

INSTITUT NATIONAL DU SPORT, DE L'EXPERTISE ET DE LA PERFORMANCE

UNIVERSITE PARIS DESCARTES

Dossier de candidature à l'Habilitation à diriger des Recherches

2<sup>e</sup> partie

**PLASTICITÉ MUSCULAIRE AU STRESS MÉCANIQUE :  
DU FASCICULE À LA PERFORMANCE SPORTIVE**

Présentée par Gaël GUILHEM

Laboratoire Sport, Expertise et Performance

Équipe d'Accueil 7370

École Doctorale 566, Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain



## Avant-propos

J'adresse mes remerciements sincères et respectueux aux membres du jury messieurs les Professeurs Guillaume MILLET, Truls RAASTAD, Pierre PORTERO, Arnaud GUÉVEL, François HUG et madame Christine HANON qui me font l'honneur d'évaluer ce travail.

La recherche est un sport d'équipe sans limite de joueurs. Ce mémoire est donc aussi celui de toutes celles et ceux qui m'accompagnent de près ou de loin au quotidien. Je tiens à leur témoigner ma profonde reconnaissance et à les remercier chaleureusement pour leur contribution, leur soutien et leur écoute. Mes remerciements s'adressent tout particulièrement :

À François HUG. Marcher dans tes pas est à la fois une source d'inspiration inextinguible (scrabble !) et un défi chaque jour plus difficile (impossible ?) à relever. Merci de m'avoir donné l'envie de chercher et appris à ne pas être sûr de trouver. Ton amitié m'est précieuse. À tout de suite pour écouter ta dernière blague sur le zinc.

À Arnaud GUÉVEL. Pour avoir veillé sur moi toutes ces années, pour tes conseils éclairés, ta droiture et ta franchise. Notre groupe d'amis, chercheurs à nos heures perdues, te doit beaucoup. Vivement de t'entendre parler de tes projets futurs... sur le zinc évidemment.

À Joseph (Guiseppe, sans faute de frappe) RABITA. Pour le cadeau que tu m'as fait en acceptant de me prendre sous ton aile. Pour notre complicité. Pour m'avoir élevé dans le vaisseau amiral à grandes envolées de sagesse planeuse et rigolarde. À tout de suite autour du zinc pour écouter où il y a une boîte. Je te garde près de moi.

À Antoine COUTURIER, qui nous rappelle chaque jour ce qu'« expert dans son domaine » veut dire et nous renvoie ainsi à nos limites et au travail qu'il reste à accomplir. Merci de nous rappeler aussi quand il est temps de rejoindre le zinc. C'est plus ça que j'dis.

À Christine HANON. Pour m'avoir fait confiance et pour m'apporter tous les jours ton expérience. Pour les valeurs communes que nous cultivons. J'espère avoir un jour ta capacité à faire tant de choses différentes avec autant de succès. Je te souhaite le meilleur dans les années à venir, si possible pas trop loin de nous et du zinc.

À mes plus proches collaborateurs et amis Sylvain DOREL, Antoine NORDEZ, Lilian LACOURPAILLE et Marc JUBEAU pour les projets que nous avons imaginés ensemble et ceux à venir. C'est une chance de vivre de telles collaborations. Je suis très heureux que vous ne vous lassiez pas car ce n'est que le début ! Essayons de ne pas oublier l'étape du zinc lors de nos rencontres.

À mes aînés et mentors Jacques DUCHATEAU et Nicola MAFFIULETTI pour leur écoute et leur bienveillance. Chacun de nos échanges me fait grandir. C'est un honneur de pouvoir travailler avec vous.

Aux étudiants qui m'ont donné la chance d'apprendre et grandir à leurs côtés à Nantes et à Paris. Sans vous je n'aurais eu que peu de choses à écrire dans les pages qui suivent. Un merci très appuyé à Caroline GIROUX, Robin HAGER, Enzo HOLLVILLE et Simon AVRILLON. Je suis verni d'être « tombé » sur vous. Je vous souhaite (et prédis) un bel avenir. Merci aussi de votre compréhension quand je ne suis pas loin d'avoir une bonne excuse pour ne pas vous retrouver au zinc de la TAL.

Aux Nantais Valentin DOGUET, Hugo HAURAIX et Mathieu PLAUTARD pour avoir manifesté votre intérêt pour la Terre de Champion(ne)s. Il était temps que le MIP réalise où se trouve l'excellence ! Merci pour votre bonne humeur communicative et pour avoir ringardisé notre génération de thésards à tous les niveaux. Bon vent à vous et à l'ensemble du bureau au fond du couloir à gauche avant l'ascenseur. Je ne vous dis pas RDV au zinc...

Aux collègues du laboratoire Sport, Expertise et Performance passés et actuels qui ont accepté de me donner du temps pour rédiger ce mémoire. Je suis honoré de construire avec vous ce projet d'équipe.

À Audrey PÉRUSIN pour ses encouragements dans ma démarche de soutenir cette HDR et pour son soutien envers l'action conduite avec notre équipe de recherche au service de la performance.

À Vihra. Pour ton efficacité discrète et ta disponibilité sans lesquelles tout aurait été plus compliqué.

À toutes celles qui font tourner la boutique en assumant d'importantes responsabilités administratives. Je tiens ici à exprimer ma sincère reconnaissance à Françoise, Isabelle, Alexia et Vanessa pour la qualité et l'efficacité de leur travail, reconnues de tous.

À tous celles et ceux que j'ai eu plaisir à côtoyer, en particulier les étudiant(e)s du SEP, et qui ont eu la chance de ne pas travailler avec moi.

Aux entraîneurs, préparateurs physiques, directeurs techniques nationaux, staffs médicaux qui m'ont apporté leur confiance et avec qui j'ai eu l'immense chance de collaborer sur les différents sites d'entraînement, de stages et au plateau technique. Je tiens à saluer et remercier particulièrement Myriam BAVEREL, Mehdi BEN SAFI, Bruno GAJER, Guy ONTANON, Renaud LONGUEVRE, Stéphane MARCELLIN, Cyril TAHON et tous ces technicien(ne)s exceptionnel(le)s qui ont partagé avec moi cette envie d'avancer ensemble. Merci pour votre amitié.

Aux sportifs qui nous ont fait confiance, avec une mention spéciale à Ladj, Kaf, Jimmy, Abou, Elo, Flo, Anne-Caro, Muriel, Sandra, Phara, Pierre-Ambroise, Arnaud, Guy-Elphège, Yas, Vinciane, Maeva, Maeiva, Stéphanie, Alison, Haby, Marion, Cécilia, Nana, Floria, Pascal, Vanessa, Astrid, Erwann, Marcel, Kevin, M'bar, Guillaume, Brigitte, Pierre, Harold, Benjamin, Wilhem, et toutes celles et ceux avec qui j'ai partagé des moments rares. Merci à vous de porter haut les couleurs du sport français et de nous faire rêver.

Aux fédérations sportives (Athlétisme, Escrime, Taekwondo et Disciplines Associées, Cyclisme, Natation, Tennis, Basketball, Handball) et à nos partenaires industriels (Actech, Eraclès-Technology, Natural Grass) qui ont largement contribué à l'aboutissement de ces travaux.

À l'ensemble des collègues de l'INSEP des différents départements, missions, unités, cellules, directions et autres pôles. Les projets construits entre nos entités ont toujours été très enrichissants. Merci de faire de l'INSEP ce qu'il est. Des remerciements spéciaux à Alain FREY et toute son équipe. Longue vie à notre collaboration.

À mes frères de vestiaire et de bus que j'ai quittés cette saison pour pouvoir relever d'autres défis. Vous me manquez. Merci pour tout ce que vous m'avez apporté.

À ma famille et mes amis qui j'espère pigeront plus facilement le titre de ce mémoire que celui de ma thèse.

À mes parents et mon frère pour leur soutien infaillible depuis toujours.

Et **par-dessus tout** : à Romane, pour avoir choisi de concentrer ses nuits difficiles sur ses premiers mois et à Cécile pour avoir embrassé une carrière exigeante. Vos emplois du temps et votre présence ont largement contribué à accélérer la rédaction de ce manuscrit. Merci de me rappeler chaque jour ce qui compte. Vous êtes ma fierté et mon bonheur.

## Table des matières

Présentation du mémoire .....	7
<b>Chapitre 1 – Titres et travaux .....</b>	<b>13</b>
1.1 Curriculum Vitae.....	14
1.2 Activité de recherche.....	15
1.3 Activité pédagogique.....	24
1.4 Responsabilités administratives.....	25
1.5 Contribution à l'accompagnement scientifique de la performance.....	25
<b>Chapitre 2 – Synthèse des travaux de recherche.....</b>	<b>27</b>
2.1 Introduction .....	28
2.2 Comportement du système neuromusculaire en contraction excentrique.....	30
2.2.1 État de la question .....	30
2.2.2 Effet de la tâche sur le comportement du muscle en contraction excentrique.....	35
2.2.3 Influence des interactions muscle-tendon sur les dommages musculaires .....	36
2.2.4 Modulations de la commande nerveuse au cours d'un exercice traumatisant.....	40
2.3 Plasticité du système neuromusculaire à l'exercice excentrique.....	44
2.3.1 État de la question .....	44
2.3.2 Quantification des dommages musculaires induits par l'exercice excentrique .....	46
2.3.3 Effet de l'échauffement sur la raideur musculaire.....	51
2.3.4 Impact du froid sur la fonction musculaire .....	52
2.3.5 Adaptations neuromusculaires induites par l'entraînement excentrique.....	55
2.4 Relations entre propriétés musculaires et performance à haute-intensité .....	57
2.4.1 État de la question.....	57
2.4.2 Validité de méthodes d'évaluation innovantes des capacités musculaires.....	58
2.4.3 Facteurs musculaires influençant la performance explosive.....	59
2.5 Analyse des déterminants musculaires de la performance sportive de haut-niveau.....	62
2.5.1 État de la question.....	62
2.5.2 Profil athlétique optimal en sport de haut-niveau.....	63
2.5.3 Identification des déterminants musculaires de la performance .....	65
<b>Chapitre 3 – Animation de la recherche .....</b>	<b>69</b>
3.1 Conception et direction de travaux.....	70
3.2 Coordination d'une équipe de recherche .....	71
<b>Chapitre 4 – Projets de recherche .....</b>	<b>75</b>
4.1. Compréhension des mécanismes lésionnels.....	76
4.1.1 Contributions musculaire et tendineuse à la dissipation d'énergie .....	77
4.1.2 Répartition de la contrainte au sein d'un groupe musculaire .....	78
4.1.3 Propriétés élastiques et blessure musculaire .....	83
4.2 Évaluation et optimisation des propriétés contractiles .....	86
4.2.1 Contributions fasciculaire et tendineuse aux mouvements explosifs.....	87
4.2.2 Solutions innovantes d'optimisation des interactions muscle-tendon .....	89
4.2.3 Adaptations à la modalité de résistance : du muscle à la cellule.....	91
4.3 Application à la compréhension et à l'amélioration de la performance en sprint.....	92
4.3.1 Coordinations musculaires en sprint résisté et assisté .....	93
4.3.2 Relations entre propriétés musculaires et performance en sprint.....	96
<b>Références .....</b>	<b>99</b>
<b>Annexes .....</b>	<b>107</b>



# Présentation du mémoire |

La rédaction de ce mémoire d'Habilitation à Diriger des Recherches intervient 6 mois après les Jeux Olympiques 2016 de Rio et 7 mois avant la désignation de la ville organisatrice des Jeux Olympiques de 2024. La ville de Paris, où je vis et exerce mon métier de chercheur en sciences du sport depuis 8 ans, est candidate à l'organisation de ces JO 2024. Il serait évidemment hasardeux de connecter directement notre travail quotidien aux enjeux colossaux associés à ces événements planétaires. Néanmoins ce contexte particulier est une opportunité de mettre en perspective le travail conduit sur la période au regard de ce que sera le sport de haut-niveau dans les années futures. Ainsi, ce mémoire a pour vocation de synthétiser les apports de connaissances issus de nos travaux depuis mon doctorat, ainsi que les projets de recherche engagés ou à venir, dans le cadre de mes recherches et de la coordination scientifique de l'Équipe d'Accueil Sport, Expertise et Performance (n°7370), que je dirige depuis près d'un an. Une attention particulière est portée aux liens effectifs ou envisageables avec la performance sportive. Cette démarche s'inscrit dans une volonté permanente de proposer des transferts de savoirs et de technologies pour les acteurs du sport de haut-niveau, en collaboration avec nos partenaires fédéraux, académiques et industriels.

Ce manuscrit est organisé en quatre parties. La **première partie** présente mon parcours académique, mon activité scientifique, pédagogique et administrative, ainsi que mes expériences d'animation de la recherche. Après un diplôme de Master en Biologie et Physiologie (stage de Master 2 dirigé par le Dr. François Hug et le Dr. Sylvain Dorel), j'ai obtenu en février 2010 un doctorat en « Sciences des Activités Physiques et Sportives », au laboratoire Motricité, Interactions, Performance (MIP - EA 4334) de l'Université de Nantes, sous la direction du Pr. Arnaud Guével et du Pr. Christophe Cornu. J'occupe depuis mars 2009 un poste de chercheur au laboratoire Sport, Expertise et Performance (SEP - EA 7370) de l'Institut National du Sport (INSEP, Paris), au sein duquel j'ai coordonné un thème de recherche, centré sur l'analyse des facteurs neuromusculaires et biomécaniques du geste sportif de septembre 2013 à avril 2016, date à laquelle j'ai pris la responsabilité de Directeur du Laboratoire SEP. Les travaux conduits au sein de ces équipes ont donné lieu à la publication de **34 articles dans des revues internationales indexées ISI**. Une part de ces productions est le fruit d'une collaboration étroite que j'ai naturellement entretenue entre les deux laboratoires (SEP, MIP). La **deuxième partie** de ce mémoire dresse une synthèse de ces travaux, organisés en quatre thèmes de recherche, articulés autour d'une démarche qui a visé à manipuler la contrainte mécanique à des fins d'évaluation de la performance musculaire et/ou de caractérisation du comportement du système neuromusculaire. Ces études mécanistiques ont conduit à considérer la plasticité neuromusculaire du point de vue des altérations tissulaires aiguës (dommages musculaires), des adaptations chroniques induites par l'entraînement et leurs liens avec la performance sportive de haut-niveau (**Fig. 1**). La **troisième partie** synthétise l'expérience acquise en matière d'encadrement et d'animation de la recherche depuis 8 ans. La **quatrième partie** est consacrée aux projets de recherche qui se proposent de tenter de répondre à une partie des limites rencontrées et de contribuer à l'avancée des connaissances dans la continuité des travaux déjà réalisés. Les deux perspectives de recherche majeures envisagées à l'aune de ce mémoire concernent l'étude des mécanismes lésionnels et des propriétés contractiles, avec une application à la compréhension de la performance motrice en sprint.



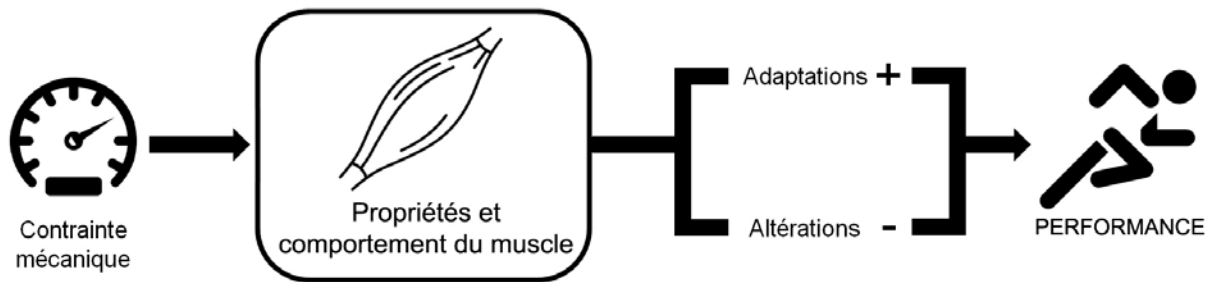


Fig. 1. Représentation de la démarche de recherche globale adoptée au cours des travaux présentés dans ce mémoire.

### *Démarche de recherche*

Les travaux décrits dans ce manuscrit ont été réalisés depuis mon recrutement à l'INSEP et s'inscrivent dans le cadre du programme scientifique du laboratoire Sport, Expertise et Performance qui vise à construire et promouvoir la connaissance scientifique et technologique sur la performance sportive de haut niveau. Ils concernent plus particulièrement le thème 3 du laboratoire intitulé « analyse des facteurs neuromusculaires et biomécaniques du geste sportif ». Si la performance sportive est un processus éminemment complexe et multifactoriel, le mouvement nécessaire à la réalisation de cette performance est le résultat de la contraction du muscle et/ou de l'énergie transmise par les tissus élastiques (en particulier les tendons) aux leviers osseux. Le muscle représente ainsi le véritable « moteur » du mouvement humain et possède également de formidables capacités d'adaptation à son environnement. **La compréhension du fonctionnement du système neuromusculaire et de sa plasticité au stress mécanique apparaît dès lors comme une des portes d'entrée évidentes de l'optimisation de la performance sportive.**

Mes travaux de thèse se sont inscrits dans le prolongement d'une veine de recherche initiée par le laboratoire MIP au début des années 2000 qui consiste à développer des méthodes permettant de comparer des modalités de résistance utilisées en entraînement (résistance isoinertielle) et en rééducation fonctionnelle (résistance isocinétique), dans des conditions contrôlées (Frost et al., 2010). À partir de cette méthodologie, je me suis intéressé à la réponse neuromusculaire lors de contractions excentriques, impliquées dans les actions musculaires frénatrices (e.g. réception de saut, course en descente, descente d'escalier) et qui ont la particularité d'associer des niveaux de force élevés à un allongement de l'unité muscle-tendon. Cette contrainte mécanique représente donc un stress important pour le tissu musculaire qui peut alors subir des dommages musculaires (altérations à court terme). Si l'exercice excentrique est répété, le complexe muscle-tendon peut s'adapter. Il devient alors plus résistant vis-à-vis de ces contraintes excentriques et sa capacité de production de force augmente (adaptations à moyen-long-terme). Les travaux engagés lors de ma thèse ont ainsi posé les bases d'une démarche de recherche qui a finalement structuré l'ensemble de mon parcours et qui pourrait se résumer en deux questions majeures :

- comment le système neuromusculaire est altéré par un exercice contraignant ? (diminution temporaire de la performance)
- comment s'adapte-t-il à la contrainte mécanique ? (amélioration de la performance)

Les collaborations tissées avec le milieu sportif depuis mon arrivée à l'INSEP m'ont ensuite conduit à m'intéresser à deux autres problématiques fortes :

- quels sont les liens entre les propriétés musculaires et la performance lors de mouvements réalisés à haute intensité et à haute vitesse (performance explosive) ?
- quels sont les déterminants musculaires de la performance sportive de haut-niveau ?

Les premières expérimentations initiées au cours de ma thèse se sont basées sur l'utilisation de (i) l'électromyographie de surface pour quantifier le niveau d'activité des muscles sollicités par l'exercice et (ii) de l'échographie classique pour caractériser le comportement des fascicules musculaires lors de la contraction. Les méthodes mobilisées dans ce cadre comportaient cependant plusieurs limites. D'une part, l'EMG utilisant des électrodes simples ne représente qu'une partie du tissu musculaire activé. D'autre part, la fréquence d'acquisition réduite (25 Hz) des échographes classiques ne permet pas l'étude de phénomènes courts ou de mouvements rapides, comme ceux rencontrés dans la plupart des actions sportives. De plus, les outils d'analyse des images échographiques, et notamment de la longueur des fascicules musculaires, essentielle lorsqu'il s'agit d'étudier l'allongement de ceux-ci en contraction excentrique, étaient alors limités à des mesures manuelles fastidieuses, image par image.

Les outils d'analyse auxquels j'ai eu accès à mon arrivée à l'INSEP associés aux avancées technologiques dans le domaine ont permis de répondre progressivement à ces limites. Afin de mieux appréhender les dommages musculaires induits par l'exercice excentrique, nous avons d'abord mobilisé l'imagerie par Résonance Magnétique pour quantifier l'œdème au sein de l'ensemble du muscle par mesure du demi-temps de relaxation ( $T_2$ ), dans le cadre d'une collaboration étroite avec le service de radiologie du Département Médical de l'INSEP. De plus, le laboratoire SEP étant équipé d'un système EMG haute-densité (64 voies), nous avons pu étudier l'impact de l'exercice excentrique maximal sur l'activation de l'ensemble du muscle *biceps brachii*. Parallèlement à ce travail, nous avons acquis au laboratoire SEP un échographe ultrarapide qui nous a permis d'enregistrer des images à haute fréquence (jusqu'à 10 kHz) et d'explorer ainsi plus finement le comportement du muscle et des tissus tendineux lors de contractions excentriques. Le développement de méthodes de suivi automatique des fascicules musculaires en contraction a également accéléré l'analyse de l'allongement des tissus musculaires et tendineux face à ce type de contrainte (Cronin et al., 2011; Farris et Lichtwark, 2016).

Si ces travaux ont permis de mieux cerner les interactions muscle-tendon en contraction excentrique et leur impact sur la fonction musculaire, ils n'ont pas déterminé les effets des dommages sur les propriétés mécaniques des différents muscles sollicités, c'est-à-dire leur capacité à stocker et restituer de l'énergie mécanique lors de leur déformation (e.g. allongement induit par une contraction excentrique). Afin d'avancer sur cette question, jusqu'alors principalement appréhendée au travers de méthodes globales (i.e. mesure du couple de force résultant d'un étirement passif du muscle), nous avons utilisé la méthode d'élastographie « Supersonic Shear Imaging » (SSI) (Bercoff et al., 2004). Cette technologie développée à l'Institut Langevin et dont l'applicabilité aux tissus musculaire et tendineux à été éprouvée dans différentes conditions expérimentales,

notamment par l'équipe du laboratoire MIP (Hug et al., 2015b), permet d'accéder à l'élasticité (ou à la raideur) du tissu considéré. Les résultats issus de nos travaux ont montré que les dommages induisent une augmentation très précoce de la raideur, pouvant persister jusqu'à 3 semaines post-exercice excentrique.

Ces résultats nous ont amené à nous intéresser à l'impact de lésions plus importantes (blessure) sur l'élasticité du muscle, ainsi qu'aux relations existant entre ces propriétés d'élasticité, le risque de blessure et de récurrence<sup>1</sup>. Plus récemment, nous avons obtenu un contrat doctoral<sup>2</sup> dont le but sera de contribuer à la compréhension des mécanismes qui peuvent conduire à une lésion musculaire. Ce projet se trouve donc à l'intersection de nos études visant à explorer les interactions muscle-tendon et celles caractérisant les altérations induites par l'exercice.

Si les évolutions technologiques nous ont permis de mieux appréhender la réponse neuromusculaire à l'exercice, elles offrent également la possibilité de moduler la contrainte mécanique et de déterminer les effets de modalités d'exercice innovantes. Ainsi, nous avons cherché à valider de nouvelles modalités de résistance (e.g. pneumatique), en vue de développer des protocoles innovant permettant l'évaluation et le développement des capacités musculaires. Ces procédures sont ensuite mobilisées pour déterminer les profils athlétiques des sportifs de haut-niveau. Quand cela est matériellement possible, les critères de performance principaux, tels que les capacités de production de force, de vitesse et de puissance maximale extraits de ces évaluations, sont ensuite confrontés à la performance mesurée en situation spécifique. Ce travail a, par exemple, été conduit avec l'équipe de France de sabre féminin, ce qui a permis d'identifier des potentiels d'optimisation de la performance, mais aussi de prévention du risque de blessure.

Les variables issues de ces protocoles sont également centralisées dans des bases de données permettant d'identifier des critères de performance par discipline sportive, par genre ou par catégorie d'âge. Ces éléments peuvent être exploités par les staffs techniques pour conduire leurs procédures de détection, en vue par exemple d'identifier les collectifs « relève » ou encore la « génération 2024 » qui participera aux Jeux Olympiques que souhaite organiser la ville de Paris. Toujours dans une logique d'optimisation des performances musculaires, nous avons caractérisé chez ces sportifs l'équilibre optimal entre leurs capacités de force et de vitesse pour un même niveau de puissance maximale (Samozino et al., 2012). Cette méthode développée par l'Université de Savoie a soulevé des sources d'amélioration des performances musculaires de sportifs de haut-niveau dans des disciplines variées.

Afin de pouvoir rééquilibrer les déficits potentiels identifiés à l'aide de cette méthode, il semble intéressant de déterminer quelle modalité de résistance sera la plus efficace pour augmenter les capacités de production de force ou de vitesse. Dans ce contexte, nous nous sommes attachés à développer des collaborations avec des partenaires privés spécialisés dans la conception d'ergomètres innovants (e.g. ergomètre

---

<sup>1</sup> Projet BLESSI : « Caractérisation des propriétés élastiques musculaires par élastographie : une nouvelle approche de la blessure ». Ce projet, mené en collaboration avec le Département Médical de l'INSEP et l'Université de Nantes, est financé par le Ministère de la Ville, de la Jeunesse et des Sports à hauteur de 26 k€ dans le cadre de l'appel à projet recherche et développement 2015.

<sup>2</sup> Projet HamInB : « Exploration biomécanique des mécanismes lésionnels du muscle en course à pied » - contrat doctoral de Simon Avrillon (Université Paris Saclay).

mécatronique<sup>3</sup>). Les projets initiés actuellement au sein du laboratoire doivent permettre à la fois de valider les mesures effectuées par ces appareils et de déterminer leur pertinence vis à vis d'objectifs d'entraînement<sup>4</sup>. En particulier, la résistance mécatronique nous a permis de reproduire un protocole d'évaluation de la vitesse de raccourcissement maximale du muscle [i.e. *slack test* de Edman (1979)]. Nous avons aussi couplé cette méthode à l'échographie ultrarapide pour mesurer cette vitesse maximale de raccourcissement *in vivo*. Ce type de protocole pourrait *in fine* être mobilisé pour objectiver les effets de programmes d'entraînement orientés vers l'amélioration de la vitesse maximale, par exemple chez des sportifs pour lesquels un déficit de cette capacité aurait été initialement identifié.

**Mots-clés** : système neuromusculaire ; dommages musculaires ; propriétés contractiles ; propriétés élastiques ; performance sportive.

---

<sup>3</sup> Ergomètre co-conçu avec la société Eraclès-Technology (Compiègne, France), permettant de régler de manière dissociée la force et l'inertie de la résistance appliquée à l'articulation.

<sup>4</sup> Co-direction de la thèse de doctorat de Robin Hager intitulée « Solutions ergométriques innovantes pour l'exploration des interactions muscle-tendon et le développement des qualités puissance-vitesse », réalisée en partenariat avec la société Actech (Pétange, Luxembourg).

