for monitoring changes in trunk muscle function induced by conservative or surgical interventions in patients with musculoskeletal disorders (e.g., low back pain). Therefore, the use of valid testing methodologies, which entail the measuring device itself (the dynamometer), the stability of the person being measured (i.e., firm fixation of each segment of the body), the procedure for conducting measurements, and the main outcome measure, should be promoted in a wide variety of clinical and research settings. Unfortunately, however, the general validity of trunk strength testing – which entails analyses of construct validity, reliability, normative data, responsiveness/sensitivity to change and inter-pretability (Terwee et al., 2006) – has not been adequately demonstrated to date. The present study represents the first step towards determining the measurement properties of trunk strength testing using isokinetic dynamometry, in an attempt to render it more relevant to both clinical practice and research for discriminative, evaluative and predictive purposes.

Considering the potential influence of back pain on maximal strength (Mannion et al., 1997), only healthy subjects were included in the present study. Although the transfer of our results to patients suffering from low back pain or injury could not be completely appropriate, we attempted to minimize unwilling sources of variability highlighted in previous reliability studies

(e.g., subject position, alignment of the center of rotation, gravity correction (Friedlander et al., 1991; Grabiner et al., 1990; Hupli et al., 1997; Newton et al., 1993)). Due to methodological constraints, our experimental approach did not take into account the whole trunk musculature, including some synergist muscles which can partly contribute to external torque during trunk flexion or extension. In this context, we only considered the main prime movers for the evaluation of trunk extensor (*erector spinae*) and flexor (*rectus abdominis*) strength. Trunk movements executed in the sagittal plane also offer an important lever arm length, which is influenced by the subject's height (McGill et al., 1988). However, trunk muscle mass should be proportional to height to ensure a proper stabilization and an effective mobilization of the spine (Bogduk, 2012; Kubo et al., 2011). Furthermore, force predictions solely based on height or body mass do not appear satisfying (McGill et al., 1988). The linear relationship we obtained between EMG activity and submaximal torque is in line with previous research (Seroussi and Pope, 1987), whereas other studies observed a curvilinear relationship (Stokes et al., 1987). The shape of this curve depends indeed on motor unit recruitment range and hence on muscle fiber type composition, while EMG of each head separately could be non-linearly related to the torque output (Staudenmann et al., 2010). This suggests that part of the apparent non-linearity of the EMG–torque relationship may be due to load sharing with unequal contributions of the synergist muscles at different contraction levels. In this context, the linearity of the EMG–torque relationship has been found to be improved when accounting for the torque generated by the antagonist muscles (Brown and McGill, 2008). Although co-activation could further enhance the fit of the resulting curve, overall our results corroborate a strong positive correlation ($r \geq 0.99$) between trunk extensor and flexor muscle activation and submaximal static torque.

In conclusion, based on the strict correlation of sagittal plane trunk torque with its two main physiological determinants (muscle mass and activation), the present methodological study confirms the construct validity of trunk flexor and extensor torque measurements obtained in eccentric, isometric and concentric conditions using the present isokinetic dynamometer and trunk module. Also considering the excellent test–retest reliability of trunk torque measurements, we conclude that this latest-generation isokinetic dynamometer could be used with confidence to evaluate trunk muscle function for clinical or sportive purposes.

Conflict of interest

The authors have no conflict of interest to declare.

Acknowledgements

The authors thank Mrs. Myriam Karagulyan and Anne Dupont for the MRI acquisitions. The authors have no funding to declare.

References

- Andersson E, Sward L, Thorstensson A. Trunk muscle strength in athletes. *Med Sci Sports Exerc* 1988;20(6):587–93.
- Asaka M, Usui C, Ohta M, Takai Y, Fukunaga T, Higuchi M. Elderly oarsmen have larger trunk and thigh muscles and greater strength than age-matched untrained men. *Eur J Appl Physiol* 2010;108(6):1239–45.
- Ayers S, Pollock ML. Isometric dynamometry. In: Stude DE, editor. *Spinal rehabilitation*. Stamford: Appleton & Lange; 1999. p. 339–67.
- Bogduk N. *Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum*. 5th ed. Edinburgh: Churchill; 2012.
- Brady S, Mayer T, Gatchel RJ. Physical progress and residual impairment quantification after functional restoration. Part II: Isokinetic trunk strength. *Spine* 1994;19(4):395–400.
- Brown SH, McGill SM. Co-activation alters the linear versus non-linear impression of the EMG–torque relationship of trunk muscles. *J Biomech* 2008;41(3):491–7.