# Chapitre 1 – Titres et travaux |

## 1.1 Curriculum Vitae

### GUILHEM Gaël

Né le 7 septembre 1982, à Belfort (90)  
Nationalité française  
Marié, 1 enfant

### Coordonnées professionnelle

Institut National du Sport, de l'Expertise et de la Performance  
Pôle Performance, Unité Recherche  
Laboratoire Sport, Expertise et Performance (EA 7370)  
11, av du Tremblay - 75012 Paris  
[gael.guilhem@insep.fr](mailto:gael.guilhem@insep.fr)

### Situation actuelle

---

**2016 - présent** **Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance (SEP - EA 7370)**  
Institut National du Sport de l'Expertise et de la Performance (INSEP), Paris  
Pôle Performance, Unité Recherche  
13 chercheurs, 3 ingénieurs, 2 assistantes, 13 doctorants

### Expériences professionnelles

---

**2014 - 2016** **Responsable du thème scientifique « Geste Sportif » du Laboratoire SEP**  
INSEP, Paris  
Direction de la Performance Sportive, Département de la Recherche

**2009 - 2014** **Chercheur**  
INSEP, Paris  
Direction de la Politique Sportive, Mission Recherche

**2006 - 2009** **Allocataire de recherche du Réseau Recherche et Sport en Pays de la Loire (RSPDL)**  
Université de Nantes  
UFR STAPS, Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (EA 4334)

**Juillet 2005** **Technicien de laboratoire** vacataire au sein de l'équipe INSERM U755, Hôtel-Dieu, Paris

### Formation

---

**2006 - 2010** **Doctorat** Spécialité Physiologie & Biomécanique, Université de Nantes  
Mention Très Honorable avec Félicitations du Jury  
Titre de la thèse : « Adaptations structurales et nerveuses du système neuromusculaire induites par l'exercice excentrique isotonique versus isocinétique »  
Sous la direction du Pr Arnaud GUÉVEL (PU) et du Dr Christophe CORNU (MHC – HDR)

**2005 - 2006** **Master 2** Entraînement sportif, Nutrition & Santé, Université R. Descartes Paris V  
Mention AB, Major de promotion  
Titre du mémoire : « Effets d'un exercice préalable sur l'apparition des seuils ventilatoires »  
Sous la direction du Dr François HUG et du Dr Sylvain DOREL  
Laboratoire de Biomécanique & Physiologie, INSEP

**2004 - 2005** **Master 1** Biologie Intégrative & Physiologie, Université P. et M. Curie Paris VI, Mention B  
Titre du mémoire : « Caractérisation de la pathologie du tissu adipeux au cours de l'obésité »  
Sous la direction du Pr Karine CLÉMENT (PU) et du Dr Raphaella CANCELLO  
Laboratoire de Nutriomique (INSERM U755), Hôtel-Dieu, Paris

**2003 - 2004** **Licence** Biologie des Organismes, Université P. et M. Curie Paris VI

**2000 - 2003** **DEUG SV** mention Biologie, Université de Bretagne Occidentale, Brest, mention AB

## 1.2 Activité de recherche

### Prix, distinctions

---

2014	<b>Prix Jean Vivès</b> décerné par l'Académie Nationale Olympique Française
2010	<b>Thèse Remarquable</b> de l'Université of Nantes
2008	<b>Prix Meilleur Poster</b> du Forum des Doctorants de l'Université of Nantes
2007	<b>Prix Jeune Chercheur</b> du II Congrès Sport et Recherche en Pays de la Loire

### Articles en révision ou soumis dans des revues indexées (ISI)<sup>5</sup>

---

AS5.	Beumatin N, Hauraix H, Nordez A, <b>Hager R</b> , Rabita G, <b>Guilhem G</b> , Dorel, S. Maximal muscle shortening velocity in vivo: effects of pre-activity and initial stretching of the muscle-tendon unit. Under review.
AS4.	<b>Avrillon S</b> , Hug F, <b>Guilhem G</b> . Coactivation of thigh muscles revisited using elastography. Under review.
AS3.	Doguet V, Nosaka K, <b>Guilhem G</b> , Guével A, Jubeau M. Spinal excitability enhancement after a single bout of eccentric exercise. Under review.
AS2.	<b>Hollville E</b> , Couturier A, <b>Guilhem G</b> , Rabita G. Minimaxx player load as an index of the center of mass displacement? A validation study. Under review.
AS1.	<b>Lacourpaille L</b> , Nordez A, Doguet V, Andrade R, Hug F, <b>Guilhem G</b> . Supersonic shear imaging as a non-invasive technique to early detect exercise-induced muscle damage. Under review.

### Articles publiés dans des revues indexées (ISI)

---

ACL34.	<b>Point M</b> , <b>Guilhem G</b> , Hug F, Nordez A, Frey A, Lacourpaille L. Cryotherapy induces an increase in muscle stiffness. Scand J Med Sports Sci. 2017;[Epub Ahead of Print] [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 3.025]
ACL33.	<b>Morales-Artacho A</b> , Lacourpaille L, <b>Guilhem G</b> . Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: cycling vs. foam rolling. Scand J Med Sports Sci. 2017;00:1–11. doi:10.1111/sms.12832. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 3.025]
ACL32.	Friesenbichler B, Item-Glatthorn JF, Neunstöcklin F, Casartelli N, <b>Guilhem G</b> , Maffioletti NA. Differences in trunk and thigh muscle strength, endurance and thickness between elite sailors and non-sailors. Sports Biomech. [Epub ahead of print] [AERES STAPS – 3e] [ISI-IF: 1.209]
ACL31.	Hauraix H, Dorel S, Rabita G, <b>Guilhem G</b> , Nordez A. Muscle fascicle shortening behavior of vastus lateralis during a maximal force-velocity test. [Epub ahead of print] [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 2.328]
ACL30.	<b>Plautard M</b> , <b>Guilhem G</b> , Fohanno V, Nordez A, Cornu C, Guével A. Comparison of two methodological approaches for the mechanical analysis of isoload single-joint movement. Sports Biomech. [Epub ahead of print] [AERES STAPS – 3e] [ISI-IF: 1.209]
ACL29.	Doguet V, Rivière V, Guével A, <b>Guilhem G</b> , Chauvet L, Jubeau M. Specific muscle length dependency of voluntary activation during eccentric contractions. Muscle Nerve. [Epub ahead of print] [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 2.713]

---

<sup>5</sup> Les étudiants encadrés sont indiqués en gras non-souligné. Ces publications sont disponibles en version pdf sur la page [www.researchgate.net/profile/Gael\\_Guilhem/contributions](http://www.researchgate.net/profile/Gael_Guilhem/contributions).

- ACL27. **Avrillon S**, Jidovtseff B, Hug F, **Guilhem G**. Influence of isoinertial-pneumatic resistance balance on force-velocity relationship. *Int J Sport Physiol Perform*. [Epub ahead of print] [ISI-IF: 3.042]
- ACL26. **Doguet V**, Jubeau M, Dorel S, Couturier A, Lacourpaille L, Guével A, **Guilhem G**. Time-course of neuromuscular changes during and after maximal eccentric contractions. *Front Physiol*. 2016;16(7):137. [AERES STAPS – 1] [ISI-IF: 4.031]
- ACL25. **Lacourpaille L**, Nordez A, Doguet V, Hug F, **Guilhem G**. Effect of exercise-induced muscle damage on electromechanical delay. *Muscle Nerve*. 2016; 54(1):136-141. [AERES STAPS – 2] [ISI-IF: 2.713]
- ACL24. **Guilhem G\***, **Doguet V\***, Hauraix H, Lacourpaille L, Jubeau M, Nordez A, Dorel S. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiologica*. 2016;217(2):157-163. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 4.382]
- ACL23. Slawinski J, Termoz N, Rabita R, **Guilhem G**, Dorel S, Morin JB, Samozino P. How 100-m event analyses improve our understanding of world-class men's and women's sprint performance. *Scand J Med Sports Sci*. [Epub ahead of print] [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 3.025]
- ACL22. **Guilhem G**, Hanon C, **Gendreau N**, Bonneau D, Guével A, Chennaoui M. Salivary hormones response to preparation and pre-competitive training of world-class level athletes. *Frontiers Physiol*. 2015;6:333. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 4.031]
- ACL21. **Giroux C**, Rabita R, Chollet D, **Guilhem G**. Optimal balance between force and velocity differs among world-class Athletes. *J Appl Biomech*. 2016;32(1):59-68. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 1.010]
- ACL20. Hauraix H, Nordez A, **Guilhem G**, Rabita G, Dorel S. In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. *J Appl Physiol*. 2015;119(11):1262-71 [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 3.004]
- ACL19. **Plautard M**, **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. Time-course of performance changes and underlying mechanisms during and after repetitive moderately weight-loaded knee extensions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015;25(3):488-94. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 1.530]
- ACL18. **Giroux C**, **Guilhem G**, Chollet D, Rabita G. Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements? *J Electromyogr Kinesiol*. 2015;25:69-76. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 1.530]
- ACL17. **Giroux C**, Rabita G, Chollet D, **Guilhem G**. What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship? *Int J Sports Med*. 2015;36:143-149. [AERES STAPS – 3e] [ISI-IF: 2.528]
- ACL16. **Guilhem G**, **Giroux C**, Couturier A, Maffiuletti NA. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014;24(6):986-93. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 1.725]
- ACL15. **Giroux C**, **Guilhem G**, Chollet D, Rabita R. Muscle coordination in loaded squat jump. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*. 2014;17 Suppl 1:158-9. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 1.793]
- ACL14. **Lacourpaille L**, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, **Guilhem G**. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol*. 2014;211(1):135-46. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 4.251]
- ACL13. **Guilhem G**, **Giroux C**, Couturier A, Chollet D, Rabita R. 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: 4.459]



- ACL12. **Guilhem G**, Hug F, Couturier A, **Regnault S**, Bournat L, Filliard JR, Dorel S. Effects of air-pulsed cryotherapy on neuromuscular recovery subsequent to exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med.* 2013;41(8):1942-51. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 4.699]
- ACL11. **Guilhem G**, Cornu C, Maffiuletti NA, Guével A. Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(2):326-35. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 4.459]
- ACL10. **Plautard M**, Cornu C, **Guilhem G**, Guevel A. Specific neuromuscular fatigue induced by repetitive isoload concentric knee extension. *Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 2012;15 Suppl 1:165-6. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 1.393]
- ACL9. 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. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 4.475]
- ACL8. **Guilhem G**, Guével A, Cornu C. A methodologic approach for normalizing angular work and velocity during isotonic and isokinetic eccentric training. *J Athl Train.* 2012;47(2):125-9. [ISI-IF: 1.682]
- ACL7. **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises. *Eur J Appl Physiol.* 2011;111(11):2723-33. [AERES STAPS – 2e] [ISI-IF: 2.66]
- ACL6. Canello R, Rouault C, **Guilhem G**, Bedel JF, Poitou C, Di Blasio AM, Basdevant A, Tordjman J, Clément K. Urokinase plasminogen activator receptor in adipose tissue macrophages of morbidly obese subjects. *Obes Facts.* 2011;4(1):17-25. [ISI-IF: 1.856]
- ACL5. **Guilhem G**, Cornu C, Nordez A, Guével A. A new device to study isoload eccentric exercise. *J Strength Cond Res.* 2010;24(12):3476-83. [ISI-IF: 1.848]
- ACL4. **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.
- ACL3. **Guilhem G**, Guével A, Cornu C. A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(5):1000-6. [AERES STAPS – 1e] [ISI-IF: 2.372]
- ACL2. **Guilhem G**, Dorel S, Hug F. Effect of a prior short simulated training session on the subsequent occurrence of ventilatory thresholds. *J Sci Med Sport.* 2009;12(2):273-9. [AERES STAPS – 3e] [ISI-IF: 1.57]
- ACL1. Canello R, Tordjman J, Poitou C, **Guilhem G**, Bouillot J-L, Hugol D, Coussieu C, Basdevant A, Bar Hen, Bedossa P, Guerre-Millot M, Clément K. Increased infiltration of macrophages in omental white adipose tissue associates with marked hepatic lesions in human morbid obesity. *Diabetes.* 2006;55(6):1554-61. [ISI-IF: 7.955]

## Évaluation de l'impact des articles publiés

Position	N°	Année	Revue	Facteur d'impact <sup>6</sup>	Rang AERES <sup>7</sup>	Citations <sup>8</sup>
2/6	ACL34	2017	Scand J Med Sports Sci	3.025	2	0
3/3	ACL33	2017	Scand J Med Sports Sci	3.025	2	0
5/6	ACL32	2017	Sports Biomech	1.209	3	0
4/5	ACL31	2017	Eur J Appl Physiol	2.328	2	0
2/6	ACL30	2017	Sports Biomech	1.209	3	0
4/6	ACL29	2016	Muscle Nerve	2.713	2	0
5/7	ACL28	2016	Med Sci Sport Exerc	4.041	1	0
4/4	ACL27	2016	Int J Sport Physiol Perform	3.042	2	0
7/7	ACL26	2016	Frontiers Physiol	4.031	1	0
5/5	ACL25	2016	Muscle Nerve	2.713	2	0
1/7	ACL24	2016	Acta Physiologica	4.382	2	4
4/7	ACL23	2016	Scand J Med Sports Sci	3.025	2	6
1/6	ACL22	2016	Frontiers Physiol	4.031	1	1
4/4	ACL21	2016	J Appl Biomech	1.01	2	2
3/5	ACL20	2015	J Appl Physiol	3.004	1	2
2/4	ACL19	2015	J Electromyogr Kinesiol	1.530	1	0
2/4	ACL18	2015	J Electromyogr Kinesiol	1.530	1	3
4/4	ACL17	2015	Int J Sports Med	2.528	3	7
1/4	ACL16	2014	J Electromyogr Kinesiol	1.725	1	4
2/4	ACL15	2014	Comput Methods Biomech Biomed Engin	1.793	1	0
6/6	ACL14	2014	Acta Physiol	4.251	2	16
1/5	ACL13	2014	Med Sci Sports Exerc	4.459	1	7
1/7	ACL12	2013	Am J Sports Med	4.699	1	15
1/4	ACL11	2013	Med Sci Sports Exerc	4.475	1	18
3/4	ACL10	2012	Comput Methods Biomech Biomed Engin	1.393	2	0
2/4	ACL9	2012	Med Sci Sports Exerc	4.475	1	27
1/3	ACL8	2012	J Athl Train	1.682	-	2
1/3	ACL7	2011	Eur J Appl Physiol	2.66	2	23
3/9	ACL6	2011	Obes Facts	1.856	-	7
1/4	ACL5	2010	J Strength Cond Res	1.848	-	8
1/3	ACL4	2010	Ann Phys Rehabil Med	-	-	42
1/3	ACL3	2010	J Electromyogr Kinesiol	2.372	1	9
1/3	ACL2	2009	J Sci Med Sport	1.570	3	1
4/12	ACL1	2006	Diabetes	7.955	1	427
<b>Moyenne</b>				<b>2.90</b>		<b>18</b>

Les articles publiés en premier, deuxième ou dernier auteur sont indiqués en noir (25/34).

Les contributions comme co-auteur sont indiquées en grisé (9/34).

Facteur H au 03/03/2017 : 8.

<sup>6</sup> Facteur d'impact : source ISI.

<sup>7</sup> Liste des revues AERES pour le domaine STAPS (Mise à jour le 5 avril 2012)

<sup>8</sup> Nombre de citations : sources Scopus, Research Gate et Publish or Perish au 03/03/2017.

### Conférences invitées

---

- C-INV3. **Guilhem G.** (2015) Elastography: a new tool to further study muscle damage? XXXIII<sup>th</sup> International Conference on Biomechanics in Sport. Poitiers, June.
- C-INV2. **Guilhem G.** (2014) Causes and influence factors of muscle strain injuries: which targets for prevention? INSEP Conference – Enhancing muscle capacities: force, power, velocity. Paris, May.
- C-INV1. **Guilhem G.** (2013) Contribution of innovative resistance modalities and associated technologies in the periodization of muscle training. INSEP Conference – Training periodization. Paris, October.

### Communication dans un congrès international avec actes

---

- C-ACTI12. **Guilhem G,** Doguet V, Hauraix H, Lacourpaille L, Jubeau M, Nordez A, Dorel S. (2015) Relationship between muscle fascicles behavior during maximal eccentric exercise and subsequent muscle damage. XXIII<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics. Glasgow, July.
- C-ACTI11. Hauraix H, Dorel S, **Guilhem G,** Rabita G, Nordez A. (2014) Biomechanical features are involved in muscle fascicle velocity during plantar flexions. XX<sup>th</sup> Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Rome, July.
- C-ACTI10. Plautard M, Cornu C, **Guilhem G,** Guével A. (2014) Neuromuscular adaptations to fatigue: comparison between isoload versus isokinetic concentric training. XX<sup>th</sup> Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Rome, July.
- C-ACTI9. **Guilhem G,** Lacourpaille L, Hug F, Dibie C, Nordez A. (2013) Changes in localized mechanical properties and edema following exercise-induced muscle damage. XXIII<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics. Natal, August.
- C-ACTI8. **Guilhem G,** Hug F, Couturier A, Regnault S, Bournat L, Filliard JR, Dorel S. (2012) Effects of local cryotherapy on muscle recovery subsequent to strenuous eccentric exercise: a multi-channel EMG and MRI study. XIX<sup>th</sup> Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology. Brisbane, July.
- C-ACTI7. **Guilhem G.** (2011) Effects of local cryotherapy on muscle recovery subsequent to strenuous eccentric exercise. VII<sup>th</sup> ACPS International Forum on elite sport. Paris, August.
- C-ACTI6. **Guilhem G,** Cornu C, Guével A. (2010) Muscle adaptations induced by two eccentric training modes. XV<sup>th</sup> European Congress of Sports Science. Antalya, June.
- C-ACTI5. **Guilhem G,** Cornu C, Guével A. (2009) Muscle activity and muscular architecture variation during lengthening contractions in isotonic and isokinetic modes. XXII<sup>th</sup> Congress of the International Society of Biomechanics. Cape Town, July.
- C-ACTI4. **Guilhem G,** Cornu C, Guével A. (2009) Isotonic and isokinetic eccentric trainings: standardization applied methodology. XXXIV<sup>th</sup> Congress of the French Society of Biomechanics. Toulon, September.
- C-ACTI3. **Guilhem G,** Cornu C, Guével A. (2009) Effet de l'intensité sur la standardisation des modalités isocinétique et isotonique en régime de contraction excentrique. Theme day of the French Society of Biomechanics. Poitiers, May.
- C-ACTI2. **Guilhem G,** Nordez A, Lafoux A, Guével A. and C. Cornu. (2008) Development of a methodology for the standardization of isotonic vs. isokinetic eccentric contraction modes. XXXIII<sup>th</sup> Congress of the French Society of Biomechanics. Compiègne, September.
- C-ACTI1. **Guilhem G,** Dorel S, Hug F. (2007) [Effets d'un exercice préalable sur l'apparition des seuils ventilatoires]. XII Congrès de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives. Leuven, November.

### Communication dans un congrès national avec actes

---

- C-ATN4. **Guilhem G**, Dorel S, Couturier A, Filliard JR., Hug F. (2011) Effects of local cryotherapy on muscle recovery subsequent to strenuous eccentric exercise: a multi-channel EMG and MRI study. INSEP Conference – Prevention and management of injury. Paris, June.
- C-ATN3. **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. (2010) Comparison of neuromuscular adaptations induced by isotonic and isokinetic eccentric training. II<sup>th</sup> Cometti's Conference. Dijon, September.
- C-ATN2. **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. (2009) Effects of eccentric training on neural inhibition. II<sup>th</sup> Scientific day of the University of Nantes. Nantes, June.
- C-ATN1. **Guilhem G**, Dorel S, Hug F. (2007) Use of ventilatory thresholds to evaluate exercise intensity distribution during a training or a competition. II<sup>th</sup> Conference on Sport and Research in Pays De la Loire. Le Mans, October. \*Young investigator award\*

### Communications affichées

---

- C-AFF2. **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. (2009) Effects of eccentric training on neuromuscular system. III<sup>th</sup> Conference on Sport and Research in Pays De la Loire. Angers, October.
- C-AFF1. **Guilhem G**, Cornu C, Guével A. (2008) Comparison of isotonic and isokinetic eccentric contractions : methods and perspectives. PhD Forum of Chemistry-Biology Doctoral School. Nantes, June. \*Poster award\*

### Articles de vulgarisation

---

- PV-A4. **Hager R**, Dorel S, Nordez A, **Guilhem G**. L'innovation technologique, clef de l'entraînement de la puissance et de la vitesse. *Réflexions Sport*. 2016;14:4-19.
- PV-A3. **Guilhem G**, Frey A, Avrillon S, Lacourpaille L. Blessure musculaire: zoom sur les ischio-jambiers. *Réflexions Sport*. 2016;13:4-29.
- PV-A2. **Guilhem G**. L'entraînement musculaire à la croisée des chemins. *Réflexions Sport*. 2014;9:58-81.
- PV-A1. **Guilhem G**. L'effet de la cryothérapie locale sur la récupération musculaire subséquente à un exercice excentrique fatiguant. *Réflexions Sport*. 2012.

### Ouvrages, chapitres d'ouvrage

---

- OS-C2. Dorel S, **Guilhem G**. (2013) Applications thermiques locales en médecine sportive. In *Récupération et performance sportive*. ed. INSEP.
- OS-C1. **Guilhem G**, Hug F, Couturier A, Filliard JR, Dibie C, Dorel S. (2013) Evaluation of cold-air application on muscle recovery following exercise induced muscle damage. In *Recovery for performance in sport*. ed. Champaign: Human Kinetics.

## Expérience dans l'animation de recherche

---

- 2015 - Présent** **Co-direction de la thèse de M. Simon Avrillon**, soutenance envisagée en Septembre 2018.  
Titre de la thèse : « Exploration biomécanique des mécanismes lésionnels en course à pied »  
Financement : contrat doctoral de l'Université Paris-Saclay  
Directeur de thèse : Pr François Cottin
- 2015 - Présent** **Co-direction de la thèse de M. Robin Hager**, soutenance envisagée en Février 2019.  
Titre de la thèse : « Solutions ergométriques innovantes pour l'exploration des interactions muscle-tendon et le développement des qualités puissance-vitesse »  
Financement : partenariat ACTECH (36 k€)  
Directeur de thèse : Dr Christine Hanon
- 2015 - 2016** **Accueil du séjour de recherche international de Beatriz Bachero Mena**, doctorante à l'Université de Séville (ESP), durée : 5 mois  
Titre du projet : « Analyse des coordinations musculaires mises en jeu lors de séances d'entraînement spécifiques chez des coureurs de 800 m élites »  
Financement : bourse du Ministère Espagnol de la Science et de l'Éducation
- Accueil du séjour de recherche international d'Antonio Morales-Artacho**, doctorant à l'Université de Grenade (ESP), durée : 7 mois  
Titre du projet : « Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: cycling vs. foam rolling »  
Financement : bourse du Ministère Espagnol de la Science et de l'Éducation (FPU 13/04801)  
Article publié : ACL33
- 2015 - Présent** **Co-direction du post-doctorat de Sasa Vuk**, enseignant-chercheur à l'Université de Zagreb, Croatie, durée : 3 mois.  
Titre de la thèse : « Relations force-vitesse fasciculaire et articulaire en saut vertical allégé et chargé »  
Financement : fonds propres INSEP et Université de Zagreb  
Réfèrent à l'Université de Zagreb : Goran Markovic
- 2012 - 2016** **Co-encadrement de la thèse de M. Mathieu Plautard**, soutenue le 18 Mars 2016  
Titre de la thèse : « Effet de la modalité de résistance sur les adaptations neuromusculaires - Comparaison d'un entraînement en endurance de force isoinertiel vs. isocinétique »  
Financement : contrat doctoral de l'Université de Nantes  
Directeur de thèse : Pr Arnaud Guével  
Articles publiés : ACL15, ACL19, ACL30
- 2011 - 2013** **Co-direction de la thèse de Caroline Giroux**, soutenue le 13 novembre 2013.  
Titre de la thèse: « Analyse des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance dans les activités sportives explosives »  
Financement : contrat doctoral de l'Université de Rouen  
Directeur de thèse : Pr Didier Chollet  
Articles publiés : ACL17, ACL18, ACL21
- 2009 - Présent** **Directions et co-directions de stage de 7 étudiants de Master 2**  
Articles publiés : ACL27, AS1
- 2009 - Présent** **Directions et co-directions de stage de 6 élèves ingénieurs**

## Collaborations scientifiques

---

Schulthess Clinic, Zürich, Dr. N. Maffiuletti

Université Libre de Bruxelles, Pr. J. Duchateau

Université de Liège, Dr. Boris Jidovsteff

Université de Nantes, Pr. François Hug, Pr. A. Guével, Dr S. Dorel, Dr. A. Nordez, Dr. M. Jubeau, Pr. C. Cornu

Université de Rouen, Pr. Didier Chollet

ESIEE Paris, École de l'Innovation Technologique, Pr Hugues Talbot

Institut de Recherche Biomédicale des Armées, Brétigny (FRA), Dr. M. Chennaoui

#### Participation à des contrats de recherche

---

- 2015 – 2017**     **Ministère de la jeunesse, des sports et de la vie associative (BLESSI - n°15-i-009)**  
 Titre du projet : « Caractérisation des propriétés élastiques musculaires par élastographie : une nouvelle approche de la blessure »  
 Financement : 26 k€  
 Porteurs du projet : Gaël GUILHEM et Lilian LACOURPAILLE
- 2014 – 2016**     **Ministère de la jeunesse, des sports et de la vie associative (MecatronEs - n°14-i-015)**  
 Titre du projet : « Analyse biomécanique et musculaire de l'exercice mécatronique: une innovation capitale pour l'entraînement musculaire? »  
 Financement : 40 k€  
 Porteurs du projet : Gaël GUILHEM
- 2014 – 2016**     **Région des Pays de la Loire (ANOPACy - n°14-i-009)**  
 Titre du projet : « Analyse et optimisation des performances en Aviron et Cyclisme : l'impact de nouvelles technologies de recherche et d'aide à l'entraînement. »  
 Financement : 431 k€  
 Porteur du projet : Arnaud GUÉVEL  
 Articles publiés : ACL24, ACL25, ACL26, ACL28, ACL29, AS4
- 2010 – 2012**     **Ministère de la jeunesse, des sports et de la vie associative (SBCE - n°10-i-007)**  
 Titre du projet : « Étude des paramètres biologiques et fonctionnels associés à l'apparition de la fatigue chez l'athlète élite »  
 Financement : 25 k€  
 Porteur du projet : Gaël GUILHEM  
 Article publié : ACL22

#### Expertise scientifique

---

Éditeur pour la revue PLoS One

Éditeur pour la revue Frontiers in Physiology

Expert pour les revues :

- BMC Central (1)
- Clinical Physiology and Functional Imaging (1)
- European Journal of Applied Physiology (6)- European Journal Sports Science (1)
- Frontiers in Physiology (5)
- International Journal of Sports Medicine (1)
- International Journal of Sports Physiology & Performance (2)
- Journal of Applied Physiology (2)
- Journal of Applied Biomechanics (1)
- Journal of Biomechanics (1)
- Journal of Electromyography & Kinesiology (2)

- Journal of Physical Education (1)
- Journal of Sports Sciences (3)
- Medicine & Science in Sports & Exercise (1)
- Physical Therapy in Sport (1)
- PLoS One (16)
- Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports (1)
- Science & Sports (3)
- SciTechnol (1)
- Sports Medicine (2)

- Jury de thèse :**
- Invité de la thèse de Valentin Doguet (2016, Université de Nantes)
  - Invité de la thèse de Mathieu Plautard (2016, Université de Nantes)
  - Invité de la thèse de Hugo Hauraix (2015, Université de Nantes)
  - Examineur de la thèse de Marcela Munera (2014, Université de Reims)
  - Examineur de la thèse de Roland Julienne (2010, Université de Caen)

### Sociétés savantes, réseaux

---

- Membre de l'International Society of Biomechanics (ISB)
- Membre de l'International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK)
- Membre de la Société de Biomécanique (SB)
- Membre du réseau Recherche et Sport en Pays de la Loire (RSPDL)

### Médias

---

- « Le dunk est une forme de saut en hauteur ». **L'Équipe**. 20 Février 2017.
- Visites privées : L'amour du sport. **France 2**. 2016 Octobre 5.
- INSEPTION : Dans la foulée de Jimmy Vicaut. **L'Équipe 21 TV**. 2016 Juin 23.
- Pourquoi ils peuvent courir plus longtemps. **L'Équipe**. 2016 Juin 9.
- Au cœur de la ruche olympique. **Le Parisien**. 14 Avril 2016.
- La NASA du sport. **L'Équipe Magazine**. 13 Février 2016.
- Stade 2 - L'INSEP en ébullition avant Rio. **France 2**. Décembre 2015.
- On n'est pas que des cobayes ! **France 4**. Décembre 2014.
- La bande à Elo : le biomécanicien. **L'Équipe**. Août 2014.
- Air-pulsed cryotherapy: no effect on long-term recovery of damaged muscles. **OrthoEvidence**. 2014 July.
- Rapid cooling does little for strained muscles. **Reuters Health**. 2013 June.
- Friday interview – Dr. Gaël Guilhem Ph.D discusses cryotherapy. **SwimmingScience.net**. 2013 June.
- Djokovic, l'homme élastique. **L'Équipe**. 7 Juin 2013.
- Un champion au scanner. **100% Badminton**. Août 2012.
- Athlétisme : le muscle clé de la performance. **Les Échos**. Juillet 2012.
- C'est pas sorcier ! **France 3**. 2012.