Bruce SA, Phillips SK, Woledge RC. Interpreting the relation between force and cross-sectional area in human muscle. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(5):677–83.

Cholewicki J, VanVliet Jt. Relative contribution of trunk muscles to the stability of the lumbar spine during isometric exertions. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2002;17(2):99–105.

den Hartog D, Eker HH, Tuinebreijer WE, Kleinrensink GJ, Stam HJ, Lange JF. Isokinetic strength of the trunk flexor muscles after surgical repair for incisional hernia. *Hernia* 2010;14(3):243–7.

El-Rich M, Shirazi-Adl A, Arjmand N. Muscle activity, internal loads, and stability of the human spine in standing postures: combined model and in vivo studies. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004;29(23):2633–42.

Friedlander AL, Block JE, Byl NN, Stubbs HA, Sadowsky HS, Genant HK. Isokinetic limb and trunk muscle performance testing: short-term reliability. *J Orthop Sports Phys Ther* 1991;14(5):220–4.

Grabner MD, Jeziorowski JJ, Divekar AD. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990;11(12):590–8.

Guilhem G, Hug F, Couturier A, Regnault S, Bournat L, Filliard JR, et al. Effects of air-pulsed cryotherapy on neuromuscular recovery subsequent to exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med* 2013;41(8):1942–51.

Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000;30(1):1–15.

Hupli M, Sainio P, Hurri H, Alaranta H. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *J Spinal Disord* 1997;10(5):391–7.

Iwai K, Nakazato K, Irie K, Fujimoto H, Nakajima H. Trunk muscle strength and disability level of low back pain in collegiate wrestlers. *Med Sci Sports Exerc* 2004;36(8):1296–300.

Keller A, Johansen JG, Hellesnes J, Brox JI. Predictors of isokinetic back muscle strength in patients with low back pain. *Spine* 1999;24(3):275–80.

Keller A, Brox JI, Gunderson R, Holm I, Friis A, Reikeras O. Trunk muscle strength, cross-sectional area, and density in patients with chronic low back pain randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises. *Spine* 2004;29(1):3–8.

Keller A, Brox JI, Reikeras O. Predictors of change in trunk muscle strength for patients with chronic low back pain randomized to lumbar fusion or cognitive intervention and exercises. *Pain Med* 2008;9(6):680–7.

Kubo T, Hoshikawa Y, Muramatsu M, Iida T, Komori S, Shibukawa K, et al. Contribution of trunk muscularity on sprint run. *Int J Sports Med* 2011;32(03):223–8.

Langrana NA, Lee CK, Alexander H, Mayott CW. Quantitative assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine* 1984;9(3):287–90.

Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, Kariya Y, Saita K, Ito K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999;24(1):54–7.

Lieber RL, Friden J. Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve* 2000;23(11):1647–66.

Lippold OC. The relation between integrated action potentials in a human muscle and its isometric tension. *J Physiol* 1952;117(4):492–9.

Maffiuletti NA, Bizzini M, Desbrosses K, Babault N, Munzinger U. Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clin Physiol Funct Imaging* 2007;27(6):346–53.

Mannion AF, Dolan P, Adam GG, Adams MA, Cooper RG. Can maximal back muscle strength be predicted from submaximal efforts? *J Back Musc Rehab* 1997;9(49–51).

Maughan RJ, Watson JS, Weir J. Strength and cross-sectional area of human skeletal muscle. *J Physiol* 1983;338(37–49).

McGill SM. A revised anatomical model of the abdominal musculature for torso flexion efforts. *J Biomech* 1996;29(7):973–7.

McGill SM, Patt N, Norman RW. Measurement of the trunk musculature of active males using CT scan radiography: implications for force and moment generating capacity about the L4/L5 joint. *J Biomech* 1988;21(4):329–41.

Newton M, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 1: Review of a decade of scientific evidence. *Spine* 1993;18(7):801–11.

Newton M, Thow M, Somerville D, Henderson I, Waddell G. Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine* 1993;18(7):812–24.