### 1.3 Activité pédagogique

2015 – 2016	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Poitiers</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Faculté de Médecine et de Maïeutique, Université de Lyon Sud</p> <p>35 h CM (soit 52 h eq TD)</p>
2014 – 2015	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Poitiers</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Faculté de Médecine et de Maïeutique, Université de Lyon Sud</p> <p>35 h CM (soit 52 h eq TD)</p>
2013 – 2014	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Institut de formation en éducation physique et en sport d'Angers/Les Ponts de Cé</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Poitiers</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Faculté de Médecine et de Maïeutique, Université de Lyon Sud</p> <p>35 h CM (soit 52 h eq TD)</p>
2012 – 2013	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>Enseignant-vacataire CM, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Institut de formation en éducation physique et en sport d'Angers/Les Ponts de Cé</p> <p>40 h CM (soit 60 h eq TD)</p>
2011 – 2012	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>Enseignant-vacataire TD/TP, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant-vacataire CM, Institut de formation en éducation physique et en sport d'Angers/Les Ponts de Cé</p> <p>27 h CM (soit 40 h eq TD)</p>
2010 – 2011	<p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>15 h CM (soit 22 h eq TD)</p>
2009 – 2010	<p>Enseignant-vacataire TD/TP, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>11 h CM (soit 16 h eq TD)</p>
2008 – 2009	<p>Enseignant-vacataire TD/TP, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>Enseignant, INSEP, Paris</p> <p>3 h CM, 22 h TD, 54 h TP (soit 62 h eq TD)</p>
2007 – 2008	<p>Enseignant-vacataire TD/TP, UFR STAPS, Université de Nantes</p> <p>33 h TD, 18 h TP (soit 45 h eq TD)</p>



#### 1.4 Responsabilités administratives

2016 – Présent Directeur du Laboratoire Sport, Expertise et Performance, Unité Recherche de l'INSEP

2014 – Présent Membre élu au Conseil Scientifique Médical et de Formation de l'INSEP

2007 – 2009 Membre élu au Conseil Scientifique de l'UFR STAPS de l'Université de Nantes

#### 1.5 Contribution à l'accompagnement scientifique de la performance

2010 – Présent Fédération Française d'Escrime : accompagnement scientifique et recherche

2012 – 2016 Fédération Française d'Aviron : accompagnement scientifique

2012 – 2015 Fédération Française de Canoë-Kayak : accompagnement scientifique

2010 – Présent Fédération Française de Taekwondo et Disciplines Associées : accompagnement scientifique et recherche

2009 – Présent Fédération Française d'Athlétisme : accompagnement scientifique et recherche

2009 – Présent INSEP : évaluation et suivi des qualités musculaires



## Chapitre 2 – Synthèse des travaux de recherche |

## 2.1 Introduction

Le cœur des travaux présentés dans ce mémoire concerne **l'exploration *in vivo* des propriétés musculaires et leurs liens avec la performance sportive**. L'originalité majeure de nos travaux réside principalement dans l'utilisation de techniques non-invasives pour mieux comprendre les interactions muscle-tendon lors de la contraction et les adaptations induites par la contrainte mécanique. Les méthodes mobilisées dans cette optique ont franchi les portes du laboratoire, afin notamment d'identifier des paramètres innovants des capacités musculaires, de mieux comprendre l'activité sportive et optimiser la performance.

Ce mémoire d'habilitation à diriger des recherches s'inscrit ainsi dans le cadre de la biomécanique et de la physiologie neuromusculaire et comprend quatre axes principaux.

Le premier axe intitulé « **comportement du système neuromusculaire en contraction excentrique** » vise à décrire le fonctionnement du système neuromusculaire et le comportement de l'unité muscle-tendon lors de contractions excentriques maximales. Dans le prolongement de ma thèse de doctorat, ce travail s'est appuyé sur les méthodes d'électromyographie de surface, d'échographie haute-fréquence et d'électrostimulation, couplées à un ergomètre isocinétique Con-Trex MJ acquis par le Laboratoire SEP à mon arrivée en 2009. Les études mises en place dans ce contexte ont donc représenté le développement d'un nouveau thème de recherche au sein de l'équipe. Les logiciels de suivi automatique des fascicules musculaires et les outils de stimulations automatisées développés par Antoine Couturier, ingénieur de recherche au sein du laboratoire ont significativement accéléré la conduite de ces projets. Cet axe continue d'être développé au travers de la thèse de doctorat de Simon Avrillon intitulée « Exploration biomécanique des mécanismes lésionnels du muscle en course à pied »<sup>9</sup>.

Le deuxième axe de recherche s'intéresse à la **plasticité du système neuromusculaire à l'exercice excentrique** aigu (dommages) et chronique (entraînement). Notre équipe s'est attachée également à évaluer les effets du froid sur la fonction musculaire, contre-mesure largement proposée dans la littérature pour améliorer la récupération après un exercice traumatisant. Le développement de ces travaux s'est adossé à un financement du ministère chargé des sports<sup>10</sup> et un financement de la Région des Pays de la Loire<sup>11</sup>. Les études réalisées dans le cadre de ces deux premiers axes ont été réalisées en collaboration avec plusieurs membres de l'équipe du Laboratoire MIP de l'Université de Nantes (en particulier Sylvain Dorel, Arnaud Guével, François Hug, Marc Jubeau et Antoine Nordez). Elles ont donné lieu à plusieurs accueils d'étudiants en thèse que j'ai co-encadrés à cette occasion, principalement sur le site de l'INSEP (Valentin Doguet, Hugo Hauraix, Lilian Lacourpaille, Mathieu Plautard).

<sup>9</sup> Contrat doctoral obtenu au concours de l'ED 566, Université Paris Saclay.

<sup>10</sup> Projet 07-i-006 intitulé « Effets de la cryothérapie sur la récupération musculaire subséquente à un exercice excentrique fatiguant : étude par EMG et IRM ». Montant de la subvention : 55 k€.

<sup>11</sup> Projet ANOPACy (contrat n°14-i-009) intitulé « Analyse et optimisation des performances en Aviron et Cyclisme : l'impact de nouvelles technologies de recherche et d'aide à l'entraînement. » Montant de la subvention : 431 k€

Le troisième axe porte sur les **relations entre propriétés musculaires et performance à haute-intensité**. Il vise à éprouver l'intérêt de méthodes d'évaluation innovantes des capacités musculaires et l'impact de la pratique sportive de haut-niveau sur ces facteurs. Une partie des travaux a été menée en collaboration avec le Dr. Nicola Maffiuletti (Clinique Schülthess de Zürich, Suisse). Une partie importante de ce travail a été menée dans le cadre de la thèse de Caroline Giroux<sup>12</sup> intitulée « Analyse des déterminants biomécaniques et neuromusculaires de la performance dans les activités sportives explosives », co-dirigée avec Giuseppe Rabita (INSEP) et Didier Chollet (Université de Rouen) et la thèse de doctorat d'Hugo Hauraix (Université de Nantes), en collaboration avec Giuseppe Rabita, Antoine Nordez et Sylvain Dorel. Nous avons constitué ainsi un groupe de recherche qui s'intéresse depuis quatre ans aux facteurs mécaniques et neuromusculaires qui influencent les capacités force-puissance-vitesse. Réalisés en collaboration avec de nombreux pôles France des fédérations sportives basés à l'INSEP (pôles France d'Athlétisme, de Cyclisme, d'Escrime, de Natation, de Taekwondo et Disciplines Associées), ces études permettent de contribuer à la compréhension de la haute performance dans des mouvements simples mono- (e.g. flexion de cheville, extension de genou) et pluri-articulaires (e.g. saut vertical). Ce thème de recherche a été alimenté par trois stage internationaux effectués par Antonio Morales-Artacho (Université de Grenade, Espagne), Beatriz Bachero-Mena (Université de Séville, Espagne) et Sasa Vuk (Université de Zagreb, Croatie) à l'INSEP. Notre groupe poursuit actuellement ses efforts sur cette thématique à travers la thèse de doctorat de Robin Hager intitulée « Solutions ergométriques innovantes pour l'exploration des interactions muscle-tendon et le développement des qualités puissance-vitesse ».

Le quatrième axe consiste en l'**analyse des déterminants musculaires de la performance sportive de haut-niveau**. Il s'est matérialisé principalement à travers la mise en œuvre d'un projet financé par le ministère chargé des sports<sup>13</sup> et la thèse de doctorat de Caroline Giroux. Mises en œuvre dans les conditions réelles de pratique, ces études ont visé à décrire l'activité afin d'identifier précisément les besoins des sportifs de haut-niveau en matière d'entraînement musculaire dans des disciplines dites « explosives ». Un financement du ministère chargé des sports nous permet de poursuivre aujourd'hui le développement de cet axe<sup>14</sup>.

Pour des raisons de cohérence et de clarté du manuscrit, une partie des publications issues de mes travaux depuis l'obtention de la thèse ne sont pas présentées dans ce mémoire (4 articles sur les 28 publiés depuis la thèse).

---


<sup>12</sup> Contrat doctoral obtenu au concours de l'ED 556, Université de Rouen.

<sup>13</sup> Projet SBCE - n°10-i-007 intitulé « Étude des paramètres biologiques et fonctionnels associés à l'apparition de l'état de fatigue chez l'athlète élite ».

<sup>14</sup> Projet Sprint - n°14-i-029 intitulé « Analyse mécanique et neuromusculaire du sprint en résistance et assistance (survitesse) : mieux caractériser pour améliorer les performances ».

## 2.2 Comportement du système neuromusculaire en contraction excentrique

### 2.2.1 État de la question



**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.

Le mouvement humain est le résultat de la transformation d'énergie chimique en énergie mécanique au niveau du muscle (production d'énergie active) ou de l'utilisation d'énergie mécanique emmagasinée dans les structures élastiques du muscle et surtout du tendon, lorsque ces tissus sont mis en tension (stockage-restitution d'énergie passive) (Lieber et Ward, 2011). Lorsque la force est produite dans la direction du mouvement, le muscle contribue au déplacement de la charge mobilisée (contraction concentrique, e.g. extension de la jambe). À l'inverse, lorsque les processus de production d'énergie active et d'absorption d'énergie passive sont associés, le muscle se contracte tout en étant soumis à un allongement des fibres qui le composent, lors d'une contraction excentrique (e.g. au niveau des quadriceps lors de la réception d'un saut). Les premières études sur le travail frénateur effectué lors des contractions excentriques datent de la fin du 19<sup>e</sup> siècle (Chauveau, 1896). Le physiologiste et anatomiste français Auguste Chauveau, montrait notamment une consommation d'oxygène et une dépense énergétique plus faibles lors du « travail résistant » par rapport au « travail moteur » (Fig. 2).

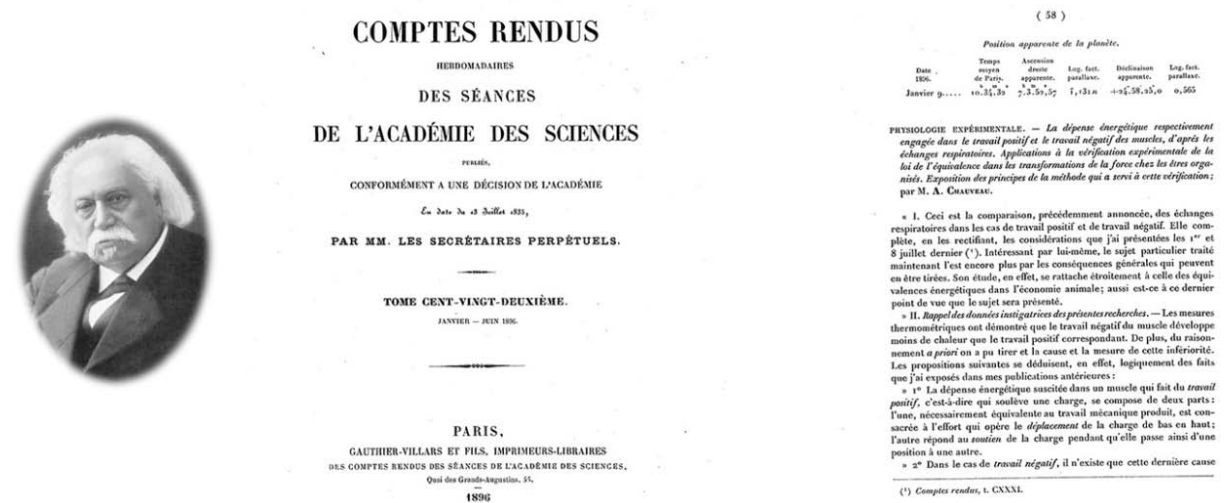


Fig. 2. Extrait des Comptes-rendus des Séances de l'Académie des Sciences publié en 1896 par Auguste Chauveau portant sur la « dépense énergétique respectivement engagé dans le travail positif et le travail négatif des muscles ». Source en accès libre [www.gallica.bnf.fr](http://www.gallica.bnf.fr).

Si les mécanismes qui régissent les contractions concentriques sont relativement bien expliqués dans la littérature (i.e. formation des ponts actine-myosine), ces modèles ne sont pas parfaitement transposables à la compréhension des propriétés du muscle en contraction excentrique. Pourtant, ce mode d'action musculaire associé aux actions frénatrices est présent dans plusieurs tâches de la vie quotidienne (e.g. marche, course à pied en descente), voire essentiel à la performance motrice dans de nombreuses activités physiques et sportives (e.g. changements de direction, prise d'impulsion, réception d'un saut).

De nombreux auteurs ont montré que les contractions excentriques produisent des couples de force supérieurs à ceux résultant de contractions concentriques ou isométriques (contractions statiques, i.e. sans changement de longueur des fibres musculaires), notamment en raison de la force passive issue de la mise en tension des structures élastiques. Ce mécanisme avait déjà été observé par Chauveau (1896) comme un des facteurs expliquant la moindre dépense énergétique lors du travail frotteur. A. V. Hill (1938) a décrit cette propriété du muscle comme résultant d'un étirement plus important des ponts actine-myosine qui produisent donc plus de force en contraction excentrique. Pourtant, le modèle classique du cycle de formation des ponts actine-myosine ne permet pas d'expliquer certains phénomènes mécaniques, notamment l'augmentation de la force résiduelle, qui fait référence à une force musculaire supérieure lorsqu'une contraction isométrique est précédée d'une contraction excentrique, par rapport à une contraction isométrique isolée (Abbott et Aubert, 1952). À travers une série de publications récentes, Herzog et al. (2016) proposent ainsi un nouveau modèle de la contraction musculaire faisant intervenir des interactions entre les protéines d'actine et de titine, dont les prédictions de niveau de contrainte s'approchent des valeurs mesurées expérimentalement (Fig. 3).

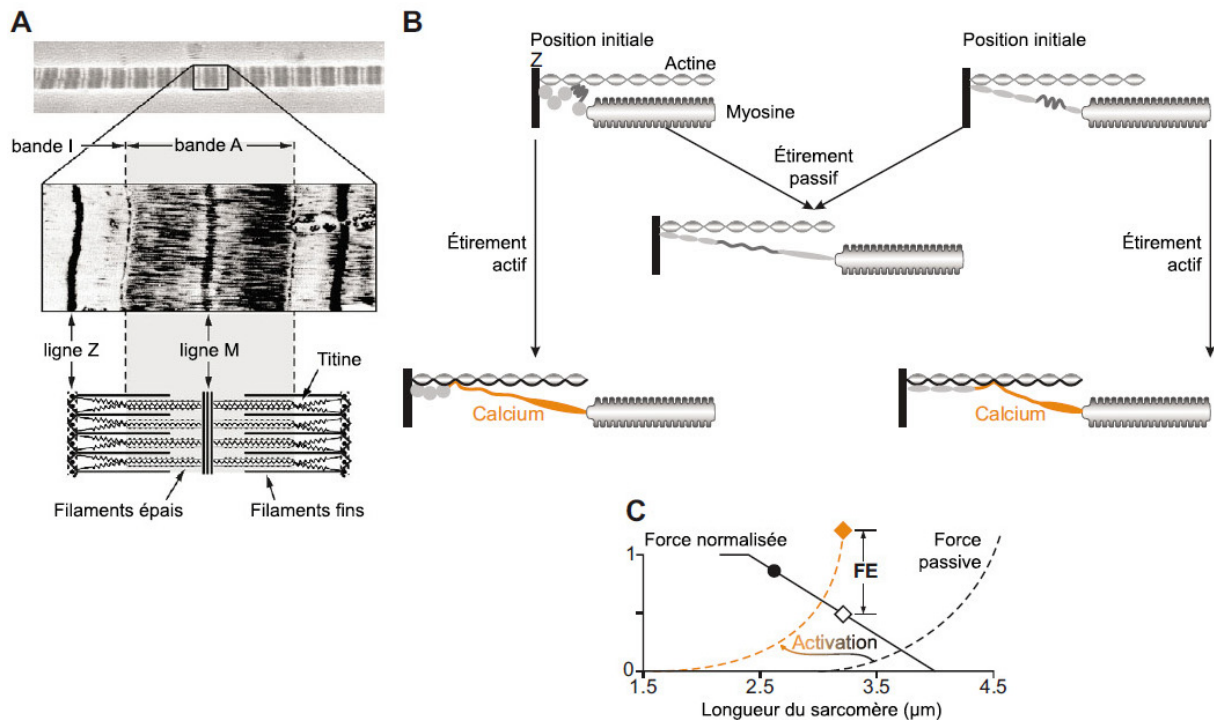


Fig. 3. Modèle de contraction musculaire incorporant la titine comme le troisième filament contribuant à la régulation de la force avec l'actine et la myosine. (A) Image de microscopie électronique d'une myofibrille isolée (haut) et représentation schématique des 3 filaments du sarcomère (bas). (B) Proposition schématique de contraction musculaire incluant la titine comme une protéine de régulation de la force. Dans la partie supérieure, deux sarcomères sont présentés avec une longueur initiale raccourcie (gauche) et allongée (droite). Si ces deux sarcomères sont étirés passivement à partir de ces deux configurations initiales, la longueur du sarcomère et la force passive sont équivalentes (centre du schéma ; étirement passif). En revanche, si ces sarcomères sont d'abord activés (haut du schéma), la titine se lie à l'actine à un site plus proximal (longueur initiale courte) ou distal (longueur initiale élevée), induisant ainsi un étirement plus important de la partie libre lorsque la longueur initiale du sarcomère est courte que lorsqu'elle est élevée. Dans le même temps, le calcium se fixe sur des sites spécifiques de la titine lors de l'activation du sarcomère, augmentant ainsi la raideur au fragment libre, ajoutant ainsi une force additionnelle due à la titine lorsque les sarcomères sont étirés activement par rapport à un étirement passif. (C) Relations force-longueur du sarcomère en conditions active et passive. FE, augmentation de la force (*force enhancement*). D'après Herzog (2014).

Si ce mémoire n'a pas vocation à aborder la question des mécanismes moléculaires de la contraction excentrique, ces données montrent l'intérêt de l'étude de la contraction excentrique pour mieux comprendre les propriétés physiologiques et biomécaniques fondamentales du muscle. Elles mettent également en exergue l'effervescence actuelle autour du fonctionnement du muscle face à ces sollicitations spécifiques.

*In vivo*, l'exploitation du potentiel de production de force supérieur en condition excentrique par rapport aux autres régimes de contraction dépend de la commande transmise par le système nerveux aux muscles. Le niveau d'activation musculaire dépend en effet du nombre d'unités motrices (ensemble constitué du motoneurone et des fibres musculaires innervées par son axone) recrutées et de leur fréquence de décharge, i.e. le nombre de potentiels d'actions qu'elles génèrent par unité de temps (Duchateau et Enoka, 2011). La force musculaire accrue en contraction excentrique a régulièrement été associée à des niveaux d'activité électromyographique (EMG) plus faibles en comparaison de contractions concentriques ou isométriques (Babault et al., 2001; Westing et al., 1991). De manière similaire, le niveau d'activation mesuré par la surimposition d'une stimulation électrique simple ou d'un train de stimulations sur le muscle ou le nerf lors d'une contraction maximale est souvent inférieur en excentrique (Beltman et al., 2004). Le nombre d'unités motrices recrutées et leur fréquence de décharge enregistrée lors du contrôle de la charge sont également plus faibles que celles utilisées pour soulever cette charge (Del Valle et Thomas, 2005; Nardone et al., 1989) (Fig. 4).

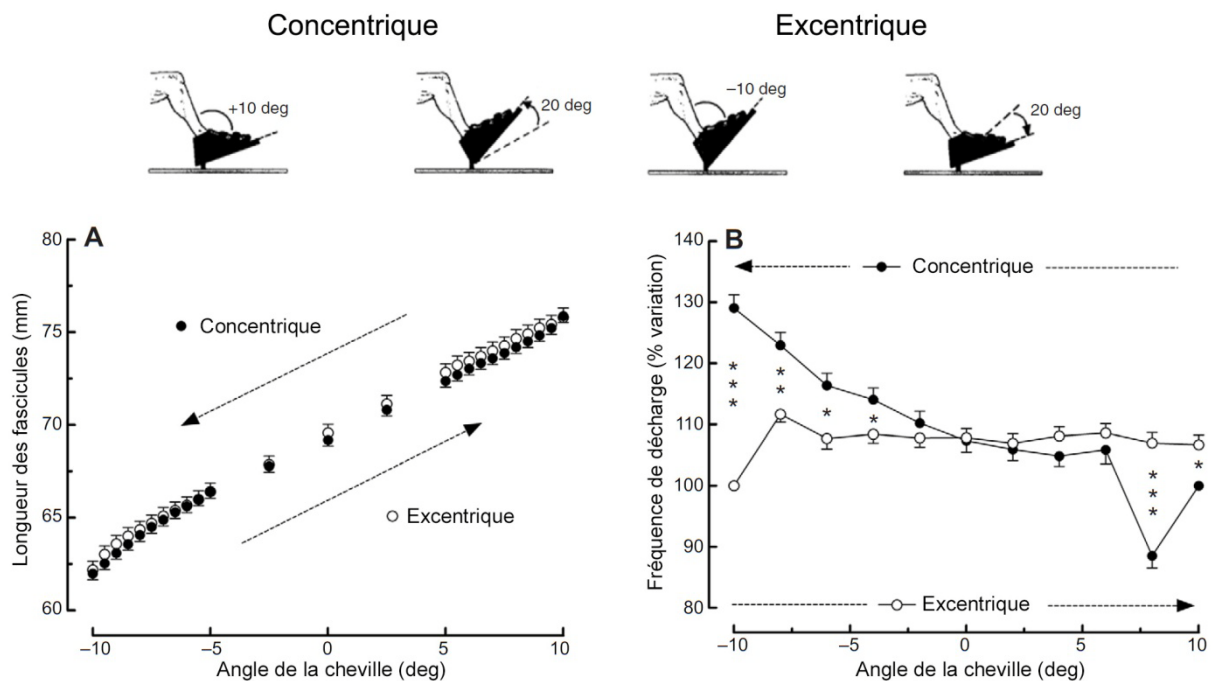


Fig. 4. Modifications de la longueur des fascicules musculaires (A) et de la fréquence de décharge des unités motrices (B) lors de contractions dynamiques. Données enregistrées sur le *tibialis anterior* lors de contractions concentriques et excentriques des fléchisseurs dorsaux de la cheville sur 20 degrés d'amplitude articulaire autour de la position neutre (0°). \* $P < 0.05$ , \*\* $P < 0.01$ , \*\*\* $P < 0.001$ : différences significatives entre les deux régimes de contraction. D'après Pasquet et al. (2006).

Ce recrutement sous-maximal des unités motrices met en évidence un contrôle nerveux spécifique de la contraction excentrique (Enoka, 1996), qui a souvent été considéré comme un mécanisme de régulation de la tension au sein des tissus visant à protéger l'unité muscle-tendon de contraintes excédant ses capacités de



résistance (Del Valle et Thomas, 2005; Westing et al., 1991). À l'inverse, d'autres études suggèrent qu'une activation volontaire réduite permettrait de répartir le stress mécanique sur un ensemble plus réduit d'unités motrices. Ce processus favoriserait les dégradations des tissus musculaire et tendineux (Moritani et al., 1987), interrogeant ainsi la réalité d'un contrôle inhibiteur relié à la tension (Pinniger et al., 2000). Au-delà de ces débats, la fréquence de décharge plus faible observée lors de contractions excentriques maximales et sous-maximales suggère l'implication de structures spinales (e.g. facilitation pré-synaptique et inhibition post-synaptique) et supra-spinales (e.g. augmentation de l'excitabilité corticale) qui limitent la commande nerveuse transmise au muscle (Duchateau et Baudry, 2014a).

Afin de s'affranchir des limites méthodologiques associées aux exercices incluant des variations de vitesse, la plupart des auteurs ont utilisé des ergomètres isocinétiques pour étudier les contractions excentriques (Duchateau et Enoka, 2008). Pourtant, l'application de charges constantes (exercice isoinertiel) et de mouvements à vitesse constante (exercice isocinétique) sont indistinctement utilisés dans les programmes d'entraînement musculaire, de prévention ou de rééducation fonctionnelle sans que la réponse neuromusculaire induites par ces deux modalités d'exercice soit clairement identifiée. Les travaux de Duchateau et Enoka (2008) montrent en effet que les caractéristiques de la tâche motrice peuvent influencer la commande nerveuse lors de la contraction.

Les hauts niveaux de tension associés à l'allongement forcé de l'unité muscle-tendon lors des contractions excentriques peuvent induire des microlésions au sein du muscle (Clarkson et Hubal, 2002). Les altérations fonctionnelles conséquentes à ces dommages musculaires sont bien connues : perte de force, inflammation, œdème (accumulation de liquide intra-musculaire) et sensation de douleur (Lieber et Friden, 2002). Pour autant, notre compréhension des processus mécaniques qui régissent le niveau de dommages musculaires reste incomplète *in vivo*. Les connaissances relatives aux mécanismes des dommages musculaires sont principalement issues d'études réalisées *in vitro* (Butterfield, 2010). Selon la théorie du « *sarcomere popping* » (Morgan, 1990), l'allongement actif induit un étirement rapide des sarcomères et augmente la tension au sein des myofibrilles voisines, conduisant à la rupture des sarcomères les moins résistants. Cependant, la plupart de ces travaux effectués *in vitro* imposaient un étirement induit électriquement, à un niveau d'activation constant (i.e. stimulation à haute fréquence), à un faible nombre de fibres et au-delà des amplitudes physiologiques (Brooks et al., 1995). En conditions *in vivo*, en raison de l'activation du muscle et de la participation des tissus élastiques, le comportement de l'unité muscle-tendon est plus complexe (Cronin et Lichtwark, 2013). Aussi, les processus conduisant aux dommages musculaires ne peuvent être extrapolés des ruptures induites sur une ou quelques fibres, rendant difficile le transfert de ces travaux chez l'homme.

En effet, les contractions excentriques sont souvent considérées comme un allongement de l'unité muscle-tendon alors que le muscle est activé. Toutefois, il semble plus adapté de considérer une contraction excentrique non pas comme l'allongement de l'ensemble muscle-tendon, mais plutôt comme l'allongement des fibres ou des fascicules musculaires en contraction. Ainsi, l'exploration de ces sollicitations devient plus complexe et nécessite un équipement permettant d'analyser le comportement de la machinerie contractile en conditions

dynamiques. Au cours des dernières années, les progrès de l'échographie ont été largement exploités pour analyser les interactions muscle-tendon au cours du mouvement et améliorer notamment notre compréhension de la biomécanique de la locomotion (Fig. 5). Lors de tâches écologiques telles que la marche, il semble que l'allongement des fléchisseurs plantaires est complètement supporté par les tissus tendineux (i.e. aponévroses, tendons) (Fukunaga et al., 2001). Ainsi, les interactions muscle-tendon réduisent l'amplitude et la vitesse de l'étirement appliqué aux fibres activées en conditions naturelles, comparativement aux fibres isolées, le tendon agissant alors comme un véritable amortisseur.

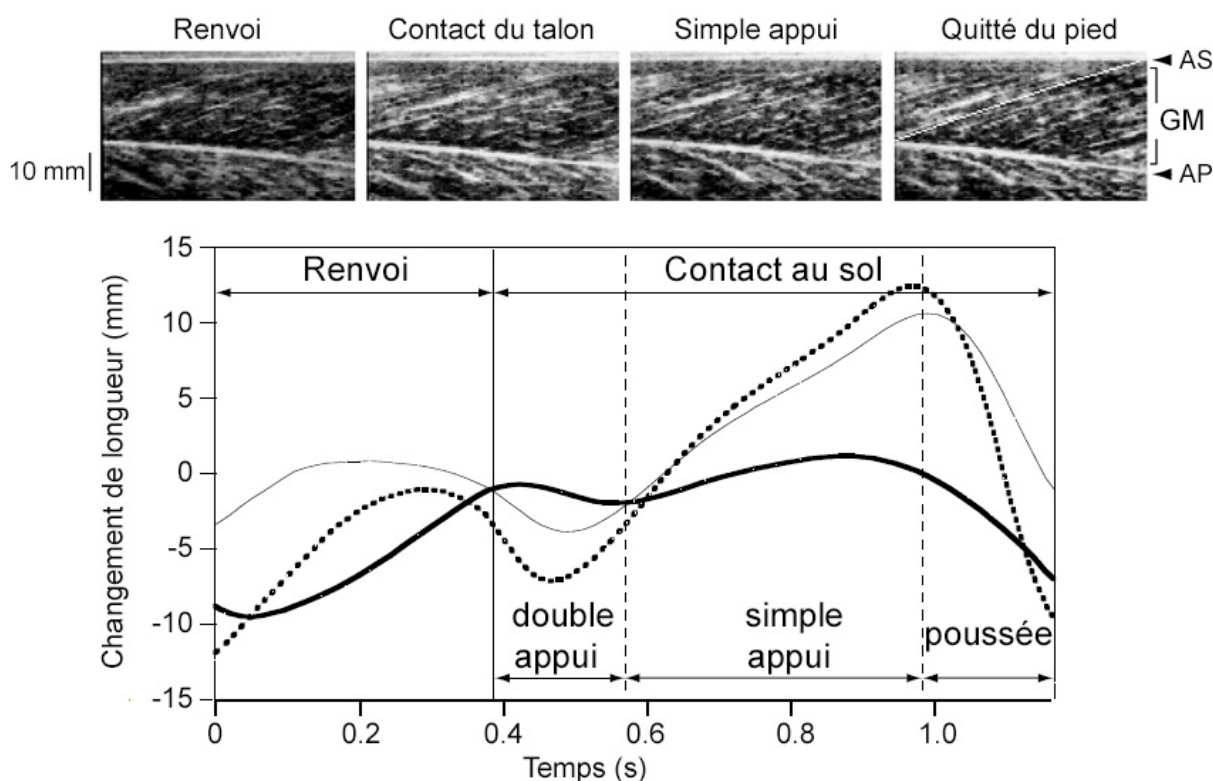


Fig. 5. Changements de la longueur des fascicules musculaires (trait épais), de l'unité muscle-tendon (trait pointillé) et des tissus tendineux (trait fin) du *gastrocnemius medialis* (GM) enregistrés par échographie (fréquence d'acquisition : 30 Hz) au cours d'un cycle de marche. AP : aponévrose profonde ; AS : aponévrose superficielle. D'après Fukunaga et al. (2001).

D'autres travaux ont montré un allongement parallèle du *vastus lateralis* et du tendon patellaire lors de la phase de réception d'un saut en contrebas, confortant le rôle fondamental de l'élasticité du tendon dans la réduction du stress appliquée aux fibres musculaire lors de contractions excentriques intenses (Ishikawa et al., 2003). Les travaux du groupe d'Azizi et Roberts (2014) ont par ailleurs suggéré que la rotation des fascicules (i.e. *architectural gear ratio*) pourrait amoindrir l'étirement subi directement par les fibres soumises à des contractions excentriques. Il reste cependant à déterminer si ces mécanismes contribuent effectivement à atténuer les conséquences physiologiques des dommages musculaires induits par l'exercice chez l'homme.

Dans ce contexte, deux études se sont intéressées à cette question *in vivo* (Hoffman et al., 2014; Penailillo et al., 2015). Lors d'un exercice de marche en arrière, en descente (inclinaison de 13°) et chargé (10% de la masse corporelle), Hoffman et al. (2014) ont montré un allongement actif des fascicules du *gastrocnemius medialis* représentant en moyenne 18% de la longueur optimale (i.e. correspondant au pic de force musculaire).

Cependant, les auteurs ne rapportent aucune corrélation significative entre ce niveau d'allongement et le niveau de dommages musculaires. De la même manière, Penailillo et al. (2015) n'imputent pas la diminution de force post-exercice excentrique à l'amplitude de l'allongement des fascicules du *vastus lateralis*. Toutefois, ces deux études ont analysé des tâches pluri-articulaires complexes impliquant une variabilité inter-individuelle importante des coordinations, des amplitudes articulaires et des vitesses de mouvement. Ces protocoles n'ont donc pas permis d'isoler la contrainte appliquée aux fascicules parmi les facteurs qui pourraient influencer les dommages musculaires. De plus, les tâches analysées étaient sous-maximales, avec un impact modéré sur la force musculaire (i.e. -23% et -7% après l'exercice). Aussi, les liens entre les interactions muscle-tendon lors de sollicitations excentriques maximales et le niveau de dommages induits restent à explorer.

### 2.2.2 Effet de la tâche sur le comportement du muscle en contraction excentrique



**Guilhem G**, Cornu C, Guével A.  
Muscle architecture and EMG activity changes during isotonic and isokinetic eccentric exercises.  
*Eur J Appl Physiol.* 2011;111(11):2723-33.

Cette étude fait partie de mes travaux de fin de thèse de Doctorat et fait le lien avec ceux présentés en vue d'obtenir l'Habilitation à Diriger des Recherches.

Si les modalités de résistance isocinétique et isoinertielle sont utilisées indistinctement pour analyser les contractions excentriques, la réponse neuromusculaire à ces sollicitations peut être influencée par la tâche (Duchateau et Enoka, 2008). Dans le cadre de travaux menés lors de ma thèse, nous avons par exemple montré un effet de la modalité de résistance sur les relations couple de force-angle et vitesse-angle qui pourrait avoir des répercussions sur la réponse neuromusculaire lors de la contraction (Guilhem et al., 2010). Nous nous sommes donc intéressés à : (i) caractériser l'activité musculaire et le comportement des fascicules des muscles extenseurs du genou lors de contractions excentriques maximales et (ii) déterminer l'influence de la modalité de résistance (isoinertielle vs. isocinétique) sur ces réponses.

Le couple de force produit, la vitesse articulaire de mouvement, l'activité EMG de trois muscles extenseurs et deux muscles fléchisseurs du genou et l'architecture musculaire du *vastus lateralis*, en particulier la longueur des fascicules musculaires, ont été mesurés auprès de 17 participants effectuant des contractions excentriques maximales face aux deux modalités d'exercice. Les variations de ces paramètres ont été caractérisées en fonction de l'amplitude articulaire et comparées entre les deux modalités de résistance. Les résultats ont montré un allongement de 20% des fascicules musculaires du *vastus lateralis* à partir de 70° (0° = extension complète de la jambe) jusqu'à 90° (longueur maximale = 128 mm, i.e. 47% d'allongement ; **Fig. 6**). Il est intéressant de noter que malgré les différences de force et de vitesse précédemment observées entre les deux modalités, celles-ci ont induit un allongement similaire des fascicules musculaires. En revanche, l'activité musculaire des extenseurs du genou et du *biceps femoris* était supérieure en condition isoinertielle en début de mouvement (longueur fasciculaire courte), certainement en raison des niveaux de couple de force et de vitesse supérieurs en début de mouvement (Babault et al., 2003; Pasquet et al., 2006). En effet, un étirement plus rapide

peut induire une augmentation de la fréquence de décharge et donc du niveau d'activité EMG. Toutefois, la méthodologie utilisée (analyse manuelle des images échographiques) et les limites technologiques (fréquence d'acquisition des images échographiques limitée à 25 Hz) ne permettaient pas d'investiguer finement les variations de vitesse d'allongement au cours de la contraction, nous empêchant de tester cette hypothèse. De manière similaire, la vitesse d'étirement induit une augmentation de la tension passive (Nordez et al., 2008), ce qui pourrait contribuer au couple de force supérieur en isoinertiel en début de mouvement. À la lumière de cette première étude, il apparaissait donc nécessaire de poursuivre ce travail en explorant le rôle du tendon et des interactions muscle-tendon au cours du travail frénateur. Les résultats issus de cette étude suggèrent par ailleurs que les adaptations induites par l'entraînement excentrique pourraient être spécifiques à la modalité de résistance utilisée.

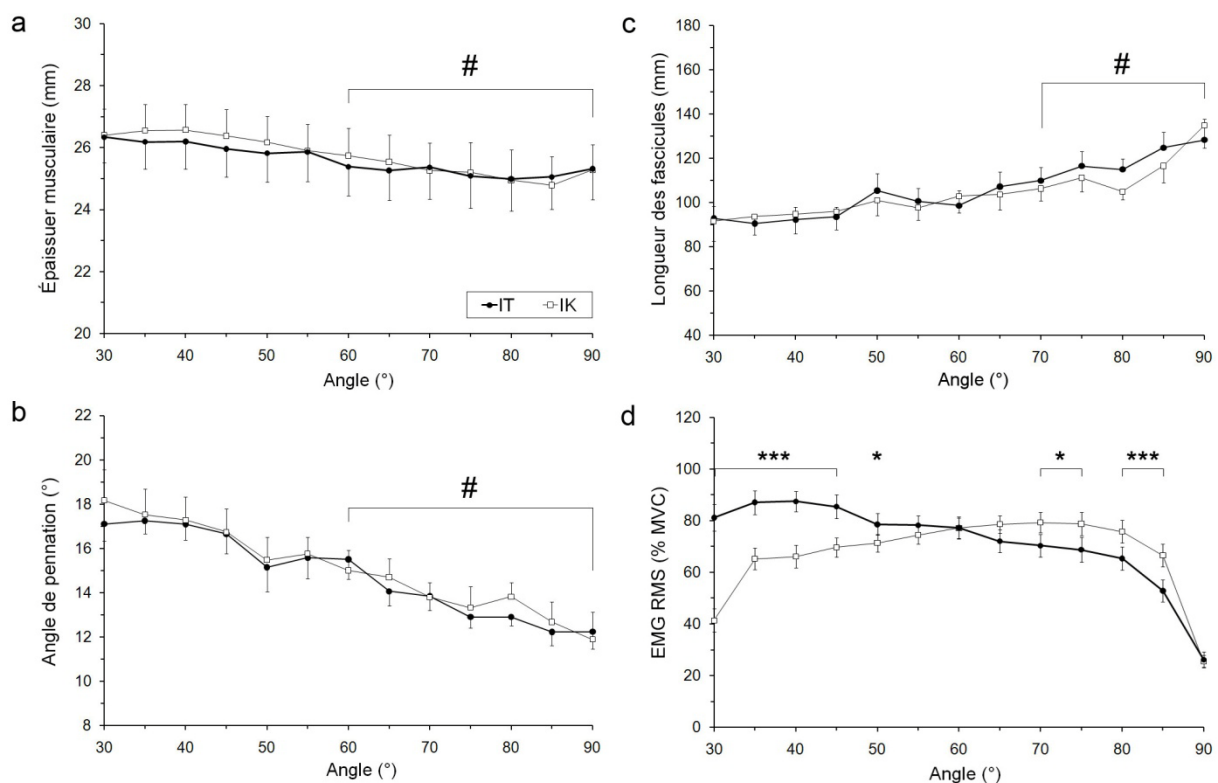


Fig. 6. Variations de l'épaisseur musculaire (a), de l'angle de pennation (b), de la longueur fasciculaire (c) et de l'activité EMG exprimée en pourcentage du Root Mean Square (RMS) maximal enregistré en contraction isométrique maximale (MVC) du muscle *vastus lateralis* lors de contractions excentriques isoinertielles (IT) et isocinétiques (IK). \*Différences significatives entre les modes (\* $P < 0.05$ ; \*\*\* $P < 0.001$ ); # Différences significatives avec la valeur mesurée à 30° (\* $P < 0.05$ ). D'après Guilhem et al. (2011).

### 2.2.3 Influence des interactions muscle-tendon sur les dommages musculaires

**Guilhem G\*, Doguet V\*, Hauraix H, Lacourpaille L, Jubeau M, Nordez A, Dorel S.**  
Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo.  
*Acta Physiologica*. 2016;217(2):157-163.

La plupart des études *in vitro* montrent un lien étroit entre l'allongement des fibres musculaires et le niveau de dommages induits (Butterfield, 2010). Pourtant, les premières études réalisées chez l'homme n'ont pas montré d'influence directe de l'allongement des fascicules musculaires induit par des contractions excentriques

globales (i.e. marche, pédalage) et sous-maximales sur le niveau de dommages, principalement évalué au travers de la force musculaire (Hoffman et al., 2014; Penailillo et al., 2015). Cette étude avait donc pour objectif (i) de décrire avec précision le comportement des fascicules musculaires et des tissus tendineux lors de contractions excentriques maximales ; (ii) de déterminer les relations potentielles entre le niveau d'allongement des fascicules musculaires lors de la contraction et les dommages musculaires (i.e. perte de force, douleurs à effet retardé).

Ce projet couvre une série de publications issues d'un contrat de recherche associant l'INSEP, l'Université de Nantes et le ministère en charge des sports (contrat n°07-006). Il a été rendu possible par l'acquisition d'un échographe permettant d'enregistrer des images à haute fréquence (jusqu'à 10 kHz ; Aixplorer, version 5.0; Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) par le laboratoire SEP en 2012. Cette technologie permet l'analyse de phénomènes très brefs comme ceux associés à des mouvements rapides. Elle offre l'opportunité d'accéder de manière fiable, non plus uniquement aux changements de longueurs des structures qui composent l'unité muscle-tendon comme dans notre étude précédente, mais aussi aux vitesses de raccourcissement et d'allongement exprimant les variations instantanées de longueurs des fascicules musculaires. À partir de données anthropométriques simples et de la mesure des angles articulaires, nous avons pu également accéder aux variations de longueur des tissus tendineux (Grieve et al., 1978). De plus, l'évolution des méthodes d'analyse, en particulier la validation d'un programme de suivi automatisé des fascicules musculaires au cours du mouvement (Cronin et al., 2011) a largement contribué à la faisabilité de ce travail. Enfin, l'accueil à l'INSEP de 3 étudiants en thèse au sein du Laboratoire MIP, que j'ai co-encadrés à cette occasion avec les collègues de l'Université de Nantes, nous a permis de rassembler une équipe de recherche dimensionnée aux objectifs expérimentaux visés.

Ainsi, nous avons mesuré, auprès de 17 participants, l'activité EMG, la longueur de l'unité muscle-tendon, des fascicules musculaires et des tissus tendineux du *gastrocnemius medialis*, ainsi que le couple de force produit lors de 10 séries de 30 contractions excentriques maximales des fléchisseurs plantaires effectuées en moyenne de 18° de flexion plantaire à -42° de flexion dorsale (0° = position neutre) à 45°.s<sup>-1</sup> sur ergomètre isocinétique (**Fig. 7**). Nous avons formulé l'hypothèse que la perte de force et le niveau de douleur musculaire seraient corrélés à l'amplitude de l'allongement des fascicules du *gastrocnemius medialis* induit par ces contractions excentriques maximales.

Nos résultats ont montré un allongement de l'unité muscle-tendon ( $4.44 \pm 0.33$  cm), des fascicules musculaires ( $2.31 \pm 0.64$  cm) et des tissus tendineux ( $1.92 \pm 0.61$  cm), avec une variabilité des comportements notable entre les sujets (**Fig. 8**). En accord avec des données antérieures (Wakahara et al., 2009), l'allongement des fascicules a représenté plus de la moitié de l'allongement de l'unité muscle-tendon. Après un étirement conséquent en début de contraction (de 18° à -20°), les tissus tendineux restaient ensuite à une longueur quasi-constante en fin de mouvement. L'allongement des fascicules est intervenu de manière prépondérante en fin de contraction, avec une vitesse maximale d'étirement de  $2.29 \pm 0.74$  cm.s<sup>-1</sup> contre  $4.26 \pm 1.43$  cm.s<sup>-1</sup> pour les

tissus tendineux. L'amplitude des allongements mesurée lors de ces contractions excentriques maximales dépassait par ailleurs celles observées en sous-maximal au cours de la marche (Hoffman et al., 2014) et du pédalage (Penailillo et al., 2015).

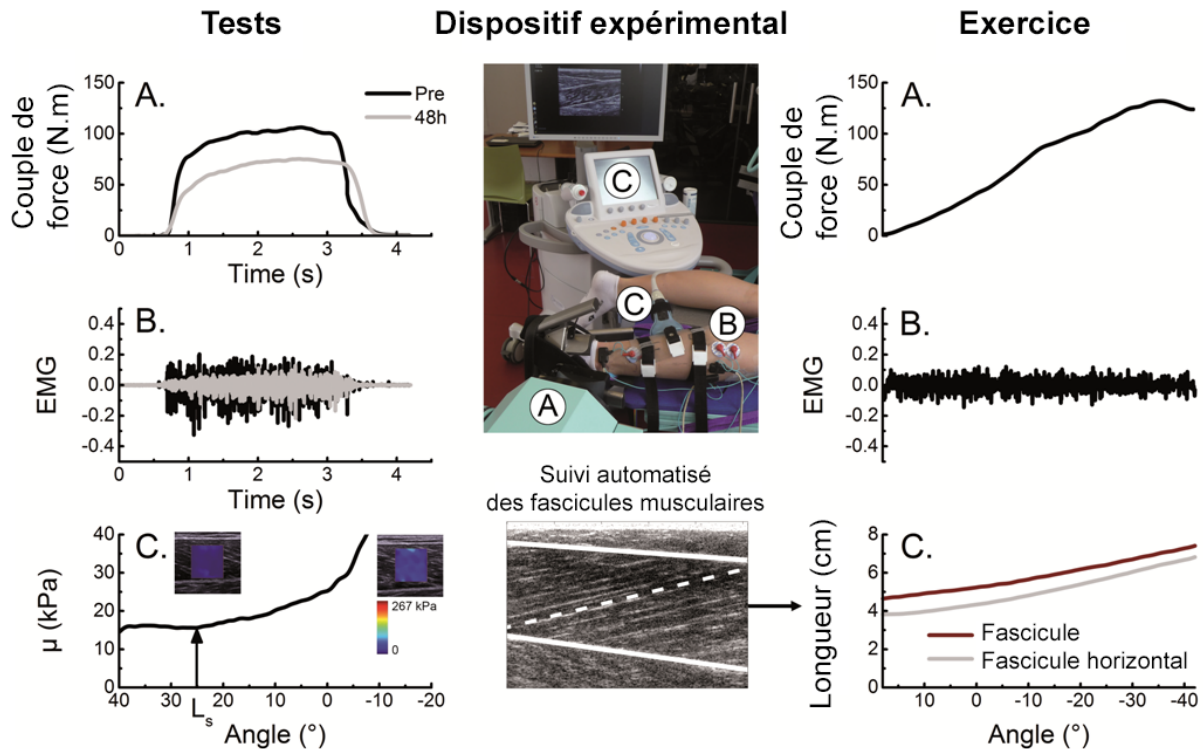


Fig. 7. Avant (Pre), immédiatement après (Post) et 48h après l'exercice excentrique, le couple de force en flexion plantaire de la cheville (A) était mesuré lors d'une contraction isométrique maximale volontaire. La *slack length* (L<sub>s</sub>) du muscle *gastrocnemius medialis* était déterminée sous contrôle de l'activité EMG à partir de la relation entre le module d'élasticité mesuré par élastographie ( $\mu$ ) et l'angle articulaire (C). Lors des contractions excentriques, le couple de force (A), l'activité EMG de surface (B) et la longueur des fascicules musculaires (C) étaient mesurées en continu par échographie. Chaque lettre indique une correspondance entre le site de mesure présenté sur la photographie centrale (dispositif expérimental) et les données collectées présentées dans les parties gauche (Tests) et droite (Exercice). D'après Guilhem et al. (2016).

Conformément à notre hypothèse, la longueur maximale d'étirement était significativement corrélée à la diminution de force (coefficient de corrélation  $r$  de Pearson de 0.51) et l'amplitude d'étirement était significativement corrélée à la sensation de douleur ( $r = 0.47$ ). Il est intéressant de noter que le travail négatif réalisé par les fascicules musculaires était encore plus fortement corrélé à la baisse de force à 48h ( $r = 0.68$ ). De plus, ces corrélations étaient également significatives lorsque l'allongement était exprimé relativement à la longueur correspondant à l'augmentation de la tension passive (*slack length*). Ce résultat montre que les altérations tissulaires induites par l'exercice résultent d'une contrainte qui dépasse les capacités d'élasticité du tissu considéré, en l'occurrence les fascicules musculaires. L'analyse de l'*architectural gear ratio* (AGR) confirme des changements de longueur plus importants dans la ligne d'action du muscle que dans celle du fascicule (AGR = 1.09), contribuant ainsi à réduire l'étirement de ce dernier. Pour autant, ce facteur n'était pas relié à la baisse de force ou au niveau de douleur post-exercice, suggérant un rôle limité de ce processus dans l'atténuation des dommages musculaires.

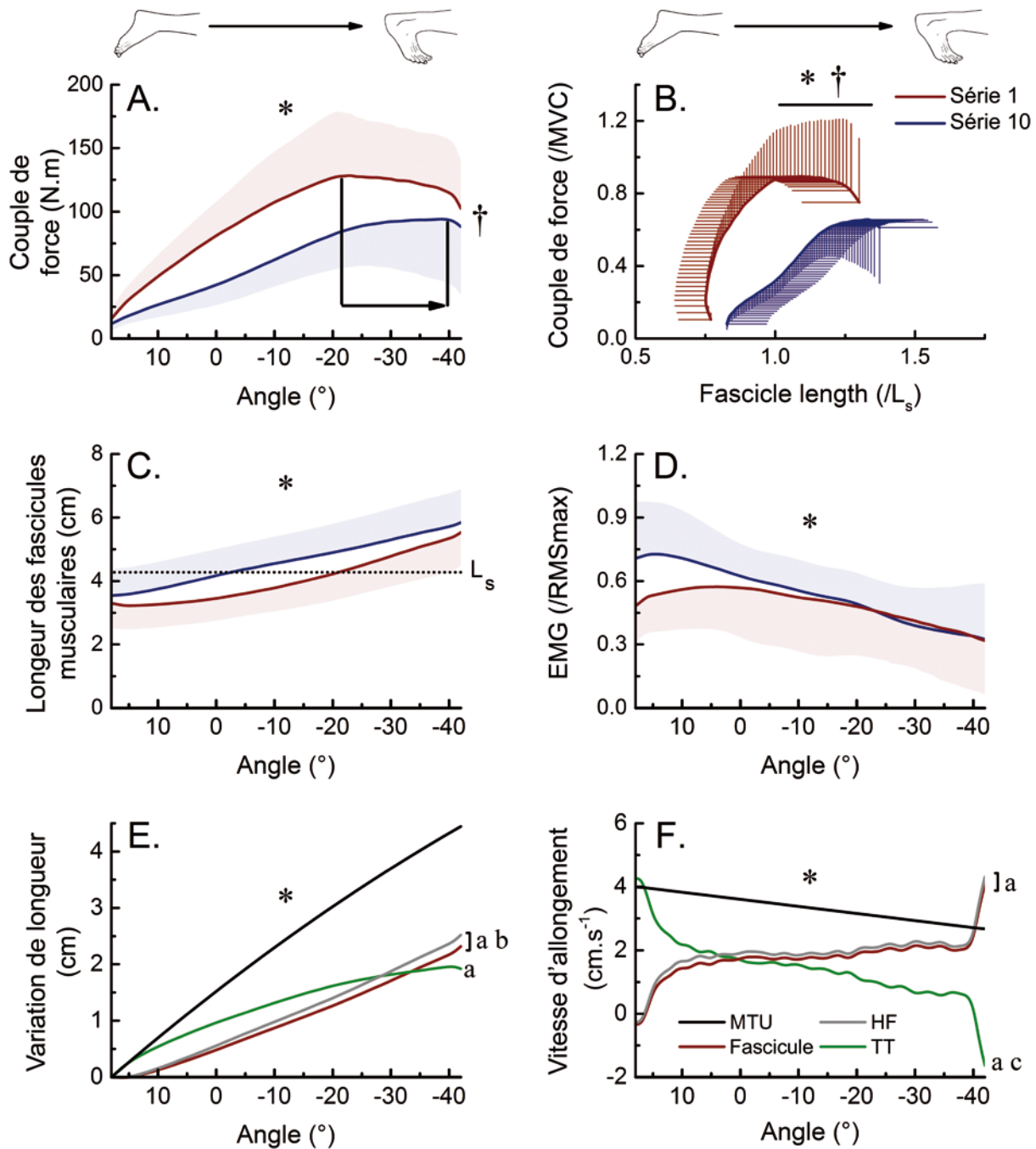


Fig. 8. Couple de force (A), longueur des fascicules musculaires (C) et activité EMG (D) du *gastrocnemius medialis* lors des séries 1 (en rouge) et 10 (en bleu) de contractions excentriques maximales des fléchisseurs plantaires. Le graphique B présente les courbes moyennes ( $\pm$  écart-type en abscisses et en ordonnées) de la relation entre le couple de force et la longueur des fascicules musculaires. La ligne pleine représente l'angle au pic de couple de force et la ligne pointillée correspond à la *slack length* (L<sub>s</sub>). Les variations de longueur (E) et de vitesse d'allongement (F) de l'unité muscle-tendon (MTU), des fascicules musculaires, des fascicules dans la direction horizontale (HF) et des tissus tendineux (TT) sont présentées sans les écarts-types par souci de clarté. \*, effet significatif de l'angle. †, différence significative entre les séries 1 et 10. a, différence significative avec l'unité muscle-tendon. b, différence significative avec les tissus tendineux. c, différence significative avec les fascicules musculaires. (P < 0.05). D'après Guilhem et al. (2016).

En fin de contraction, alors que le couple de force est élevé, le tendon est plus raide et la majeure partie de l'allongement est supportée par les fibres musculaires, qui sont à ce moment-là actives, comme le montrent nos données EMG. Ces données amènent trois conclusions : (i) les tissus tendineux agissent comme un tampon mécanique qui atténue le stress appliqué aux fibres et donc le niveau de dommages ; (ii) les interactions muscle-

tendon sont fortement influencées par les propriétés mécaniques individuelles tout comme les caractéristiques de la tâche (Hicks et al., 2013) ; (iii) la dernière phase de la contraction explique en grande partie les altérations subséquentes à l'exercice. Il apparaît cependant nécessaire de confirmer ces conclusions sur des tâches plus complexes réalisées à haute intensité et induisant des stress de nature différente comme le sprint, les sauts avec contre-mouvement, ou les sauts en contrebas. Ces travaux ont fait l'objet de prolongements publiés dans un numéro spécial coordonné par le Pr. Marco Narici, centré sur les effets de l'exercice excentrique<sup>15</sup>.

#### 2.2.4 Modulations de la commande nerveuse au cours d'un exercice traumatisant



**Doguet V**, Jubeau M, Dorel S, Couturier A, **Lacourpaille L**, Guével A, **Guilhem G**.  
Time-course of neuromuscular changes during and after maximal eccentric contractions.  
**Front Physiol.** 2016;16(7):137.

Bien que les événements fonctionnels (e.g. perte de force, douleur) et physiologiques (e.g. ruptures de fibres musculaires, processus inflammatoires) soient bien décrits dans la littérature (Paulsen et al., 2012), les causes neuromusculaires des dommages induits par l'exercice restent mal comprises. Les recherches s'étant intéressées à l'effet de répétition de session, qui fait référence aux moindres dommages induits à l'occasion d'une deuxième session d'exercice comparativement à la première, mettent en avant l'influence des facteurs nerveux sur l'amplitude des dommages musculaires (McHugh, 2003). Ainsi, les unités motrices de type I, plus résistantes aux dommages (Friden et al., 1983), sont recrutées en plus grand nombre lors de la seconde séance d'exercice. Des adaptations nerveuses peuvent être également observées au sein du membre controlatéral non sollicité pendant l'exercice excentrique (Starbuck et Eston, 2012), tandis que d'autres études ne rapportent aucune modification de la commande nerveuse au cours de contractions excentriques répétées (Hubal et al., 2007). Force est de constater par ailleurs que la plupart des travaux ont étudié les effets retardés des exercices traumatisant sur la fonction nerveuse, sans explorer les modifications des propriétés nerveuses au niveau central et périphérique pendant l'exercice. Mis en œuvre dans le cadre d'un contrat de recherche financé par la Région des Pays de la Loire (projet ANOPACy n°14-i-009) en collaboration avec Valentin Doguet, Arnaud Guével et Marc Jubeau (Université de Nantes), ce travail visait à quantifier l'activation volontaire et le couple de force évoqué, respectivement témoins des altérations centrales et périphériques induites pendant et après des contractions excentriques maximales des fléchisseurs plantaires. Nous avons formulé l'hypothèse que le niveau de dommages était relié à l'activation volontaire mesurée pendant les contractions excentriques. Parallèlement, nous nous attendions à ce que les altérations périphériques soient reliées aux symptômes des dommages musculaires.