Raty HP, Kujala U, Videman T, Koskinen SK, Karppi SL, Sarna S. Associations of isometric and isoinertial trunk muscle strength measurements and lumbar paraspinal muscle cross-sectional areas. *J Spinal Disord* 1999;12(3):266–70.

Ropponen A, Videman T, Battie MC. The reliability of paraspinal muscles composition measurements using routine spine MRI and their association with back function. *Man Ther* 2008;13(4):349–56.

Schaafsma FG, Whelan K, van der Beek AJ, van der Es-Lambeek LC, Ojarvi A, Verbeek JH. Physical conditioning as part of a return to work strategy to reduce sickness absence for workers with back pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2013;8(CD001822).

Seroussi RE, Pope MH. The relationship between trunk muscle electromyography and lifting moments in the sagittal and frontal planes. *J Biomech* 1987;20(2):135–46.

Staudenmann D, Roelvelde K, Stegeman DF, van Dieen JH. Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation – a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20(3):375–87.

Stokes IA, Gardner-Morse M. Quantitative anatomy of the lumbar musculature. *J Biomech* 1999;32(3):311–6.

Stokes IA, Rush S, Moffroid M, Johnson GB, Haugh LD. Trunk extensor EMG–torque relationship. *Spine* 1987;12(8):770–6.

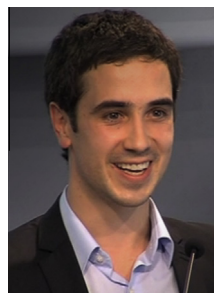
Tanaka NI, Komuro T, Tsunoda N, Aoyama T, Okada M, Kanehisa H. Trunk muscularity in throwers. *Int J Sports Med* 2013;34(1):56–61.

Terwee CB, Mokkink LB, Steultjens MP, Dekker J. Performance-based methods for measuring the physical function of patients with osteoarthritis of the hip or knee: a systematic review of measurement properties. *Rheumatology (Oxford, England)* 2006;45(7):890–902.

Thorstenson A, Nilsson J. Trunk muscle strength during constant velocity movements. *Scand J Rehabil Med* 1982;14(2):61–8.

Urzica I, Tiffreau V, Popielarz S, Duquesnoy B, Thevenon A. Isokinetic trunk strength testing in chronic low back pain. The role of habituation and training to improve measures. *Ann Readapt Med Phys* 2007;50(5):271–4.

Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, Elleuch M, Baklouti S, Habib Elleuch M. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine* 2011;78(3):291–7.



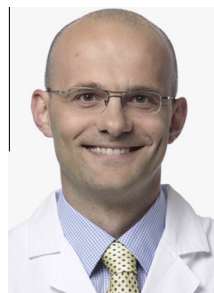
Gaël Guilhem received the Ms.C. degree in biology and physiology from the University of Paris V, and the Ph.D. degree in Sport Sciences in 2010 from the University of Nantes. He is currently a researcher at the French National Institute of Sport (INSEP) in Paris, since 2009. His major research interests focus on neuromuscular adaptations to acute and chronic exercise, and he currently investigates the effects of different resistance modalities on muscle function, using EMG, ultrasonography, elastography and MRI.



Caroline Giroux received the Ms.C. degree in 2010 in sports sciences and motor control from the University of Paris XI, and the Master degree in 2011 in sport sciences, engineering and human movement ergonomics from the University of Marseille II, France. She is currently a Ph.D. student at the French National Institute of Sport (INSEP), in Paris and at the CETAPS laboratory, in the University of Rouen. She is supported by a scholarship funded by the French Ministry of Research. Her major research interests focus on innovative methods to assess muscle abilities and neuromuscular function in sport performance.



Antoine Couturier received his Ph.D. in Biomedical Engineering from the University of Lyon I, France in June 1999. He is a research engineer at the French National Institute of Sport (INSEP), Paris, France. His work essentially focuses on signal processing, software development and electronics.



Nicola A. Maffiuletti was born in Bergamo, Italy, in 1973. He received the Ph.D. degree in Sport Science in 2000 from the University of Burgundy in Dijon, France. He has been an Assistant Professor in the same University since 2001, and is currently Director of the Neuromuscular Research Laboratory at the Schulthess Clinic in Zurich, Switzerland. His current research interests include the exploration of neuromuscular function in orthopaedic patients and the clinical implementation of neuromuscular electrical stimulation. He is a member of the European College of Sport Science.