Au cours du même protocole que celui présenté précédemment, le couple de force maximal volontaire, le couple de force évoqué et l'activation volontaire ont été mesurés avant (Pre), pendant, immédiatement après (Post) et 48h après l'exercice excentrique (**Fig. 9**). Le couple de force excentrique volontaire a diminué (jusqu'à -36%) parallèlement à une baisse significative du couple de force évoqué (jusqu'à -34%) et de l'activation volontaire (jusqu'à -13%) au cours de l'exercice. Il est à noter que le protocole utilisé lors de cette étude (300

<sup>15</sup> Physiology and clinical potential of eccentric exercise. Research topic in Frontiers Physiol. Edited by Narici M. Feb 2017.



contractions répétées) a nécessairement induit des perturbations au niveau métabolique. Il est donc probable que dommages et fatigue musculaire aient contribué de manière concomitante aux altérations de la fonction neuromusculaire (e.g. couplage excitation-contraction, excitabilité spinale). Aussi les modifications observées au niveau central et périphérique doivent être analysées avec précaution.

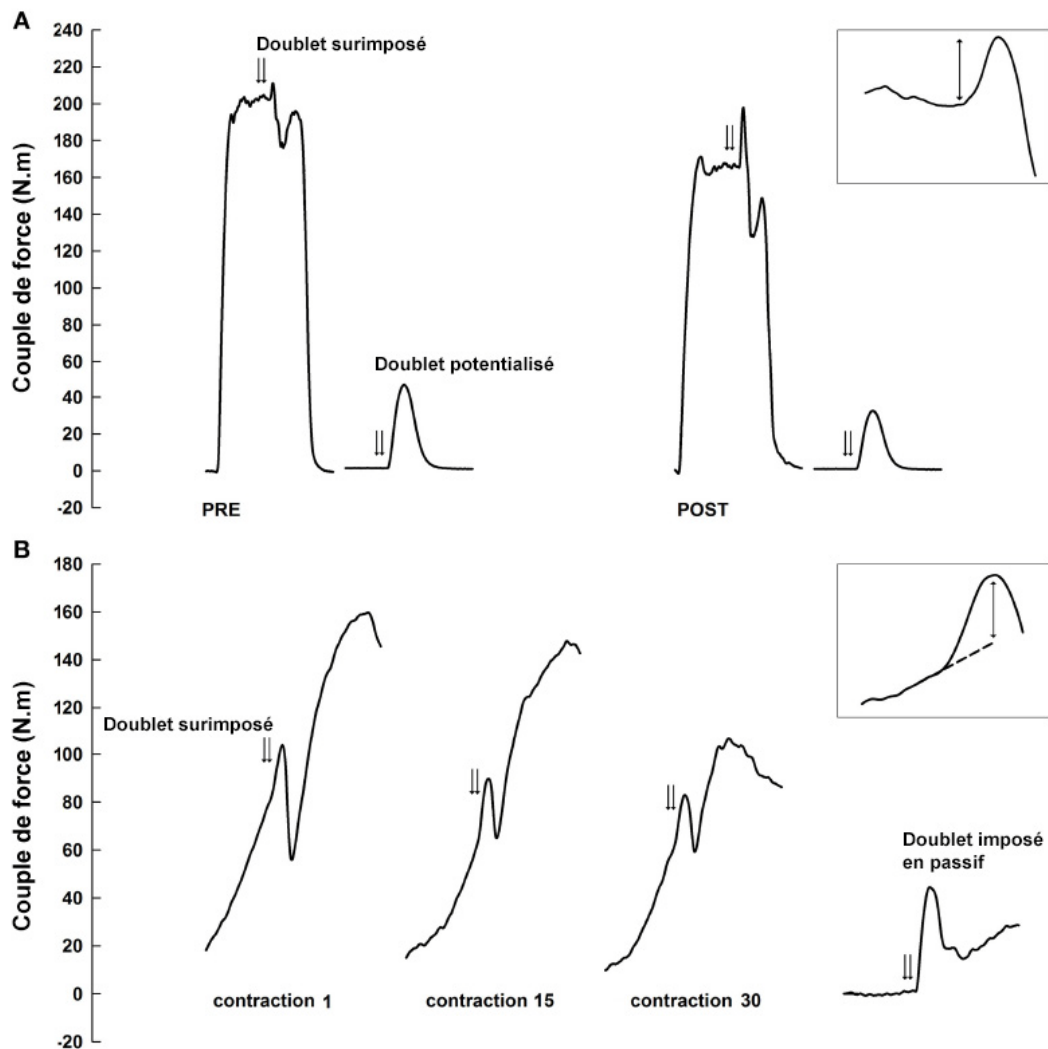


Fig. 9. Tracés de couple de force obtenus lors de contractions maximales volontaires isométriques avant et immédiatement après un exercice excentrique maximal et pendant des contractions excentriques maximales. Les doubles-flèches indiquent les doublets de stimulations surimposées lors de la contraction et évoqués au repos après une contraction isométrique (doublet potentialisé) ou pendant un cycle d'étirement passif (doublet imposé en passif). D'après Doguet et al. (2016).

Contrairement à notre hypothèse, ni les changements périphériques, ni l'activation centrale mesurée lors de l'exercice n'étaient reliés à l'apparition progressive des dommages musculaires. Ainsi, il semble que le système nerveux central ait une influence limitée sur l'altération de la fonction musculaire induite par l'exercice (Hubal et al., 2007). Toutefois, il est important de rappeler que l'activation volontaire peut refléter des mécanismes de régulation (e.g. facilitation des voies inhibitrices spinales) associés à la fatigue centrale, ce qui pourrait écarter l'existence d'un réel phénomène limitant la tension au sein des fibres (voir partie 2.2.1). En revanche, la réduction du couple de force potentialisé mesuré deux jours après l'exercice était significativement corrélée à la diminution de l'activation volontaire mesurée juste après l'exercice, montrant que plus l'activation volontaire est faible après l'exercice, moins les dommages musculaires sont importants. Ces résultats suggèrent

qu'un phénomène de préservation du muscle provenant des structures centrales serait à même d'atténuer les conséquences retardées de contractions excentriques intenses. D'autres investigations portant sur les régimes concentriques et isométriques semblent cependant nécessaires pour distinguer les contributions respectives des dommages (composante mécanique) et de la fatigue musculaire (composante physiologique) sur les réponses post-exercice excentrique. De telles investigations pourraient trouver un écho, par exemple dans les activités nécessitant des capacités de force et de résistance à la fatigue.

## Points clés

- ✓ Les travaux réalisés au sein de ce premier axe ont permis de décrire le comportement de l'unité-muscle-tendon et les modulations de la commande nerveuses mises en jeu lors de contractions excentriques maximales.
- ✓ Nous avons d'abord montré un effet de la modalité de résistance imposée sur ces deux réponses, suggérant des adaptations neuromusculaires spécifiques lorsque l'exercice est répété.
- ✓ L'allongement et le travail frénateur effectué par les fascicules musculaires lors de contractions maximales excentriques sont des facteurs déterminants du niveau de dommages musculaires induits.
- ✓ Des mécanismes de régulation intervenant au niveau central semblent contribuer à préserver le muscle des conséquences délétères de l'exercice excentrique maximal.



6 articles publiés dans des revues indexées ISI



2 contrats de recherche

Ministère chargé des sports, contrat n°07-006  
Région des Pays de la Loire, projet ANOPACy, contrat n°14-i-009



3 encadrements d'étudiants de niveau Doctorat

## 2.3 Plasticité du système neuromusculaire à l'exercice excentrique

### 2.3.1 État de la question

Intenses ou inhabituelles, les contractions excentriques peuvent induire une désorganisation et des microlésions du tissu musculaire. Au niveau cellulaire, ces dommages se caractérisent par une désorganisation de certains sarcomères et une perturbation de la ligne Z, associées à des lésions au niveau du sarcolemme, des tubules transverses et du reticulum sarcoplasmique (Lieber et al., 2002). En cas de lésions plus importantes des ruptures complètes de la ligne Z ou de la ligne A peuvent être constatées (Fig. 10). Les études réalisées *in vitro* ont démontré que les dommages musculaires pouvaient altérer le couplage excitation-contraction pendant près d'une semaine (Warren et al., 2001), les dégradations protéiques et de la matrice extracellulaire étant maximales après 5 jours ou plus. Ces altérations du cytosquelette sont classiquement considérées comme les principaux responsables d'une diminution des capacités de production de force (-10 à -60% selon les études), restaurée en une semaine dans la plupart des cas (Paulsen et al., 2012). À notre connaissance cependant, les conséquences des perturbations du couplage excitation-contraction et de la lyse protéique sur les capacités de production et de transmission de force n'avaient pas été investiguées *in vivo*, avant nos travaux.

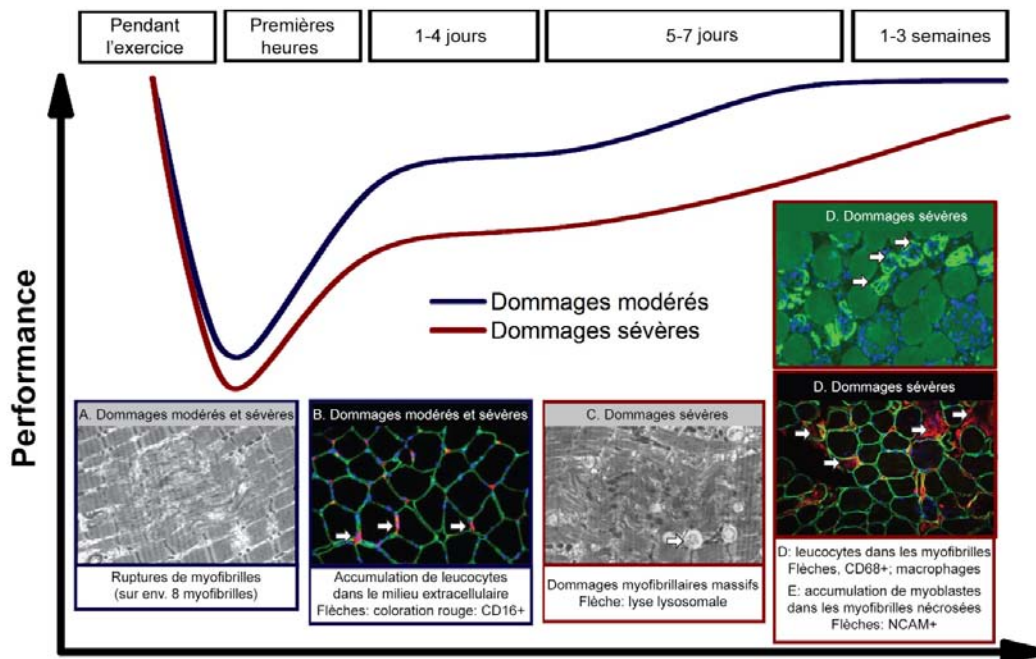


Fig. 10. Représentation schématique de la cinétique de récupération des dommages musculaires et des processus cellulaires associés. D'après Paulsen et al. (2012).

Ces dégradations du tissu contractile engendrent un phénomène inflammatoire dans la région touchée et une sensation de douleur dans les heures et les jours qui suivent l'exercice. Ce phénomène appelé *Delayed Onset Muscular Soreness* (DOMS) survient dans les 12 à 48 h après l'exercice et connaît un pic entre 24 et 72 h avant de disparaître progressivement en 5 à 7 jours (Friden, 2002). Des limitations fonctionnelles liées à une diminution de l'amplitude articulaire et à une augmentation de la raideur des muscles sollicités peuvent également être constatées (Howell et al., 1993).

Les dommages musculaires induits par l'exercice ont fait l'objet d'une densité de travaux de recherche impressionnante dans les sciences des activités physiques et sportives. Pour autant, plusieurs aspects de notre compréhension de la réponse musculaire à des exercices intenses traumatisants restent incomplets. Nous savons par exemple que le couple de force passif augmente dès les premiers instants et dans les jours qui suivent l'exercice (Proske et Morgan, 2001). Cependant, la force passive résulte de contributions issues de différentes structures musculaires (i.e. agonistes, antagonistes) et non-musculaires comme les tendons, la peau, les structures articulaires et les ligaments (Herbert et al., 2011). Aussi, cette mesure globale ne renseigne pas directement sur les propriétés mécaniques individuelles des muscles sollicités. Les techniques d'élastographie permettent aujourd'hui de mesurer le module d'élasticité d'un muscle ou d'une région d'un muscle (Gennisson et al., 2010). En utilisant l'élastographie par résonance magnétique, Green et al. (2012) ont ainsi rapporté une augmentation de la raideur du *gastrocnemius medialis* et du *soleus*, respectivement 1 h et 48 h après un exercice de marche arrière en descente. Ces résultats suggèrent que les dommages induits par l'exercice ne sont pas homogènes entre les muscles, voire au sein d'un même muscle (Hedayatpour et Falla, 2012). Les muscles soumis à un travail frénateur peuvent en effet être étirés de manière hétérogène, conduisant ainsi à une variabilité spatiale des dommages musculaires (Cleak et Eston, 1992; Takekura et al., 2001).

Afin de préserver l'unité muscle-tendon des dommages, de nombreux auteurs se sont intéressés à l'intérêt de techniques utilisées en amont (échauffement) ou après l'exercice (récupération). D'une part, plusieurs études ont montré une augmentation de l'amplitude articulaire de mouvement suite à des protocoles d'échauffement actif (e.g. pédalage, étirements actifs) ou passif (e.g. étirements passifs, rouleau de massage) (McNair et Stanley, 1996; Wiktorsson-Moller et al., 1983). Les disciplines sportives sollicitant des mouvements amples pour lesquels les forces passives peuvent contribuer à la performance peuvent bénéficier de ces effets. De plus, le fait que l'amplitude articulaire (Witvrouw et al., 2003) et la raideur musculaire (Watsford et al., 2010) puissent être reliées au risque de blessure encourage l'identification de stratégies d'échauffement optimales. Cependant, la littérature montre des effets variables ou contradictoires des méthodes d'échauffement, en partie en raison du fait que l'amplitude et la raideur articulaire sont influencées par des facteurs mécaniques et nerveux, qui rendent complexe l'interprétation des résultats concernant les effets réels de l'échauffement sur la raideur du muscle (Magnusson et al., 2000; McNair et Stanley, 1996).

D'autre part, l'application de froid (i.e. cryothérapie) sur les muscles sollicités a été la technique de récupération la plus souvent proposée pour réduire les conséquences néfastes des dommages musculaires (Bleakley et al., 2012). En plus de son effet antalgique, la cryothérapie contribue à réduire la formation de l'œdème, ralentit le métabolisme cellulaire et préserve les fibres musculaires qui juxtaposent les sites de microlésions de l'hypoxie locale induite par l'œdème local (Fig. 11) (Schaser et al., 2007). Exploitant ces résultats, plusieurs études ont évalué l'intérêt de l'application de froid pour accélérer la récupération après exercice traumatisant, avec des résultats contradictoires (Swenson et al., 1996). Ces données suggèrent une influence du niveau de dommages et de la technique de cryothérapie utilisée, qui peut conditionner le niveau de refroidissement des tissus, sur l'efficacité du traitement (Bleakley et Hopkins, 2010).

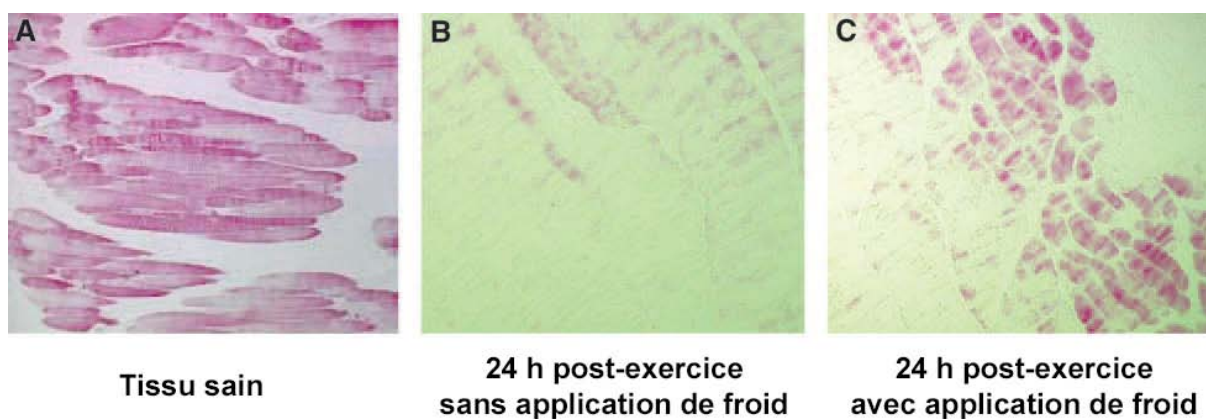





Fig. 11. Immunodétection de la desmine, protéine constitutive du muscle, sur des coupes du muscle *extensor digitorum longus* de rat, 24 h après exercice traumatisant avec ou sans cryothérapie. D'après Schaser et al. (2007).

Bien que les conséquences à court-terme de l'exercice excentrique puissent être délétères pour la performance, la répétition de cette forme d'exercice (i.e. entraînement) induit une augmentation de l'activation nerveuse et des adaptations au niveau cellulaire. La surcharge mécanique modifie en effet l'expression génique par les voies de mécanotransduction, induisant une hypertrophie musculaire et une augmentation des capacités de production de force (Franchi et al., 2014; Hentzen et al., 2006; Linke et Kruger, 2010). Dans leur étude, Green et al. (2012) reconnaissent que les caractéristiques de l'exercice sont également un facteur essentiel pouvant influencer la répartition du stress mécanique, la réponse à l'exercice et donc les adaptations musculaires. Dans mes travaux de thèse, nous avons montré que la modalité de résistance utilisée conditionne la réponse neuromusculaire à l'exercice. Sous l'influence de la gravité, l'exercice excentrique réalisé à charge constante applique une surcharge qui induit une activité EMG plus élevée qu'en isocinétique et stresse les structures élastiques de l'unité-muscle-tendon à des longueurs musculaires courtes, en début de mouvement (Guilhem et al., 2011). Aussi, il semble intéressant de considérer la modalité de résistance comme une variable d'entraînement à même de moduler les adaptations neuromusculaires visées.

### 2.3.2 Quantification des dommages musculaires induits par l'exercice excentrique

	<b>Lacourpaille L</b> , Nordez A, Hug, F, Couturier A, Dibie C, <b>Guilhem G</b> . Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. <i>Acta Physiol.</i> 2014;211(1):135-46.
	<b>Lacourpaille L</b> , Nordez A, Doguet V, Andrade R, Hug F, <b>Guilhem G</b> . Supersonic shear imaging as a non-invasive technique to early detect exercise-induced muscle damage. Under review in <i>J Appl Physiol</i> .
	<b>Lacourpaille L</b> , Nordez A, Doguet V, Hug F, <b>Guilhem G</b> . Effect of exercise-induced muscle damage on electromechanical delay. <i>Muscle Nerve.</i> 2016; 54(1):136-141.

Cette série de publications est issue d'une collaboration étroite avec Lilian Lacourpaille et son encadrement de thèse (François Hug, Antoine Nordez). Ces travaux avaient pour objectif de :

- quantifier les modifications des propriétés mécaniques dans différentes régions musculaires après exercice excentrique maximal, à travers la mesure du module de cisaillement par élastographie, et leur relation avec la longueur musculaire ;
- déterminer si le module de cisaillement pouvait refléter l'amplitude de la baisse de force et donc des dommages post-exercice ;
- évaluer l'impact d'un exercice traumatisant sur le délai électromécanique.

### Effets des dommages sur les propriétés mécaniques du muscle

La faisabilité de cette étude reposait en grande partie sur les possibilités techniques offertes par l'échographe Aixplorer acquis par le laboratoire SEP, en particulier la technique d'élastographie Supersonic Shear Imaging (SSI) (Bercoff et al., 2004). À l'image simpliste d'un caillou jeté dans l'eau, la technique d'élastographie consiste à exciter le tissu (i.e. muscle) par une impulsion mécanique brève induisant la formation de deux types d'ondes mécaniques : (i) les ondes de compression qui se déplacent très vite (1500 m/s) dans les tissus en les comprimant de proche en proche et (ii) les ondes de cisaillement qui se déplacent plus lentement (de 1 à 10 m/s). La vitesse des ondes de cisaillement est directement reliée à la dureté du tissu selon l'équation  $\mu = \rho V_s^2$ , où  $\mu$  est le module de cisaillement,  $\rho$  la masse volumique du milieu et  $V_s$  la vitesse de propagation des ondes de cisaillement. Brièvement, la technique SSI consiste à focaliser les ultrasons successivement à des profondeurs différentes pour créer des poussées par pression de radiation (pushs). En régime supersonique (quand la source se déplace plus vite que les ondes qu'elle génère), les ondes de cisaillement s'ajoutent de manière cohérente le long d'un « cône de Mach » (Fig. 12). Le second principe de la méthode SSI repose sur la mesure du déplacement de ces ondes de cisaillement par échographie ultrarapide (fréquence d'acquisition jusqu'à 20 000 Hz). L'hypothèse d'un matériel linéaire est bien acceptée dans les études utilisant cette technique pour étudier les propriétés du muscle (Bercoff et al., 2004; Hug et al., 2015b). Des cartes représentant le module de cisaillement sont ensuite obtenues à une fréquence d'une carte par seconde (1 Hz) avec une résolution spatiale de  $1 \times 1$  mm.

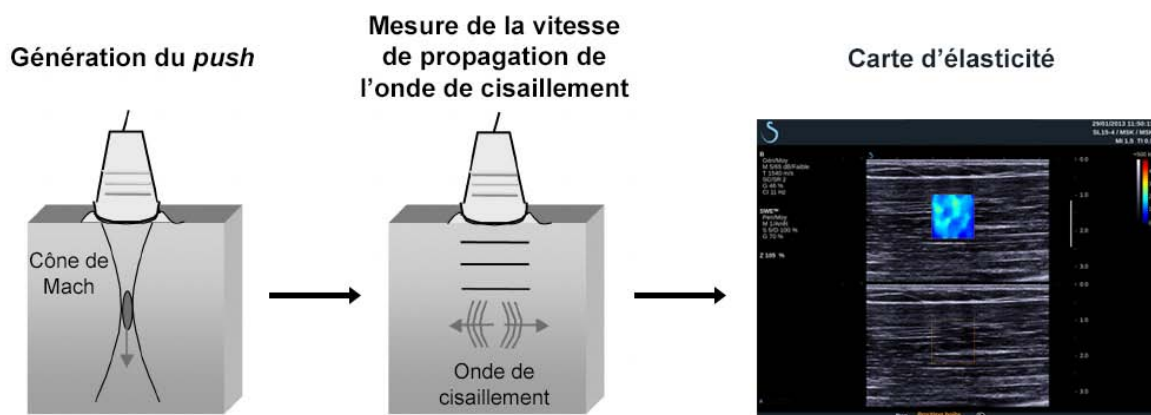


Fig. 12. Principe de la technique « Supersonic Shear Imaging » (SSI). Les ultrasons sont focalisés successivement à des profondeurs différentes pour créer des poussées par pression de radiation ("pushs"). Les interférences constructives des ondes de cisaillement forment un cône de Mach supersonique dans lequel la vitesse de la source est supérieure à celle de l'onde générée et une onde plane de cisaillement est créée. L'échographe passe ensuite en mode d'imagerie ultrarapide pour suivre l'onde de cisaillement qui se propage dans le milieu. D'après la thèse de T. Deffieux (2008).

Ainsi, nous avons mesuré en conditions statique et passive le module de cisaillement du *biceps brachii* et du *brachialis* de 16 participants avant, 1h, 48h et 21 jours après 3 séries de 10 contractions excentriques maximales des fléchisseurs du coude effectuées sur ergomètre isocinétique à  $120^{\circ} \cdot s^{-1}$ . L'œdème induit par l'exercice pouvant contribuer à augmenter la pression intramusculaire locale, nous avons utilisé l'imagerie par résonance magnétique pour mesurer en parallèle le niveau de  $T_2$ , reflétant la quantité de liquide au sein du tissu (i.e. œdème, Fig. 13). Afin d'apprécier la distribution spatiale des effets de l'exercice, ces deux variables ont été mesurées dans différents sites du *biceps brachii* (i.e. régions proximale, médiale, distale). L'effet de la longueur musculaire sur les variations du module d'élasticité a été appréhendé par des mesures à différents angles du coude et lors de cycles d'étirement passif.

Nos résultats ont montré une augmentation précoce du module de cisaillement (+46% en moyenne) en l'absence de variation significative du  $T_2$ , démontrant ainsi que les modifications précoces de la raideur musculaire ne peuvent être imputés à l'œdème intramusculaire (Whitehead et al., 2001). L'augmentation du module de cisaillement était plus élevée et durable (jusqu'à 21 jours) aux longueurs musculaires élevées. Ces effets étaient observés dans des proportions similaires dans les différents sites du *biceps brachii* et au sein du *brachialis*, infirmant l'hypothèse d'une variabilité spatiale des dommages musculaires sur la base de cet indicateur.

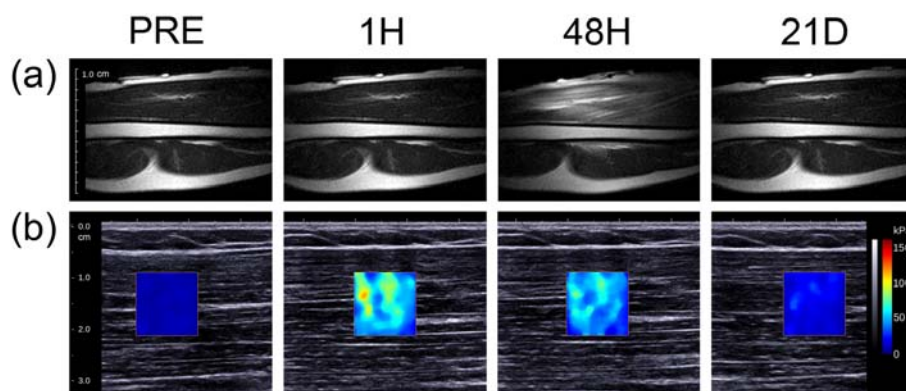


Fig. 13. Exemple typique de mesures du  $T_2$  par IRM (a) et du module de cisaillement par la technique SSI (b) sur le *biceps brachii* avant (PRE), 1 h, 48 h et 21 jours post-exercice excentrique des fléchisseurs du coude. L'augmentation du niveau de gris observable à 48 h à l'IRM indique la présence d'un œdème. La région en couleurs représente la carte d'élasticité (échelle en kPa à droite). D'après Lacourpaille et al. (2014).

Ces adaptations s'inscrivent dans la ligne des travaux ayant mis en avant une perturbation de l'homéostasie calcique post-exercice excentrique (Chen et al., 2007). En effet, les dommages infligés notamment aux membranes induisent une libération de calcium dans le milieu intramusculaire, pouvant provoquer : (i) une activation de faible intensité responsable d'une augmentation de la tension passive (Morgan et Allen, 1999) et (ii) le phénomène titine-dépendant d'augmentation de la force résiduelle à l'étirement (Herzog et al., 2014). Étant donné que l'amplitude de ces processus augmente à mesure que le muscle est étiré (Stephenson et Wendt, 1984), notre étude leur confère un rôle significatif dans les modifications de raideur musculaire induites par les dommages.



Nos travaux ont depuis connu des prolongements puisqu'au moins deux études ont analysé les modifications de l'élasticité musculaire par élastographie, après un exercice traumatisant, l'une après des contractions excentriques fléchisseurs plantaires (Yanagisawa et al., 2015), et après le Tor des Géants. Cette course d'ultra-trail de 330 km qui a lieu tous les ans dans la vallée de l'Aoste, inclue 24 km de dénivelé positif et négatif cumulés (Andonian et al., 2016). Si la première étude confirme nos conclusions, la seconde montre des résultats inverses, avec une diminution du module de cisaillement après la course, suggérant des réponses spécifiques à l'exercice réalisé.

#### Détection non-invasive des dommages musculaires

La quantification précise des dommages musculaires requiert l'analyse de biopsies musculaires pour déterminer le nombre de myofibrilles dégradées (Raastad et al., 2010). Cette procédure invasive reste peu adaptée à une utilisation de routine, dans la pratique sportive ou clinique. À l'inverse, la perte de force mesurée à 48 h, bien qu'étant l'indicateur le plus communément utilisé pour mesurer le niveau de dommages global, ne permet pas d'évaluer les altérations induites dans chacun des muscles sollicités par l'exercice. Dans le prolongement de l'étude précédente, ce travail avait pour objectif de déterminer : (i) si les variations de module de cisaillement mesurées 30 min post-exercice permettent de prédire la perte de force musculaire à 48 h et (ii) si les muscles synergistes sont affectés de manière similaire par l'exercice. Cinquante-trois participants ont ainsi effectué des exercices sur ergomètre selon cinq conditions différentes :

- contractions concentriques maximales des fléchisseurs du coude (contrôle) ;
- contractions excentriques maximales des fléchisseurs du coude avec une charge modérée ;
- contractions excentriques maximales des fléchisseurs du coude avec une charge élevée ;
- contractions excentriques maximales des extenseurs du genou avec une charge modérée ;
- contractions excentriques maximales des extenseurs du genou avec une charge élevée.

Nos résultats ont confirmé l'augmentation du module de cisaillement post-exercice, excepté pour le groupe contrôle. L'augmentation relative du module de cisaillement mesurée à 30 min était fortement corrélée à la baisse de force à 48 h pour les fléchisseurs du coude ( $r = 0.80$ ) et les extenseurs du genou ( $r = 0.82$  ; **Fig. 14**). Ces données viennent conforter l'hypothèse du rôle du calcium dans l'augmentation de raideur post-exercice. La quantité de calcium libérée est conditionnée par le niveau de dégradation des membranes cellulaires et donc par l'amplitude des dommages musculaires (Whitehead et al., 2001). Étant donné que la baisse de force est liée au nombre de fibres dégradées (Raastad et al., 2010), il est raisonnable de penser que l'augmentation du module de cisaillement reflète le niveau de dommages. Une analyse complémentaire suggère par ailleurs que le *biceps brachii* et le *rectus femoris* sont plus susceptibles d'être affectés par les dommages comparativement à leurs synergistes. Ces différences peuvent être attribuées aux propriétés anatomiques (bi-articulaires) et structurales (typologie) spécifiques de ces muscles (Kulig et al., 2001). Cette étude montre que le module de cisaillement reflète de manière précoce le niveau de dommages musculaires induits et peut s'avérer être un marqueur utile pour les entraîneurs et les cliniciens souhaitant estimer l'impact d'un exercice traumatisant.

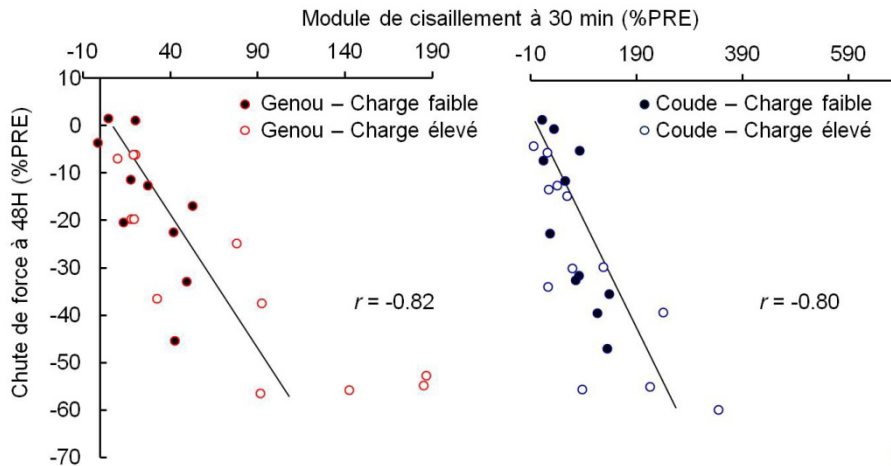


Fig. 14. Corrélations significatives ( $P < 0.05$ ) entre l'augmentation relative du module de cisaillement et la diminution relative de la force isométrique maximale volontaire.

Impact d'un exercice traumatisant sur le délai électromécanique

Le délai électromécanique correspond au temps compris entre le début de l'activation et le début de la production de force (Cavanagh et Komi, 1979). Ce délai est influencé par des processus électrochimiques (transmission synaptique, couplage excitation contraction) et mécaniques (transmission de la force). A l'aide d'une méthode innovante basée sur l'utilisation de l'échographie haute-fréquence, Nordez et al. (2009) ont pu déterminer les contributions relatives des composantes électrochimiques (i.e. délai entre la stimulation électrique et début du raccourcissement des fascicules musculaires) et mécaniques (i.e. délai entre le début du mouvement du fascicule et le début de la production de force) au délai électromécanique (Fig. 15). Exploitant cette technique, Lacourpaille et al. (2015) ont montré une altération des capacités de transmission de force chez des patients atteints de dystrophie musculaire de Duchenne, montrant la sensibilité de la technique aux atteintes tissulaires.

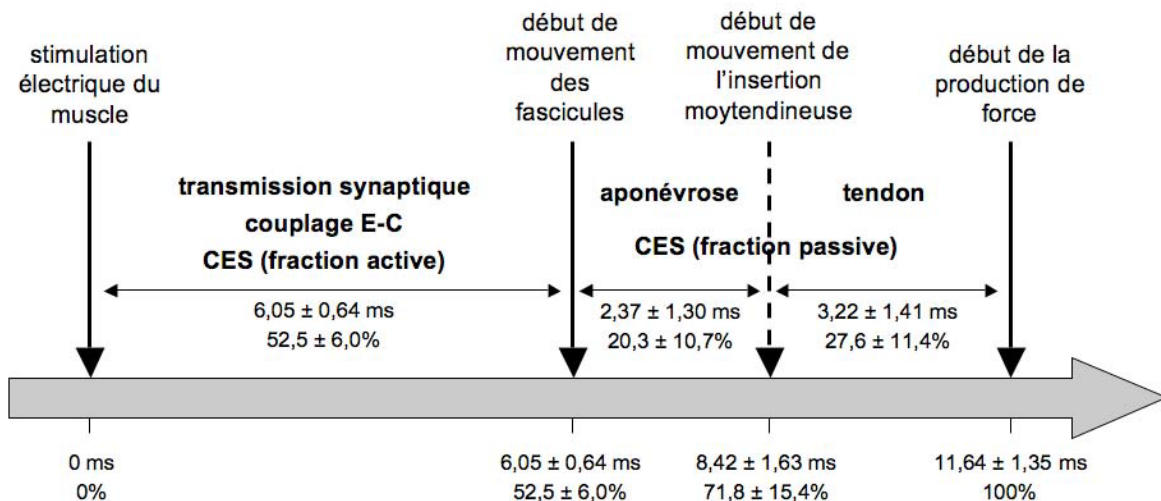


Fig. 15. Représentation schématique des délais entre la stimulation musculaire et le début de la production de force (i.e. le délai électromécanique). D'après Nordez et al. (2009).

Aussi, le but de cette étude était de déterminer les effets d'une atteinte fonctionnelle non-pathologique telle que les dommages induits par l'exercice excentrique sur les différentes composantes du délai

électromécanique du *gastrocnemius medialis*. Nous avons fait l'hypothèse que le délai électromécanique serait augmenté 1 h après l'exercice, en raison d'un allongement des processus de transmission synaptique, du couplage excitation-contraction et de la transmission de force. Réalisée auprès de 15 participants dans le cadre du projet ANOPACy, financé par la Région des Pays de la Loire, cette étude n'a montré aucun effet des dommages musculaires sur les différentes composantes du délai électromécanique. Bien que ces résultats aient été discutés d'un point de vue méthodologique (puissance statistique, sensibilité de la méthode), les données issues de la littérature ainsi que les travaux de notre groupe suggèrent que la technique utilisée est suffisamment sensible pour détecter de faibles modifications des différentes composantes du délai électromécanique. Toutefois, il est possible que le niveau de dommages puisse influencer les altérations des processus électrochimiques et la transmission de force du muscle vers les leviers osseux.

### 2.3.3 Effet de l'échauffement sur la raideur musculaire



Morales-Artacho A, Lacourpaille L, **Guilhem G**.  
Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: cycling vs. foam rolling.  
Scand J Med Sports Sci. 2017;[Epub ahead of print].

L'échauffement actif ou passif est une méthode très répandue pour accroître la capacité du muscle à supporter des contraintes d'étirement et le préserver ainsi des dommages musculaires ou réduire le risque de blessure (McGowan et al., 2015; McNair et Stanley, 1996). Cependant, les paramètres permettant de quantifier l'effet de l'échauffement sur les propriétés muscle-tendon sont souvent influencés par des structures musculaires et non-musculaires qui complexifient l'identification des effets sur la raideur du muscle (Herbert et al., 2011). Le but de cette étude était de déterminer les effets de différentes stratégies d'échauffement sur la raideur musculo-articulaire globale (reflétée par la mesure du couple de force passif) et sur la raideur de trois muscles fléchisseurs du genou (mesurée par élastographie SSI, **Fig. 16**). Nous avons ainsi testé les effets de trois méthodes :

- Pédalage sous-maximal incluant des sprints ;
- Massage avec rouleau de compression ;
- Pédalage suivi du massage avec rouleau de compression.

Nos résultats ont montré une diminution du module de cisaillement après pédalage (-10.3%) et la combinaison des deux techniques (-7.7%), confirmée par une diminution du couple de force passif (-7.2% et -6.2% en moyenne) et une augmentation de l'amplitude articulaire de mouvement (+2.9 et +3.2% en moyenne). Ces effets étaient prolongés 30 min après la combinaison des deux techniques. Le massage avec rouleau de compression a induit une faible diminution du module de cisaillement (-5.4% en moyenne). Notre étude suggère que l'addition d'un stimulus passif n'induit pas d'effet supérieur au pédalage, montrant le rôle fondamental de l'échauffement actif pour diminuer la raideur musculaire. Par ailleurs, le temps entre la fin de l'échauffement et le début de l'exercice doit être pris en considération pour optimiser les routines d'échauffement. Cette démarche peut permettre à terme de contribuer à la réduction du risque de blessure des ischio-jambiers, particulièrement

exposés aux lésions (Opar et al., 2012). A noter que cette étude a soulevé un intérêt certain au sein de la communauté des sciences appliquées au sport<sup>16</sup>, certainement en raison du caractère actuel du sujet.

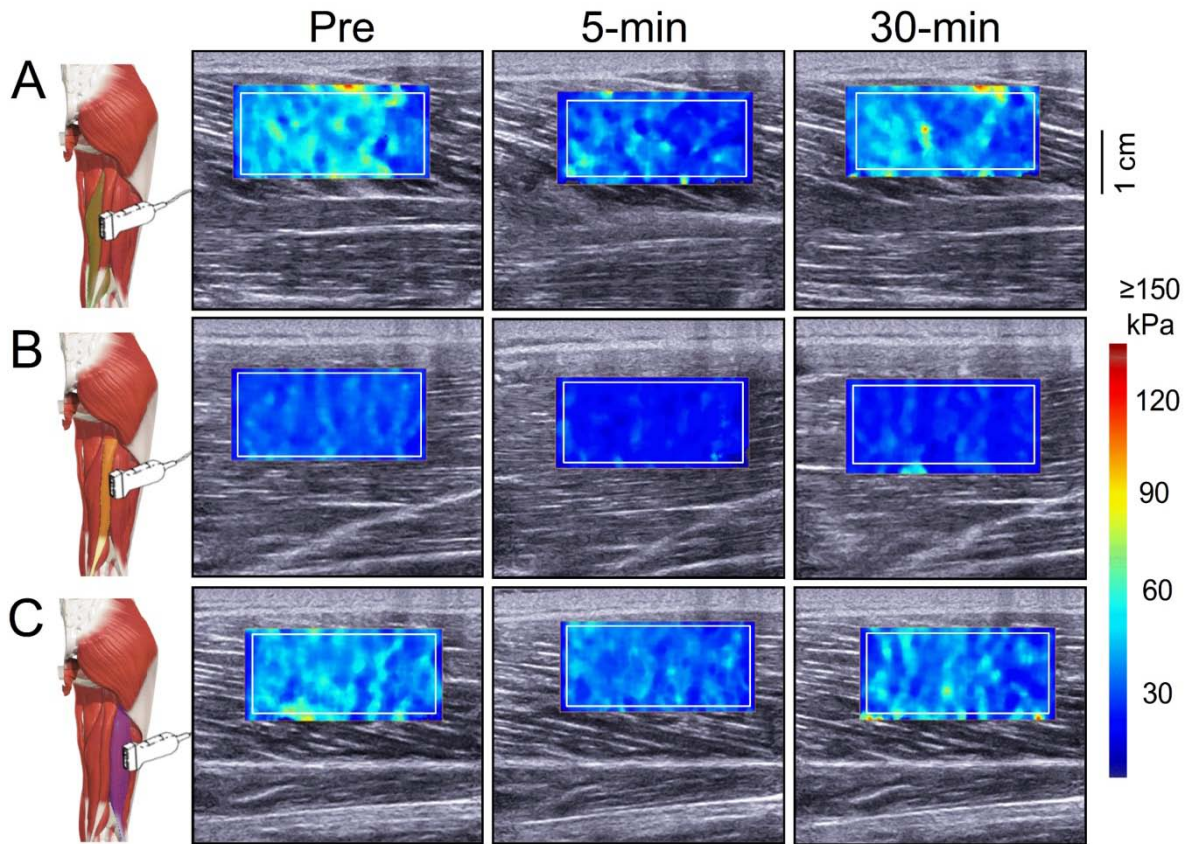




Fig. 16. Mesures du module de cisailement mesuré sur par élastographie SSI avant (Pre), 5 min et 30 min après un échauffement en combinant pédalage et massage avec rouleau de compression sur les muscles *semimembranosus* (A), *semitendinosus* (B) et *biceps femoris* (C). D'après Morales-Artacho et al. (2017).

### 2.3.4 Impact du froid sur la fonction musculaire

	<b>Guilhem G</b> , Hug F, Couturier A, Regnault S, Bournat L, Filliard JR, Dorel S. Effects of air-pulsed cryotherapy on neuromuscular recovery subsequent to exercise-induced muscle damage. <i>Am J Sports Med.</i> 2013;41(8):1942-51.
	<b>Point M</b> , <b>Guilhem G</b> , Hug F, Nordez A, Frey A, Lacourpaille L. Does cryotherapy affect muscle stiffness in vivo? <i>Scand J Med Sports Sci</i> ;[Epub Ahead of Print]

Réalisés dans le cadre du contrat de recherche n°07-006 associant l'INSEP, l'Université de Nantes et le ministère chargé des sports, ces travaux ont cherché à déterminer les effets de la cryothérapie par air froid pulsé :

- sur la récupération musculaire après exercice traumatisant ;
- sur la raideur musculaire au repos.

#### Effet du froid sur la récupération neuromusculaire

En utilisant les techniques d'IRM et d'EMG haute densité (64 voies), nous avons évalué l'effet de l'air froid pulsé (-30°C) sur la distribution spatiale de l'œdème et de l'activité musculaire du *biceps brachii* après trois

<sup>16</sup> Plus de 1000 téléchargements en 2 semaines sur le site Researchgate.

séries de 20 contractions excentriques maximales des fléchisseurs du coude (Fig. 17). L'impact sur les dommages musculaires a également été apprécié par la mesure des DOMS, de la force maximale volontaire et de différents marqueurs plasmatiques (créatine kinase, protéine C-réactive, interleukine 6).

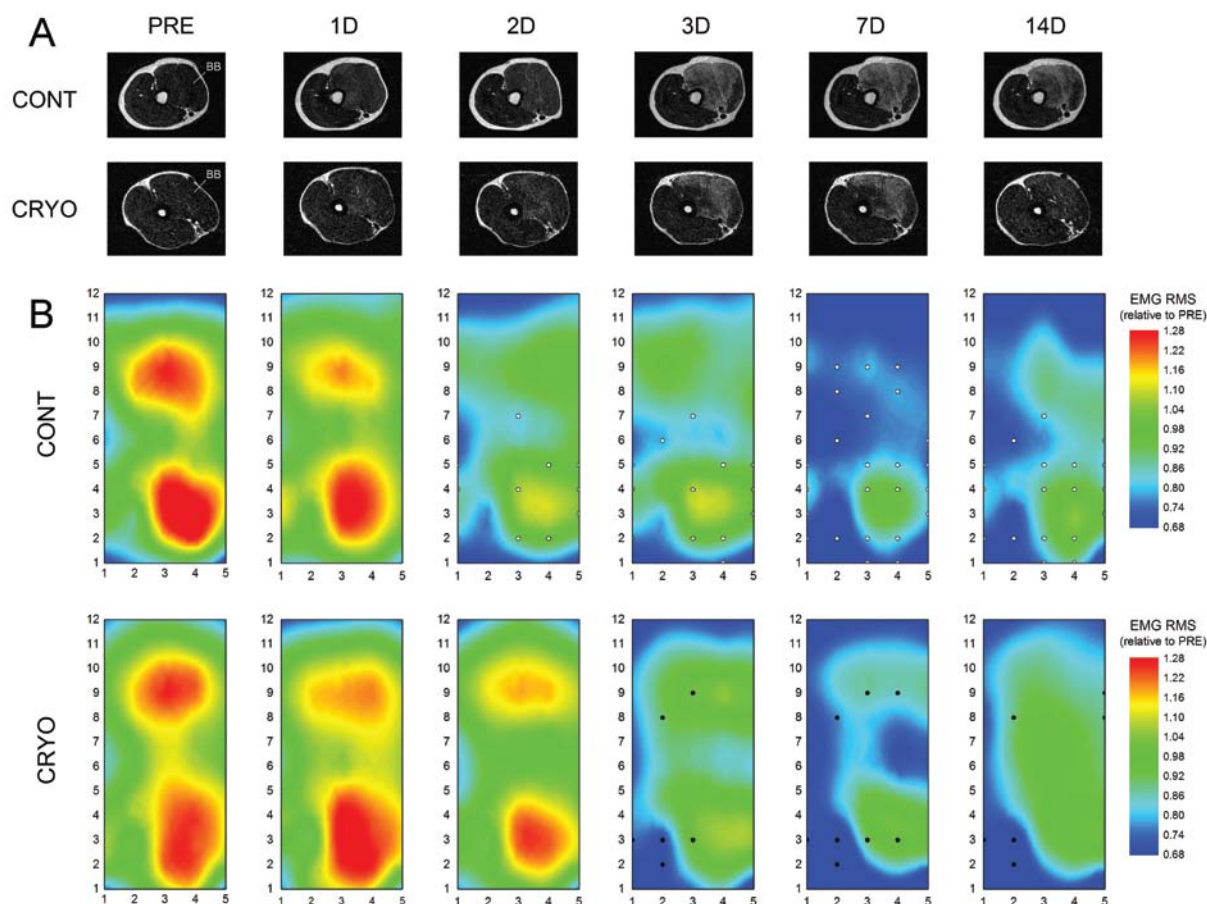


Fig. 17. Évolution de l'œdème ( $T_2$ ) mesuré par IRM (A) et de la distribution de l'activité EMG de surface du *biceps brachii* après exercice traumatisant avec (CRYO) et sans (CONT) application d'air froid pulsé ( $-30^\circ\text{C}$ ) immédiatement après et pendant les 4 jours qui suivent l'exercice. D'après Guilhem et al. (2013b).

Bien que certains symptômes des dommages musculaires après exercice excentrique intense (i.e. formation de l'œdème local, diminution de l'activité musculaire) aient été retardés, nos résultats montrent que l'application répétée d'air froid pulsé ne permet pas d'améliorer la récupération musculaire pendant les deux semaines qui suivent l'exercice traumatisant. Cette étude s'inscrit dans la tendance actuelle des recherches qui questionnent de plus en plus l'intérêt de la cryothérapie pour réduire les conséquences des dommages musculaires (Costello et al. 2012).

#### Effet du froid sur la raideur musculaire

Ce travail a fait l'objet d'un stage de Master 2 co-dirigé avec Lilian Lacourpaille, en collaboration avec Alain Frey, responsable du Département Médical de l'INSEP.

Si l'augmentation de raideur d'un tissu est bien connue dans la littérature, elle a surtout été déterminée par des études *ex vivo* (Sapin-de Brosses et al., 2010). Étant donné l'utilisation de la cryothérapie pendant les

compétitions (Bleakley et al., 2012), il semblait intéressant de déterminer ses effets sur la raideur musculaire, suggérée comme étant facteur de risque de blessure. Cette étude visait à utiliser la technique d'élastographie SSI afin de déterminer l'impact de l'application de froid sur la raideur musculaire. Le couple de force passif, le module de cisaillement et la température intramusculaire ont donc été mesurés sur le *gastrocnemius medialis* avant, pendant un traitement d'air froid pulsé de 4 fois 4 min, et pendant les 40 min suivant l'application de froid (Fig. 18). Nous avons également vérifié que le muscle restait au repos pendant le traitement en mesurant l'activité EMG.

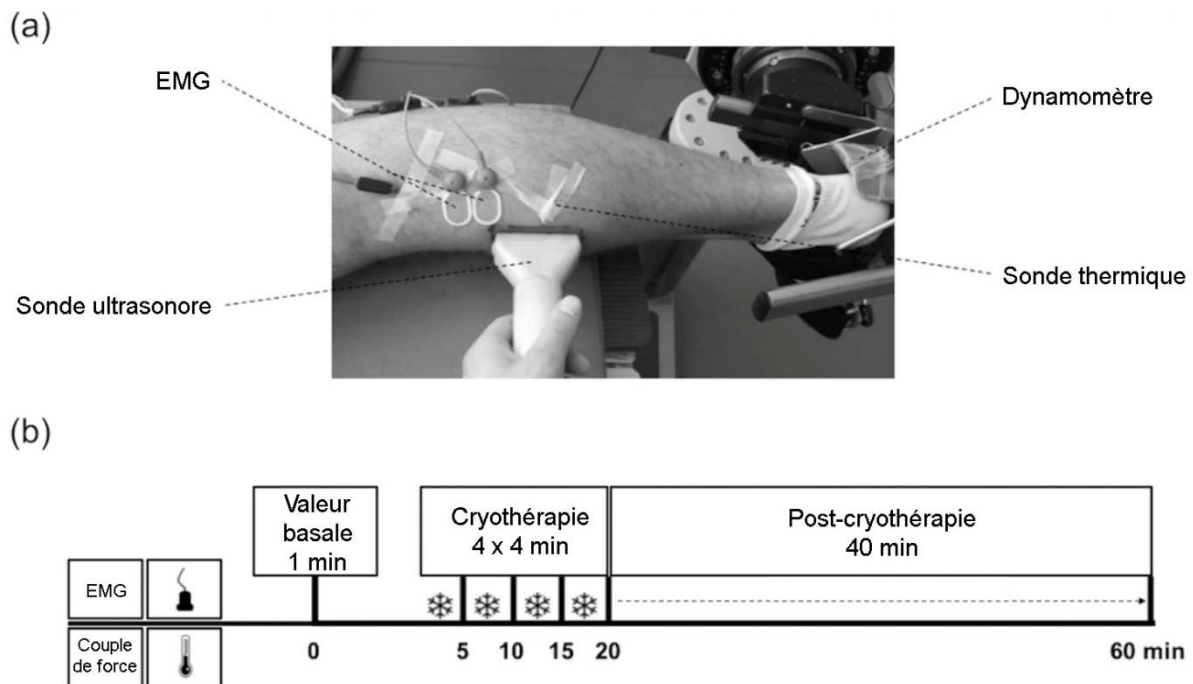


Fig. 18. Dispositif expérimental permettant de mesurer simultanément la température intramusculaire et le module de cisaillement par élastographie SSI. D'après Point et al. (en révision).

Alors que la température intramusculaire a diminué de  $7^{\circ}\text{C}$ , le module de cisaillement a augmenté significativement de 12% en moyenne après la deuxième application de froid, avec un pic de 35% d'augmentation à 30 min et une valeur toujours supérieure à la valeur initiale en fin de protocole. Ainsi, le niveau d'étirement que le muscle est en capacité de supporter sans lésion est diminué par la cryothérapie. Nos travaux ont montré que la raideur musculaire peut être également augmentée si l'exercice réalisé avant cryothérapie est générateur de dommages (Lacourpaille et al., 2014), réduisant encore la capacité d'étirement du muscle. Après exercice traumatisant, cette méthode de récupération devrait donc être réduite ou proscrite sur les muscles les plus exposés au risque de blessure, ou suivie immédiatement d'un échauffement adapté.

Depuis ces travaux, nous savons également que l'application de froid (i.e. par immersion) n'est pas plus efficace que la récupération active pour réduire la réponse inflammatoire et la réponse au stress après une séance d'entraînement en force (Peake et al., 2017). De plus, lorsque cette technique est utilisée après l'entraînement musculaire de manière répétée (12 semaines), elle peut réduire la réponse anabolique et donc l'hypertrophie musculaire (Roberts et al., 2015). Sans que cela ne remette en cause l'effet antalgique du froid (Bleakley et al., 2012; Costello et al., 2012), l'ensemble de ces données à haut niveau d'évidence scientifique

soulèvent la nécessité de remettre à jour les recommandations pratiques relatives à cette méthode de récupération, qui peut parfois être honoreuse (e.g. cryothérapie corps entier)<sup>17</sup>.

### 2.3.5 Adaptations neuromusculaires induites par l'entraînement excentrique



**Guilhem G**, Cornu C, Maffiuletti NA, Guével A.  
Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training.  
*Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(2):326-35.

Cette étude réalisée en fin de thèse de doctorat visait à déterminer les adaptations neuromusculaires induites par l'entraînement excentrique isoinertielle vs. isocinétique, à même quantité de travail et de vitesse moyenne de mouvement. Nos résultats ont montré que la modalité isoinertielle favorisait les gains de force aux longueurs musculaires courtes (+20%) et la force excentrique à haute vitesse. Ces améliorations de la performance musculaire ont été accompagnées d'une augmentation de l'épaisseur (i.e. volume) musculaire et de l'angle de pennation uniquement après entraînement isoinertiel. Les différences de contrainte mécanique entre les deux modalités, en particulier l'accélération et la force plus importantes en isoinertiel à courte longueur musculaire sont ainsi des déterminants des adaptations neuromusculaires à l'entraînement excentrique. Ces résultats présentent des applications importantes dans la programmation de l'entraînement musculaire, à visée d'optimisation mais aussi de prévention (Isner-Horobeti et al., 2013). En effet, l'entraînement excentrique isocinétique semble à favoriser en début de reprise d'activité, tandis que l'entraînement isoinertiel doit être privilégié pour développer la force maximale, en particulier dans les activités mobilisant des angles de genou fléchis.

<sup>17</sup> Cold therapy? Maybe better save your Money. New York Times, édition du 2 Janvier 2017.

## Points clés

- ✓ Les travaux réalisés sur cette thématique ont mis en évidence des altérations des propriétés mécaniques et contractiles du muscle rarement explorées *in vivo*.
- ✓ La raideur du muscle augmente significativement après un exercice traumatisant. Cette augmentation est fortement liée au niveau de dommages induits. Globalement, nos résultats suggèrent un rôle prépondérant de la perturbation de l'homéostasie calcique et des interactions actine-titine dans les modifications de raideur observées, en particulier lorsque le muscle est étiré.
- ✓ Des dommages musculaires modérés ne semblent pas affecter les différentes composantes du délai électromécanique.
- ✓ Lorsque la contrainte excentrique est répétée, les adaptations neuromusculaires induites aux longueurs musculaires courtes sont plus marquées lorsqu'une résistance isoinertielle est utilisée comparativement à un entraînement isocinétique.



7 articles publiés dans des revues indexées ISI



2 contrats de recherche  
Ministère chargé des sports, contrat n°07-006  
Région des Pays de la Loire, projet ANOPACy n°14-i-009)



4 encadrements d'étudiants de niveau Doctorat dont un stage international  
1 encadrement d'étudiante de niveau Master



## 2.4 Relations entre propriétés musculaires et performance à haute-intensité

### 2.4.1 État de la question

Les capacités musculaires sont fondamentales pour la santé, les habiletés fonctionnelles, l'amélioration et la préservation de la qualité de vie (American College of Sports, 2009). Dans ce contexte, la force des muscles du tronc (en particulier les fléchisseurs et les extenseurs) est déterminante dans le maintien de la posture, la stabilité du tronc et préserve les structures passives de contraintes excessives (Andersson et al., 1988). L'évaluation de cette capacité, bien que complexe, est essentielle dans la pratique clinique et scientifique à des fins de diagnostic, de détection ou de prédiction des atteintes musculo-articulaires (Yahia et al., 2011). Par ailleurs, la force des extenseurs et fléchisseurs du tronc peut constituer un facteur limitant dans des tâches motrices très utilisées en évaluation (e.g. saut vertical chargé) (Bobbert, 2014) ou lors de la pratique sportive (e.g. maintien de la position en voile) (Maisetti et al., 2006).

Dans la performance sportive, les qualités de puissance et de vitesse, souvent essentielles, ne sont pas toujours appréhendées et leur évaluation pas nécessairement optimisée (Morin et Samozino, 2015). Lors d'un saut vertical, la vitesse atteinte lorsque l'on quitte le sol est reliée à la puissance que le muscle peut générer, définie comme le produit de la force qu'il exerce et de sa vitesse de raccourcissement. Selon la fonction hyperbolique qui lie la force à la vitesse sur muscle isolé, la force produite diminue avec l'augmentation de la vitesse de raccourcissement (Hill, 1938). Lors de tâches fonctionnelles mobilisant une combinaison d'articulations (e.g. saut, course à pied, pédalage), cette relation est quasi-linéaire (Cormie et al., 2011). La puissance maximale, calculée à partir de cette relation, est corrélée à la performance sportive dans de nombreuses disciplines. Les méthodes permettant son évaluation se sont multipliées ces dernières années (e.g. capteur de position, accéléromètre) et peuvent être utilisées en conditions simples sur le terrain sportif. Récemment, Samozino et al. (2008) ont développé une méthode simple basée sur des mesures anthropométriques et la hauteur de saut pour calculer la puissance produite. Toutefois, la plupart de ces méthodes n'ont été testées que dans une condition de charge unique, ce qui nécessite d'éprouver leur validité-reproductibilité pour évaluer l'ensemble de la relation force-vitesse.

Les liens entre les propriétés neuromusculaires et musculo-tendineuses sur la performance lors de tâches motrices maximales comme le saut vertical représentent un domaine qui connaît un engouement certain dans la littérature scientifique ces dernières années (Cormie et al., 2011). Le rôle des coordinations musculaires ou des interactions muscle-tendon vis-à-vis de la performance en saut est par exemple peu décrit, alors que ces connaissances sont essentielles pour identifier et contrer (via l'entraînement) les facteurs limitant cette performance.

## 2.4.2 Validité de méthodes d'évaluation innovantes des capacités musculaires

**Guilhem G**, Giroux C, Couturier A, Maffiuletti NA.  
Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry.  
*J Electromyogr Kinesiol.* 2014;24(6):986-93.

Giroux C, Rabita G, Chollet D, **Guilhem G**.  
What is the best method for assessing lower limb force-velocity relationship?  
*Int J Sports Med.* 2015;36(2):143-149.

Ces deux études ont été réalisées pendant la thèse de Caroline Giroux, en partie en collaboration avec Nicola Maffiuletti (Clinique Schülthess de Zürich). Elles avaient pour objectif d'évaluer la validité et la reproductibilité (i) d'un ergomètre isocinétique permettant d'évaluer la force des extenseurs et fléchisseurs du tronc ; (ii) des méthodes permettant de mesurer la relation force-vitesse en saut vertical sur le terrain.

### Validité et reproductibilité des mesures de force des extenseurs et fléchisseurs du tronc

Réalisée auprès de 15 participants, cette étude a montré une corrélation forte entre (i) le couple de force maximal (i.e. excentrique, isométrique et concentrique) mesuré à l'aide d'un module permettant d'évaluer la force des muscles du tronc (Con-Trex TP-1000, CMV AJ, Dübendorf, Suisse ; Fig. 19) et la surface de section transversale des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc mesurée par IRM ( $r = 0.74-0.85$ ) ; (ii) l'activité EMG et le couple de force mesurés lors de rampes de contractions isométriques ( $r > 0.99$ ). La reproductibilité des mesures de couple de force maximale était satisfaisante, avec des coefficients de corrélation intra-classe supérieurs à 0.87. Ces résultats établissent la validité des mesures de force des extenseurs et fléchisseurs du tronc obtenues à partir de ce module. Étant donnée l'excellente reproductibilité des mesures de couple de force, cette dernière génération d'ergomètre peut être proposée pour évaluer la fonction des muscles du tronc à visée clinique ou sportive. Cet outil a été utilisé à la Clinique Schülthess de Zürich pour mettre en évidence les différences de force entre des navigateurs de haut-niveau et des navigateurs novices (Friesenbichler et al., 2016).



Fig. 19. Vue de face, de 3/4 et de côté du module tronc Con-Trex TP-1000 (a) connecté au moteur (b). L'activité musculaire des muscles *rectus abdominis* (c) and *erector spinae* était enregistrée et synchronisée avec les mesures mécaniques issues de l'ergomètre.

### Comparaison des méthodes d'évaluation de la relation force-vitesse en saut vertical

Pour cette étude, les relations force-puissance-vitesse ont été évaluées en saut vertical auprès de 17 participants à l'aide d'un accéléromètre, d'un capteur de position et de la méthode Samozino (Fig. 20). Les mesures issues de ces outils ont été confrontées à celles obtenues avec une plate-forme de force, utilisée comme méthode de référence. Nos résultats ont montré une validité comparable pour l'ensemble des méthodes testées, avec des coefficients de variation allant de 6.4% à 14.5%. Les patrons de force, vitesse et puissance confirment ce résultat avec des différences notables pour les mouvements réalisés à haute vitesse, et une concordance plus faible pour la vitesse et la puissance. La méthode Samozino présente la reproductibilité la plus élevée, avec des CV compris entre 2.7% et 8.6%. Cette étude montre que les accéléromètres et capteurs de position peuvent être utilisés pour analyser les patrons des variables cinétiques, tandis que la méthode Samozino bénéficie mise en œuvre simple et de résultats reproductibles. Ces méthodes peuvent donc être utilisées pour évaluer les capacités musculaires et déterminer les effets de protocoles d'entraînement. Nous avons néanmoins observé des patrons mécaniques variables lorsque les mouvements sont réalisés à haute vitesse. Il serait aussi intéressant de savoir si ce résultat pourrait être la conséquence de différentes coordinations musculaires d'un essai à l'autre et si cette variabilité est influencée par le niveau de charge (Bobbert, 2014; Gregoire et al., 1984).

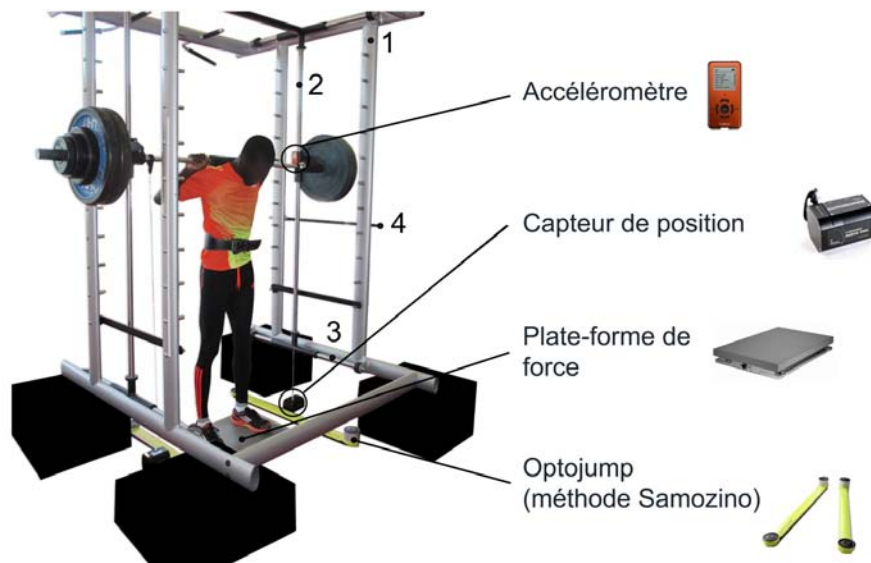


Fig. 20. Dispositif expérimental présentant l'ensemble des outils testés.

#### 2.4.3 Facteurs musculaires influençant la performance explosive



Giroux C, **Guilhem G**, Chollet D, Rabita G.  
Is muscle coordination affected by loading condition in ballistic movements?  
*J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25:69-76.



Hauraix H, Nordez A, **Guilhem G**, Rabita G, Dorel S.  
In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans.  
*J Appl Physiol.* 2015;119(11):1262-71



Hauraix H, Dorel S, Rabita G, **Guilhem G**, Nordez A.  
Muscle fascicle shortening behavior of vastus lateralis during a maximal force-velocity test.  
*Eur J Appl Physiol.* [Epub ahead of print]

Cette partie de nos travaux s'est focalisée sur cette question afin de mieux comprendre les déterminants musculaires de la performance explosive. L'expérience de notre groupe de recherche nous a permis d'exploiter des compétences en recueil et interprétation du signal EMG. Cette méthode permet d'accéder aux coordinations musculaires, définies comme la distribution des activations ou des forces parmi les muscles sollicités pour produire une combinaison de couple de force donnée (Prilutsky, 2000). Nous nous sommes aussi appuyés sur les méthodes présentées précédemment pour investiguer le comportement du muscle et des tissus tendineux, dont les propriétés peuvent influencer la performance au cours du geste. Les productions issues de ce travail incluent principalement des contributions en tant que co-auteur. Aussi, cette partie très synthétique a pour objet de sensibiliser le lecteur à l'émergence de cette thématique en vue des projets développés dans le chapitre 4.

Brièvement, nous avons mis en évidence que la charge n'influence pas les coordinations musculaires des membres inférieurs lors d'un squat balistique, i.e. réalisé de manière maximale avec projection. Ces résultats suggèrent que la sollicitation du système neuromusculaire est similaire quel que soit le niveau de charge imposé aux muscles. L'intention de réaliser le mouvement le plus vite possible semble donc un élément déterminant pour induire une production de puissance la plus élevée possible (Behm et Sale, 1993). Aussi, les effets induits par des entraînements balistiques à différentes intensités mériteraient d'être évalués. Ces résultats nécessiteraient d'être complétés avec une analyse des activations des muscles du tronc, en particulier en condition chargée.

Dans le cadre de notre collaboration avec l'Université de Nantes, j'ai ensuite participé à 2 études réalisées par Hugo Hauraix dans le cadre de sa thèse de doctorat. L'ambition de ces expérimentations était de développer une méthode permettant de mesurer la vitesse maximale de raccourcissement des fascicules musculaires pour la première fois *in vivo* lors de tâches mono-articulaires et de tester les liens avec la vitesse articulaire maximale et les propriétés musculo-articulaires. En utilisant l'échographie haute-fréquence, nous avons ainsi pu mesurer la vitesse maximale de raccourcissement du *gastrocnemius medialis* (29.4 cm.s<sup>-1</sup> en moyenne) et du *vastus lateralis* (34.6 cm s<sup>-1</sup> en moyenne), qui était très proche de la vitesse maximale ( $V_{max}$ ) obtenue à partir du modèle de Hill (1938) pour le *gastrocnemius medialis* (30.8 cm s<sup>-1</sup> en moyenne). La valeur de  $V_{max}$  était d'ailleurs significativement corrélée à la vitesse maximale articulaire, confirmant le rôle fondamental de la typologie du muscle vis-à-vis de cette capacité de production de vitesse maximale (Bottinelli et al., 1996). En revanche, aucun paramètre biomécanique n'était relié à la vitesse maximale de raccourcissement, démontrant la complexité des facteurs qui sous-tendent la réalisation de contractions musculaires à vitesse maximale. Ces travaux ont ouvert la voie à l'exploration des facteurs biomécaniques limitant la performance, et notamment la production de vitesse, lors de tâches plus complexes. Ils permettent aussi d'envisager de quantifier les effets de protocoles d'entraînement, non plus uniquement sur la force maximale, mais aussi sur la vitesse maximale de raccourcissement, avancée considérable étant donné le peu de connaissances disponibles actuellement sur ce sujet chez l'homme *in vivo*.

## Points clés

- ✓ Dans cette troisième partie nous avons validé des méthodes permettant d'évaluer de manière fiable et reproductible la force des muscles du tronc et la relation force-vitesse lors du saut vertical. Ces méthodes présentent un intérêt certain dans l'évaluation des capacités athlétiques des individus, en particulier des sportifs de haut-niveau.
- ✓ Nous avons ensuite montré que les coordinations musculaires des membres inférieurs étaient peu altérées par le niveau de charge imposé lors du saut vertical.
- ✓ Enfin notre groupe a été le premier à mesurer la vitesse maximale de raccourcissement des fascicules musculaires *in vivo* chez l'homme. Cette méthode a été appliquée à deux articulations (cheville, genou) et soulève de nombreuses perspectives de recherche.
- ✓ En particulier, il sera intéressant de donner du sens à ces méthodes développées en laboratoire vis-à-vis de l'évaluation et de l'optimisation de la performance en situation écologique de réalisation.



8 articles publiés dans des revues indexées ISI



1 contrat doctoral (Université de Rouen)  
1 contrat de recherche de la Région des Pays de la Loire, projet ANOPACy n°14-i-009)



3 encadrements d'étudiants de niveau Doctorat  
2 encadrements d'étudiants de niveau Master

## 2.5 Analyse des déterminants musculaires de la performance sportive de haut-niveau

### 2.5.1 État de la question

L'entraînement musculaire moderne est basé sur (i) l'évaluation des capacités athlétiques (voir partie précédente) et (ii) l'analyse des besoins de l'activité. Cette approche vise à faire coïncider au mieux les ressources et les besoins dans l'idée d'optimiser la performance. Une autre méthode originale, toujours développée par Samozino et al. (2012), permet aujourd'hui de déterminer l'équilibre optimal entre les qualités de force et de vitesse d'un individu. Cette avancée est fondamentale à haut niveau de performance, car le potentiel de progression quantitatif chez des sportifs très entraînés est souvent limité. Aussi, les gains accessibles sont subtils, augmentant de fait l'intérêt d'identifier des ajustements qualitatifs du profil athlétique et des méthodes de développement adaptées à ces objectifs d'entraînement. Les méthodes présentées tout au long de ce mémoire contribuent à notre compréhension de la motricité humaine, en particulier le fonctionnement des systèmes neuromusculaire et musculo-tendineux. Mais ces techniques évoluent également sur le plan technologique, se miniaturisent, rendant progressivement possible l'investigation sur le terrain, autrement dit, dans le contexte écologique de la performance sportive (Guilhem, 2014). Des liens entre les capacités physiques des individus et des indicateurs fins de la performance peuvent alors être explorés, soulevant des potentiels d'amélioration innovants qui donnent tout son sens à l'apport des sciences dans l'accompagnement de la performance sportive.

Ainsi, la technique d'électromyographie de surface permet par exemple de quantifier les niveaux et les séquences d'activation des muscles sollicités (coordinations musculaires) lors de mouvements simples comme abordé précédemment lors du saut vertical, mais aussi lors de tâches sportives plus complexes. Ce travail a ainsi été conduit pour évaluer l'influence de la cadence, de la puissance et de la position sur les activités EMG mesurées en pédalage (Hug et Dorel, 2009). Parmi ces paramètres, la puissance est reconnue comme le principal facteur responsable d'une augmentation de la contrainte articulaire et donc du niveau d'activité EMG (Ericson, 1986). Toutefois, des questions restent en suspens concernant les niveaux d'activité produits lors d'un sprint maximal en pédalage par rapport à leur potentiel maximal d'activation. Des résultats récents montrent par exemple des différences importantes entre des exercices de pédalage supra-maximaux et sous-maximaux, en particulier des contributions accrues des extenseurs de la hanche et des fléchisseurs du genou à la puissance produite (Elmer et al., 2011; Hautier et al., 2000). Ces résultats suggèrent des modifications significatives des coordinations musculaires en réponse à ces différentes sollicitations.

Cette approche expérimentale améliore ainsi notre compréhension de gestes sportifs standardisés et contrôlés comme le pédalage sur un ergocycle (mouvements effectués quasi-exclusivement dans le plan sagittal, mobilisation principalement des membres inférieurs). Mais elle peut également être exploitée pour investiguer des gestes plus complexes, dont certains ont été peu ou jamais analysés sur le plan des coordinations musculaires. De ce point de vue, l'escrime est un modèle intéressant car (i) cette activité sportive implique des actions courtes, rapides et complexes qui requièrent donc des capacités neuromusculaires adaptées (Roi et Bianchedi, 2008); (ii) l'apprentissage de la discipline et son entraînement reposent sur des concepts

principalement empiriques issues d'expériences pratiques ; (iii) les connaissances scientifiques relatives aux facteurs neuromusculaires sollicités dans la réalisation du geste sont rares. Williams et Walmsley (2000) ont par exemple montré que les patrons d'activité EMG des muscles *biceps femoris* et *rectus femoris* des membres inférieurs étaient relativement stables en fleuret. Selon ces auteurs, les habiletés techniques extraites à partir de ces mesures semblent également discriminantes du niveau d'expertise. Cette hypothèse est confortée par d'autres travaux qui montrent une relation entre les séquences d'activité musculaire du *triceps brachii* et du *deltoid anterior* et la performance atteinte lors d'une flèche chez des épéistes (Frère et al., 2011). Ces données suggèrent que d'autres liens pourraient exister entre les coordinations musculaires des membres inférieurs et l'efficacité mécanique (i.e. vitesse de mouvement). L'analyse des activités EMG pourraient également contribuer à expliquer certaines adaptations musculaires mises en évidence chez les escrimeurs, notamment les asymétries bilatérales de force constatées chez des pratiquants de niveau moyen (Nystrom et al., 1990; Sapega et al., 1984).

### 2.5.2 Profil athlétique optimal en sport de haut-niveau



Giroux C, Rabita R, Chollet D, Guilhem G.  
Optimal balance between force and velocity differs among world-class athletes.  
*J Appl Biomech.* 2016;32(1):59-68.



Avrillon S, Jidovtseff B, Hug F, Guilhem G.  
Optimal balance between pneumatic and isoinertial resistance for maximal muscular power production.  
*Int J Sport Physiol Perform.* [Epub ahead of print]

Ces travaux couvrent la thèse de Caroline Giroux et le travail de Master 2 de Simon Avrillon. Ils sont le fruit d'une collaboration étroite avec les pôles France des fédérations d'athlétisme, de cyclisme, d'escrime, de taekwondo et disciplines associées, sportifs et cadres techniques avec lesquels nous travaillons depuis mon arrivée à l'INSEP. Ces études reposent sur le concept de profil optimal développé par Samozino et al. (2012), dont le principe est de considérer qu'il existe un équilibre entre les capacités de force et de vitesse permettant de maximiser la performance en saut vertical (Fig. 21). En effet, bien que les sportifs de haut-niveau, présentent des niveaux de force et de vitesse souvent bien supérieurs à la population générale, notamment dans les disciplines nécessitant de la puissance, il reste à déterminer si l'équilibre entre ces deux qualités, matérialisé par la pente de la relation force-vitesse est optimal. Aussi, nous avons évalué la relation force-vitesse en saut vertical auprès d'une cohorte de 95 sportifs de haut-niveau, à l'aide de la méthode simple de Samozino et al. (2008). Nous avons ensuite quantifié l'écart de la pente de la relation avec le profil optimal.

Nos résultats ont montré des écarts significatifs des valeurs de vitesse maximale mesurées par rapport aux valeurs optimales pour les escrimeuses, les escrimeurs, les athlètes et les taekwondoistes. Ainsi, la pratique chronique à haut-niveau de ces activités sportives est associée à des équilibres différents de la relation force-vitesse. Ces données soulèvent des potentiels d'optimisation de la performance athlétique dans ces disciplines, reposant sur un ajustement de l'équilibre entre force et vitesse. L'avantage de cette approche est également de disposer des relations force-vitesse de chaque sportif, permettant d'individualiser aisément l'entraînement et de

quantifier précisément les effets induits (Morin et Samozino, 2015). Cette démarche est d'ailleurs mise en place avec certaines fédérations depuis l'intégration de ces tests dans les routines de suivi des sportifs (e.g. plongeon).

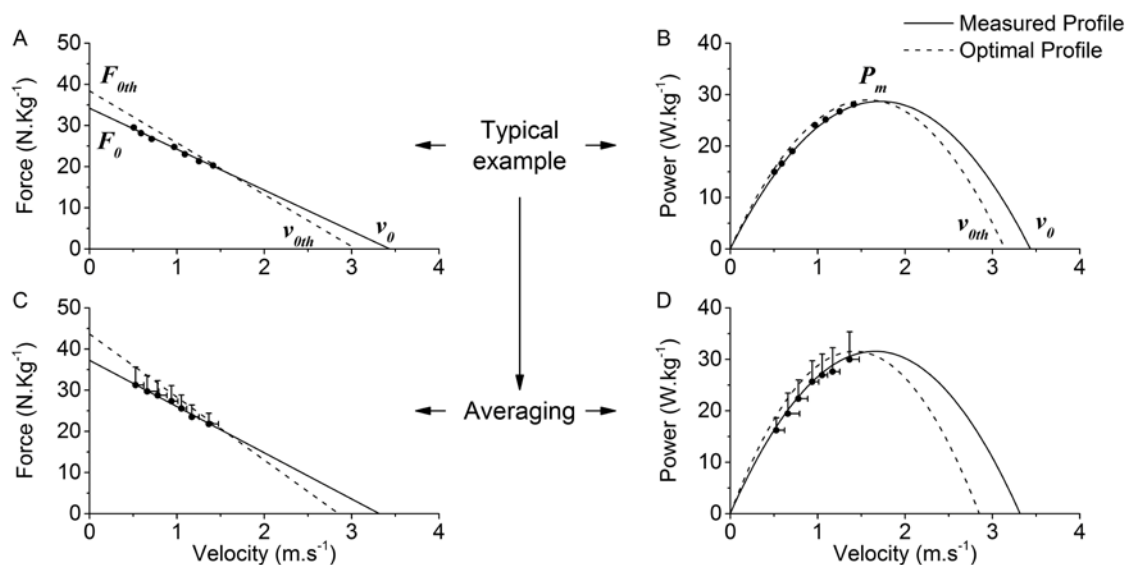


Fig. 21. Présentation d'un exemple permettant d'apprécier la démarche expérimentale et le concept de profil optimal.  $F_0$  : force maximale théorique mesurée ;  $F_{0th}$  : force maximale théorique optimale ;  $V_0$  : vitesse maximale théorique mesurée ;  $V_{0th}$  : vitesse maximale théorique optimale ;  $P_0$  : puissance maximale théorique mesurée ;  $P_{0th}$  : puissance maximale théorique optimale. D'après Giroux et al. (2016).

Une des questions à laquelle notre équipe s'intéresse depuis longtemps est de savoir quel est le stress mécanique optimal pour induire les effets recherchés à l'entraînement. Dans cette optique, les capacités musculaires constituent un modèle intéressant car les adaptations induites par l'entraînement répondent au principe de spécificité, les effets observés étant maximaux dans la condition utilisée à l'entraînement (American College of Sports, 2009). Dans ce contexte, la modalité de résistance pneumatique (i.e. utilisant la pression de l'air comprimé dans un vérin) semble être efficace pour maximiser la production de puissance sur l'ensemble du mouvement (Frost et al., 2008). Dans le prolongement de mes travaux de thèse et de l'étude présentée ci-dessus, nous avons donc évalué les effets de la répartition des résistances isoinertielle et pneumatique sur la relation force-vitesse mesurée en développé-couché auprès de 15 participants. Nous avons montré que la résistance isoinertielle générait des vitesses supérieures en fin de mouvement, tandis que la résistance pneumatique induisait des vitesses moyennes plus élevées et des forces moyennes plus faibles. La répartition de ces deux types de résistance permet également de modifier sensiblement la pente de la relation force-vitesse. Nos résultats montrent ainsi que la modalité de résistance peut être utilisée comme une variable innovante de l'entraînement musculaire, afin de moduler le stimulus d'entraînement en fonction des objectifs visés (Frost et al., 2010; Frost et al., 2008). Ces conclusions peuvent évidemment s'appliquer aux populations testées précédemment, en utilisant par exemple plutôt la résistance isoinertielle pour augmenter la force chez les taekwondoïstes, tout en surveillant la prise de masse musculaire, dans ce sport à catégorie de poids.



### 2.5.3 Identification des déterminants musculaires de la performance



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.



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

Ces recherches se sont largement appuyées sur les outils d'analyse développés au laboratoire SEP par Antoine Couturier à partir du logiciel Origin (Origin Lab, OriginLab Corporation, Northampton, MA), en particulier le module EMG Toolbar. Au-delà de la mise à disposition de ces moyens techniques, Antoine Couturier m'a formé au langage *labbtalk* ce qui m'a permis de concevoir de nombreux programmes d'analyses automatisées. C'est à partir de ces scripts que la plupart des résultats présentés dans ce mémoire ont été analysés.

#### Application au cyclisme

Cette première étude a été réalisée en collaboration avec Sylvain Dorel, François Hug et Antoine Couturier dans le cadre d'un projet financé par le ministère chargé des sports (contrat n° 10-R-019), en collaboration avec la Fédération Française de Cyclisme. L'objectif était de décrire les coordinations musculaires lors de sprint maximaux en cyclisme comparativement à des exercices sous-maximaux.

Les activités EMG de 11 muscles des membres inférieurs et le couple de force appliqué à la pédale ont été enregistrés après de 15 cyclistes de haut-niveau lors de tâches sous-maximales (i.e. 150 W, et puissance correspondant au second seuil ventilatoire) à l'aide d'un ergocycle (Excalibur Sport, Lode, Pays-Bas). La réalisation de sprints a induit une augmentation importante ( $\times 7-9$  par rapport à l'exercice effectué à 150 W) des niveaux d'activité des fléchisseurs de la hanche, des fléchisseurs du genou et des extenseurs de la hanche ( $\times 5-7$ ), et dans une moindre mesure des fléchisseurs plantaires et des extenseurs du genou ( $\times 2-3$  ; **Fig. 22**). Pour autant les niveaux d'activité atteints lors du sprint étaient en moyenne inférieurs à ceux mesurés lors d'une contraction isométrique maximale (i.e.  $< 70-80\%$ ). Les moments correspondant à l'activation des muscles intervenaient globalement plus tôt et les fins d'activation se produisaient plus tard pour la majorité des muscles investigués lors du sprint. Ces données mettent en évidence des ajustements significatifs des contributions de chacun des muscles des membres inférieurs à la production de puissance entre un exercice de pédalage sous-maximal et le sprint. L'augmentation de la durée des bouffées d'activité EMG semble représenter une stratégie efficace pour accroître le travail effectué par les différents groupes musculaires sollicités au cours du pédalage.

Du point de vue de la performance sportive, ces résultats ont ouvert des perspectives pour optimiser les méthodes d'entraînement visant à améliorer la capacité de production de puissance maximale des cyclistes. Les hauts niveaux d'activité atteints par les quadriceps et, de manière encore plus marquée, par le triceps surae semblent indiquer que la force maximale développée par ces groupes musculaires est une qualité fondamentale pour augmenter la force appliquée à la pédale (Raasch et al., 1997). Comme nous l'avons observé en saut vertical, la séquence d'activation musculaire supporte une transmission proximo-distale de la puissance produite

par les muscles mono-articulaires croisant la hanche et le genou vers l'articulation de la cheville (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988; Gregoire et al., 1984). La capacité de production de force maximale des fléchisseurs plantaires peut ainsi constituer un facteur limitant (et donc une cible d'entraînement intéressante) de cette aptitude à transmettre efficacement la force. La capacité à recruter les fléchisseurs du genou le plus haut possible lors de la remontée de la pédale semble également intéressante à développer.

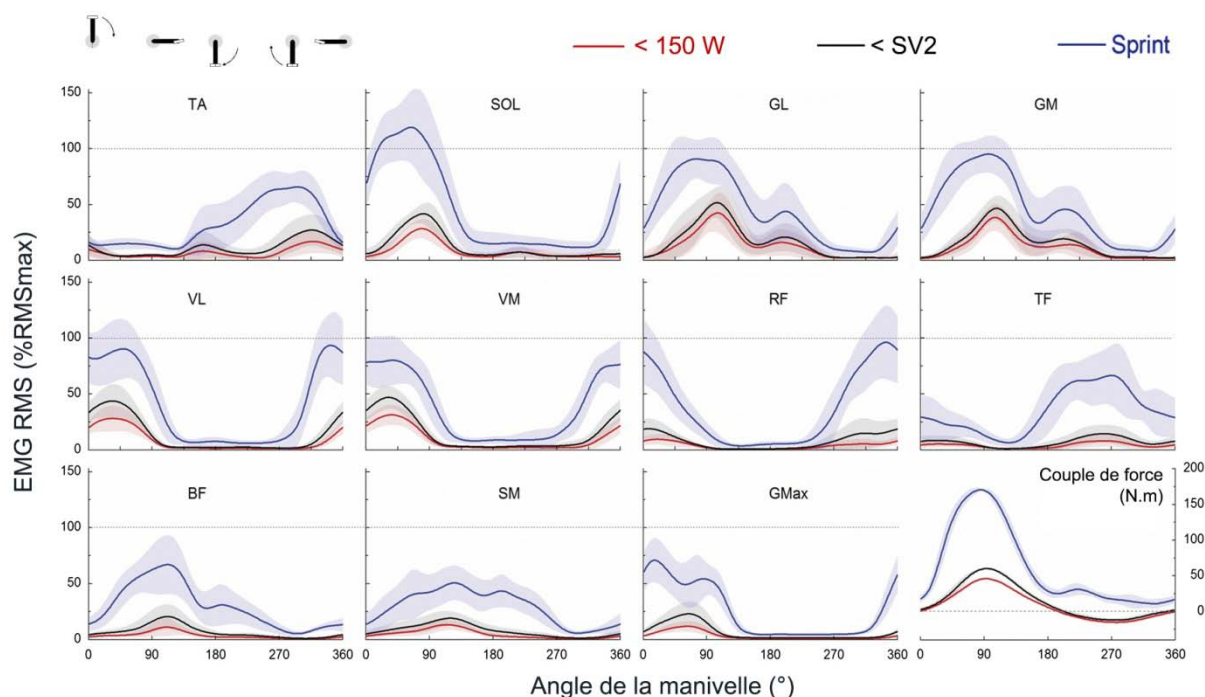


Fig. 22. Patrons EMG moyens enregistrés sur 11 muscles et couple de force mesuré au niveau de la pédale (en bas à droite) dans 2 conditions sous-maximales (150 W et puissance correspondant au 2<sup>nd</sup> seuil ventilatoire, SV2) et lors de sprints maximaux.

### Application à l'escrime

Mise en œuvre en collaboration avec Giuseppe Rabita et la Fédération Française d'Escrime, cette étude a constitué le stage de Master 2 de Caroline Giroux. Elle a été rendue possible par un système de plates-formes de force disposées en série (6,60 m de long) dont le laboratoire SEP a fait l'acquisition en 2008 et permettant de mesurer les forces d'appui au sol lors de mouvements complexes.

L'objectif de ce travail était :

- d'investiguer les coordinations musculaires des membres inférieurs mises en jeu lors d'un marché-fente en sabre ;
- de déterminer les relations entre les activations musculaires, la force musculaire maximale et l'efficacité mécanique lors de l'assaut.

Nous avons comparé la force isométrique et concentrique maximale des fléchisseurs plantaires et dorsaux, des fléchisseurs et extenseurs du genou et de la hanche mesurée sur ergomètre isocinétique, entre la jambe avant et la jambe arrière de 10 sabreuses de haut-niveau. L'activité EMG de surface de 15 muscles des membres inférieurs et les forces d'appui au sol ont été enregistrées pendant des marché-fente (Fig. 22).



Fig. 22. Représentation séquentielle des différences phases du marché-fente. a. Électrodes EMG de surface et transmetteur Wi-Fi. b. Plates-formes de force disposées en série. c. boîtier de synchronisation des signaux EMG et mécaniques issus des plates-formes.

Les extenseurs du genou et de la hanche de la jambe arrière étaient principalement activés lors des phases propulsives, tandis que les mêmes muscles de la jambe avant étaient fortement sollicités lors des actions frénatrices. Les sabreuses présentaient une force des muscles extenseurs (hanche et genou) de la jambe avant plus élevée que la jambe arrière. C'est pourtant la force musculaire maximale des extenseurs de la jambe arrière qui était corrélée avec la vitesse maximale antéropostérieure atteinte pendant le marché-fente ( $r = 0.60-0.81$ ). Cette étude a mis évidence le rôle crucial des muscles extenseurs de la jambe arrière dans la performance en escrime. Elle confirme aussi que la pratique chronique de l'escrime génère des asymétries de force bilatérale significatives (Tsolakis et al., 2010). Ces résultats soulèvent des perspectives en matière d'optimisation de la performance et de prévention de la blessure. En effet, renforcer les capacités de production de force maximale des extenseurs de la jambe arrière semble intéressant pour (i) augmenter la vitesse maximale atteinte lors des mouvements d'escrime et (ii) réduire les asymétries bilatérales de force afin de diminuer le risque de blessure que peut représenter un déséquilibre supérieur à 15% (Croisier et al., 2008).

## Points clés

- ✓ En appliquant une méthode validée dans la troisième partie, ces travaux ont permis d'identifier des équilibres optimaux spécifiques à la discipline sportive chez des sportifs de très haut niveau. Nos données soulèvent de réelles perspectives d'optimisation, chez ces populations déjà très entraînées.
- ✓ En faisant varier la part des résistances isoinertielle et pneumatique dans la charge totale, nous avons montré que la répartition des type de résistance pouvait permettre de favoriser la production de force ou de vitesse. Ces résultats sont d'importance dans la perspective d'appliquer un stimulus mécanique adapté aux objectifs d'entraînement. Cette possibilité d'ajuster le profil athlétique est particulièrement intéressante pour les sportifs très entraînés chez qui le potentiel de développement peut parfois être limité.
- ✓ Nous avons ensuite mis en évidence le rôle fondamental des fléchisseurs et extenseurs de hanche, et des fléchisseurs plantaires dans la performance en pédalage.
- ✓ En escrime, la contribution des muscles extenseurs du genou et de la hanche de la jambe arrière apparaît essentielle à l'atteinte de la performance lors d'un marché-fente. Ces résultats suggèrent des applications en matière de préparation musculaire et de prévention de la blessure.



7 articles publiés dans des revues indexées ISI



1 contrat doctoral (Université de Rouen)

2 contrats de recherche financés par le ministère chargé des sports, en collaboration avec la Fédération Française de Cyclisme (contrat n° 10-R-019) et d'Athlétisme (contrat n°10-i-008)



1 encadrement d'étudiante de niveau Doctorat

3 encadrements d'étudiants de niveau Master

## Chapitre 3 – Animation de la recherche |

### 3.1 Conception et direction de travaux

Cette première sous-partie vise à présenter de manière synthétique la part de mes travaux incluant une activité d'encadrement. Une section est également dédiée à l'expérience acquise à la direction du laboratoire. Y sont exposées en particulier les mesures mises en place pour construire les conditions nécessaires à la mise en œuvre de projets répondant aux exigences actuelles en matière d'éthique. Ces actions contribuent en effet au quotidien à la formation par la recherche des étudiants que nous encadrons.

L'ensemble des recherches présentées dans le chapitre précédant n'auraient pu voir le jour sans les équipes avec lesquelles j'ai eu l'opportunité et la chance de travailler pendant 8 ans. Afin de constituer ces groupes de travail, la collaboration tissée avec le Dr. Giuseppe Rabita et le Dr. Antoine Couturier, ainsi que l'ensemble des collègues du Laboratoire MIP a été essentielle. Dans ce contexte, j'ai encadré ou co-encadré **19 Master**, **3 élèves ingénieurs** et **2 thèses de doctorat** chacune financées par un contrat doctoral. Caroline Giroux est devenue maître de conférences de l'Université Paris Est Créteil 1 an après l'obtention de son doctorat. Après avoir occupé un poste d'Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche à l'Université de Nantes, Mathieu Plautard travaille aujourd'hui au lancement de sa société. J'ai également participé à l'encadrement de 3 étudiants en thèse sur une partie de leurs travaux et accueilli **2 doctorants**<sup>18</sup> et **1 post-doctorat**<sup>19</sup> à l'occasion de **stages internationaux**. L'ensemble de ces directions et co-directions d'étudiants ont donné lieu à la publication de **19 articles dans des revues indexées ISI**. Actuellement, je co-encadre **3 étudiants en thèse de doctorat**, toutes financées, par un contrat doctoral (Université Paris-Saclay), une Convention Industrielle de Formation par la Recherche (société Natural Grass) et un partenariat de recherche (société Actech). Le nombre d'étudiants encadrés m'a confronté à des profils très variés, m'amenant à me remettre sans cesse en question dans mes méthodes de travail afin de trouver le fonctionnement le plus adapté. Ma position au sein du **Conseil Scientifique de l'Ecole Doctorale 566 Sciences du Sport, de la Motricité et du Mouvement Humain (SSMMH)** m'amène également à contribuer à la rédaction et à l'approbation du règlement intérieur de l'ED, qui inclut notamment les dispositions en matière d'encadrement et de suivi d'étudiants. Ce travail me permet de partager mon vécu en tant qu'encadrant mais aussi de recueillir celle de collègues expérimentés, travail propice à la construction de bonnes pratiques en discussion avec les étudiants que j'encadre. À titre d'exemple, j'ai instauré la mise en place des Comités de Suivi de Thèse au sein du Laboratoire SEP à la fin de l'année 2016.

Depuis mon arrivée à l'INSEP, j'ai été sensibilisé à l'importance du respect des dispositions de la loi Huriet-Serusclet qui encadre les recherches biomédicales chez l'homme. Nous avons ainsi déposé et obtenu l'accord du Comité de Protection des Personnes et de l'Agence Nationale de Santé et du Médicament pour 3 projets. L'intégration de ces procédures dans notre démarche de recherche a également contribué au rapprochement avec le Pôle Médical de l'INSEP et fait émerger des projets répondant aussi à des enjeux relatifs à la santé des sportifs (voir partie 4.1.3).

<sup>18</sup> Stages de Beatriz Bachero-Lena et Antonio Morales-Artacho, financés par le Ministère Espagnol de la Recherche.

<sup>19</sup> Post-doctorat de Sasa Vuk, Université de Zagreb Croatie.

La variété des projets et des sujets investis m'a permis de participer en tant que responsable scientifique ou en tant que collaborateur, et d'acquérir une vision d'ensemble du **travail de recherche en équipe**. Ainsi, j'ai eu la possibilité de contribuer aux différentes étapes de la conduite d'un projet de recherche, de la formulation de la problématique à la relecture des épreuves de l'article accepté, en passant par la mise en œuvre des expérimentations et l'analyse des données collectées. Si ces contributions ont été évidemment variables en fonction de mon positionnement sur le projet, j'ai la plupart du temps souhaité être impliqué dans les différentes phases qui le constituent. Cette démarche a été extrêmement formatrice puisqu'elle m'a permis de développer des compétences multiples relatives à la conception du projet, au montage financier, à la structuration administrative, à la direction des travaux, à l'analyse et à l'interprétation des résultats, à la rédaction des différents articles et rapports. L'expérience acquise dans ce contexte a aussi fait naître des idées pouvant structurer la conduite de la recherche dans un cadre plus large. Celles-ci ont pu être mises en œuvre et éprouvées depuis quelques mois avec l'équipe du laboratoire.

### 3.2 Coordination d'une équipe de recherche

Cette partie se situe à un niveau plus macroscopique de l'animation de la recherche et synthétise les actions réalisées en tant que Directeur de l'Équipe d'Accueil n°7370. Depuis ma prise de fonction à la direction du Laboratoire SEP en avril 2016, et en concertation avec Jean-François Robin, responsable de l'Unité Recherche, la structuration administrative et fonctionnelle du laboratoire a été l'une de mes priorités. Cette volonté s'est manifestée à travers cinq réalisations majeures :

- La constitution d'un **Conseil de Laboratoire** (CL) assurant la représentativité de l'ensemble des champs scientifiques et des catégories de personnels qui composent notre équipe de recherche. Cette instance entérine les décisions structurantes (e.g. recrutements, classements des projets, organisation fonctionnelle) ;
- La production d'un **règlement intérieur** du laboratoire validé par le CL et le Conseil Scientifique, Médical et de Formation de l'INSEP le 15 novembre 2016 ;
- L'obtention de l'**autorisation de Lieu de Recherches Biomédicales** (LRBM) délivrée par l'Agence Régionale de Santé en novembre 2016, pour l'intégralité des locaux du laboratoire ;
- La constitution d'un **bureau** composé du Directeur de Laboratoire, du Responsable de l'Unité Recherche et des responsables de thèmes de recherche. Ses réunions hebdomadaires sont ouvertes à l'ensemble de l'équipe, avec diffusion systématique d'un relevé de points de discussion. Des réunions de bureau scientifique entre les responsables de thème et le directeur de Laboratoire, et des réunions de laboratoire réunissant l'ensemble de l'équipe viennent compléter ce dispositif ;
- La mise en place d'une véritable **politique de valorisation de la recherche**, en collaboration avec la Société d'Accélération de Transfert de Technologie (SATT) Innov.

Le CL a ainsi entériné une organisation fonctionnelle instaurant des responsabilités de thème scientifique et des référents en charge de missions transversales visant à animer et coordonner les actions des chercheurs dans ces différents secteurs. Cette organisation prévoit la mise en œuvre de la politique du Laboratoire SEP en matière de **valorisation des produits de la recherche**. Le laboratoire a ainsi engagé en 2016 une collaboration avec la **SATT Innov** qui a pour mission de valoriser les résultats, les expertises et les plateformes émergeant sur son territoire. Cette collaboration, concrétisée par l'établissement d'une convention cadre, a conduit à la détection de 8 opportunités de valorisation. Dans ce contexte, des groupes-projet travaillent à la maturation des innovations issues du Laboratoire SEP. L'objectif est de transformer ainsi les inventions en innovations permettant de construire des produits ou des services en adéquation avec les besoins des acteurs du sport de haut-niveau et/ou du secteur industriel. En voici quelques exemples :

- Digitalisation des carnets d'entraînement visant à guider, aider et former les athlètes à se fixer efficacement des objectifs à l'entraînement et en compétition ;
- Mise en place de bars de récupération sur les sites d'entraînements & ateliers nutrition avec les sportifs de haut-niveau internes ;
- Développement d'une plate-forme visant à centraliser et croiser les bases de données vivantes collectées auprès des Pôles France, en vue d'optimiser l'aide à la décision.

Assuré en lien permanent avec mes collègues, l'ensemble de ce programme d'actions a visé à créer les conditions humaines et structurelles adaptées à la mise en œuvre de travaux de recherche répondant aux recommandations académiques, éthiques et juridiques actuelles. Ce travail se poursuit puisqu'un groupe de travail a été constitué sous la responsabilité du Dr Claire Thomas-Junius. Ce groupe a pour objectif d'établir un avenant à l'autorisation de LRBM permettant de réaliser des **biopsies musculaires** dans le respect des règles d'hygiène et de sécurité. En lien avec le Pôle Médical de l'INSEP et l'Agence Régionale de Santé, cette étape importante doit permettre à notre équipe d'accéder aux mécanismes d'origine cellulaire impliqués dans les effets induits par certains des protocoles que nous mettons en œuvre (effets de l'entraînement, traitements de récupération, impact du stress environnemental). Dans cette optique, nous avons également initié des échanges avec plusieurs équipes de recherche à l'étranger, à la pointe des techniques de biologie cellulaire, en Norvège, en Belgique et en Australie.

Dans la perspective du **prochain contrat de l'Équipe d'Accueil (2019-2023)**, j'ai coordonné l'évaluation à mi-parcours de l'équipe par la Direction Générale de l'Enseignement Supérieur et de l'Insertion Professionnelle, en produisant notamment un document de synthèse (grille d'autoévaluation transmise à la DGESIP en décembre 2016, amendée en février 2017). Le bureau scientifique a également constitué un comité consultatif d'experts extérieurs, dont l'objectif sera d'accompagner notre équipe de recherche dans la construction de son programme scientifique. Le projet de l'EA sera ensuite soumis à l'évaluation du Haut Conseil de l'Évaluation de la Recherche et de l'Enseignement Supérieur en septembre 2017, procédure assurée sous ma



responsabilité, en concertation avec les référents scientifiques du Conseil Scientifique Médical et de Formation de l'INSEP<sup>20</sup>.

Par ailleurs, le laboratoire s'est investi dans l'établissement de la cartographie du **réseau « Recherche » du Grand INSEP**. Ce réseau vise à identifier et valoriser l'apport des établissements en matière de performance et de conditions de préparation des sportifs sur l'ensemble du territoire français. Ce travail coordonné par Christine Hanon doit conduire à la consolidation d'un maillage de collaborations scientifiques portant sur le haut niveau.

---

<sup>20</sup> Les orientations administratives et scientifiques adoptées par le Laboratoire SEP ont été approuvées par le Conseil Scientifique Médical et de Formation de l'INSEP le 15 novembre 2016.



## Chapitre 4 – Projets de recherche |

Ce quatrième chapitre a pour objectif de présenter les perspectives aux travaux exposés dans les chapitres 2 et 3. Je propose ainsi 3 orientations majeures qui s'inscrivent toujours dans le cadre du programme de recherche du Laboratoire Sport, Expertise et Performance (EA 7370). Ces propositions ont pour objectif de répondre aux limites rencontrées dans le cadre de nos travaux antérieurs et d'aller plus loin dans la compréhension de la **plasticité musculaire** et de la **motricité humaine**. Leur point d'ancrage et leur originalité résident en la volonté de transférer les méthodes éprouvées en laboratoire à la compréhension voire l'optimisation de la performance motrice. Chaque proposition est systématiquement accompagnée d'une appréciation de la faisabilité, de l'avancement et de l'échéance de publication envisagée, afin de permettre au lecteur de situer chaque étude dans le programme de recherche global.

Il est à noter que ces perspectives de recherche ne couvrent pas la totalité des travaux dans lesquels je me suis engagé ou les projets en cours de conception, tels que ceux qui concernent l'analyse de la performance (e.g. quantification de la charge spécifique en handball) ou d'autres recherches auxquelles je participe en tant que collaborateur (e.g. prédiction de la tendinopathie).

#### 4.1. Compréhension des mécanismes lésionnels

Jusqu'ici, nos travaux se sont focalisés sur le comportement de l'unité muscle-tendon lors de contractions excentriques induisant des altérations fonctionnelles réversibles (dommages musculaires). L'accumulation de dommages musculaires consécutive à la répétition d'exercices intenses peut fragiliser le muscle. Si la récupération ne permet pas d'assurer une régénération suffisante, le tissu musculaire est exposé à des conséquences non-fonctionnelles, telles que la blessure (Lieber et Friden, 1999; Opar et al., 2012). C'est en effet à ce problème majeur que sont le plus souvent confrontés les acteurs du milieu sportif. À l'aune de ces 8 années post-thèse, il m'a semblé naturel de mobiliser les techniques utilisées jusqu'alors pour mieux comprendre les mécanismes qui sous-tendent la survenue des blessures musculaires, en vue de mieux les prévenir.

Les périodes d'indisponibilité liées aux lésions musculaires représentent une problématique centrale du sport de haut-niveau. En effet, la survenue d'une blessure expose le sportif ou son équipe à une baisse temporelle ou durable de son niveau de performance (Hagglund et al., 2013) mais également à un risque accru de récurrence lié à la première lésion (de Visser et al., 2012). Dès lors, la compréhension des mécanismes lésionnels apparaît fondamentale pour connaître les cibles préventives et éviter tout risque de lésion et de récurrence. Bien que les processus qui sous-tendent la survenue d'une blessure sont éminemment complexes et sous l'influence de nombreux facteurs extrinsèques (e.g. charge d'entraînement, fatigue, sommeil, nutrition, contrôle moteur), la lésion musculaire résulte *in fine* d'une contrainte mécanique qui dépasse les capacités des tissus à stocker et/ou dissiper l'énergie appliquée par cette contrainte (Lieber et Friden, 1993). Une meilleure compréhension des mécanismes intervenant lors de blessures initiales et récurrentes passe donc par une analyse de la contrainte imposée au complexe muscle-tendon (i.e. groupe musculaire des ischiojambiers) durant des tâches sous-maximales et maximales.

#### 4.1.1 Contributions musculaire et tendineuse à la dissipation d'énergie

Les recherches récentes, auxquelles ont contribué nos travaux, ont montré que les propriétés mécaniques du tendon influencent substantiellement l'amplitude de l'allongement des fascicules et la dissipation d'énergie assurée par les structures musculaires (Guilhem et al., 2016; Konow et al., 2012; Roberts et Azizi, 2010). Ces travaux montrent que le tendon agit comme un tampon mécanique permettant de préserver l'intégrité des fibres musculaires des dommages induits par l'exercice (Hicks et al., 2013; Konow et Roberts, 2015). Toutefois, comme le reconnaissent ces études, les interactions muscle-tendon ont été principalement étudiées *in vitro* ou lors de tâches mono-articulaires (Guilhem et al., 2016) ou sous-maximales (Hoffman et al., 2014). Aussi, il apparaît nécessaire de déterminer le rôle des structures tendineuses et musculaires lors de tâches plus complexes, comme la réception de saut. Ce type d'action est très courant dans plusieurs disciplines sportives qui sollicitent les capacités dissipatives de l'unité muscle-tendon. En raison de l'incidence élevée des blessures lors des réceptions de saut (Dufek et Bates, 1991), cette tâche a été très étudiée sur les plans biomécanique (Zhang et al., 2000) et neurophysiologique (Galindo et al., 2009). Lors de la phase de poussée en saut vertical, l'énergie générée au niveau de la hanche est transmise de manière proximo-distale vers la cheville (Bobbert et van Ingen Schenau, 1988). Aussi, nous pouvons nous demander si ce processus existe de manière inversée lors de la réception, et surtout comment les interactions muscle-tendon contribuent à la dissipation d'énergie lors de cette phase de freinage.

En mobilisant le système de capture du mouvement disponible au laboratoire SEP couplé à l'échographie haute fréquence, nous pouvons analyser les variations de longueur des fascicules et des tissus tendineux en 2 dimensions lors de la réception de sauts en contrebas réalisés à différentes intensités (i.e. différentes hauteurs de départ ; **Fig. 24**). L'acquisition récente par notre équipe d'un deuxième échographe à haute fréquence d'acquisition nous permet également d'analyser de manière conjointe les interactions muscle-tendon au niveau des extenseurs du genou (*vastus lateralis*) et des fléchisseurs plantaires (*gastrocnemius medialis*). En complément de la caractérisation des variations de longueurs de l'unité muscle-tendon, nous souhaitons également appréhender les activités musculaires. Ces mesures permettront d'identifier le caractère actif ou inactif des différents muscles lors de ces changements de longueurs, afin notamment de savoir si les allongements sont effectués de manière passive ou active (i.e. contractions excentriques). Cette étude sera réalisée dans le cadre de la première étude de thèse d'Enzo Hollville, que je co-encadre.

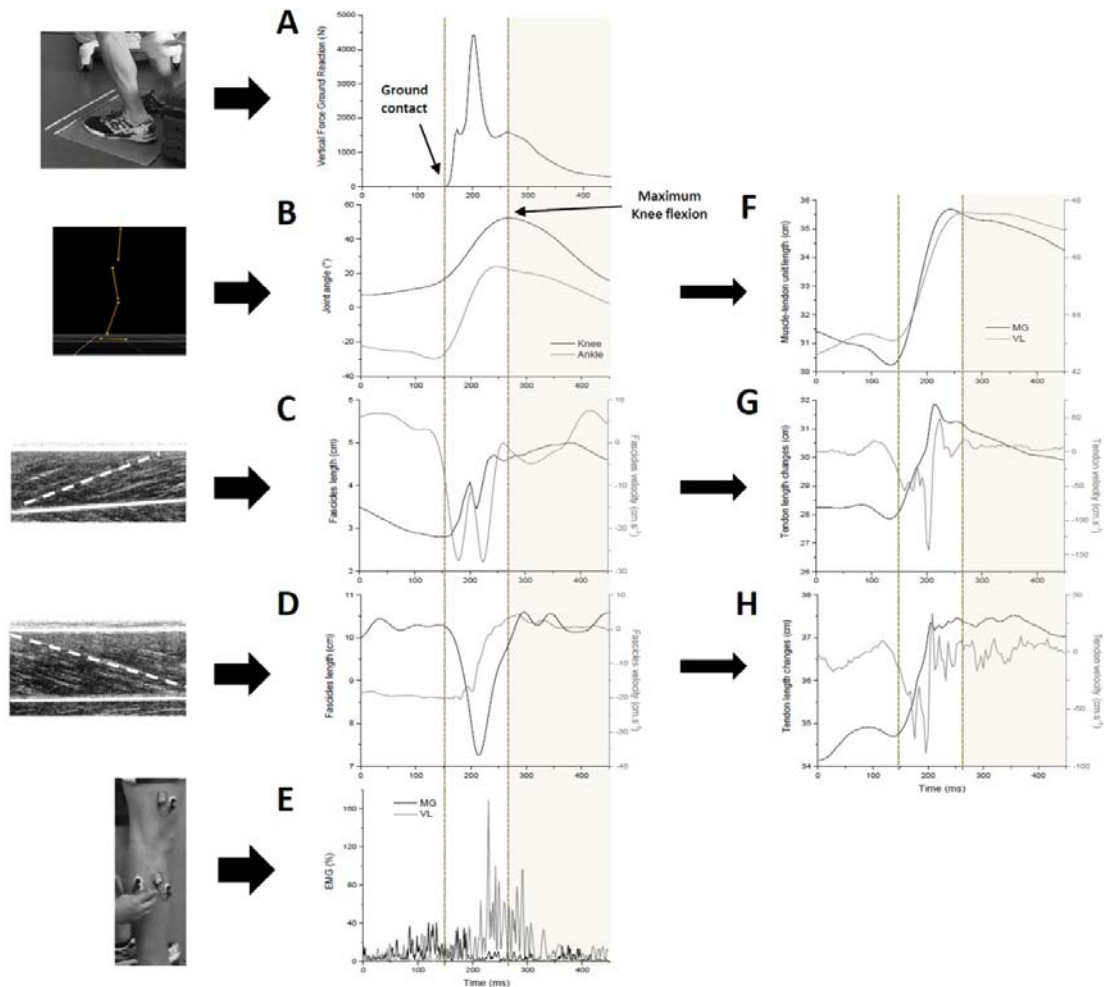


Fig. 24. Mesures visant à investiguer les contributions musculaire et tendineuse à la dissipation d'énergie lors de la réception de sauts en contrebas. La force verticale (A) sera mesurée par une plate-forme de force, les angles articulaires de la hanche, du genou et de la cheville à l'aide de caméras Vicon (B), les longueurs des fascicules musculaires et des tissus tendineux du *gastrocnemius medialis* (C) et du *vastus lateralis* (D) par échographie haute-fréquence, et les activités musculaires par EMG (E). Les vitesses articulaires (F), fasciculaires et tendineuses (G-H) seront obtenues par dérivation.

**Faisabilité :** comme le montrent les tracés exposés en figure 24, nous possédons le dispositif expérimental et les méthodes nécessaires à la mise en œuvre de l'étude. Celle-ci est actuellement en cours et réalisée dans le cadre de la thèse d'Enzo Hollville. Ce doctorat est financé par une Convention Industrielle de Formation par la Recherche établie en partenariat avec la société Natural Grass.

**Avancement :** la phase expérimentale est terminée et les données en cours d'analyse.

**Échéance de publication envisagée :** fin de l'année 2017.

#### 4.1.2 Répartition de la contrainte au sein d'un groupe musculaire

Les blessures aux ischio-jambiers surviennent majoritairement lors des sprints. La course à pied est une succession d'appuis au sol et de phases aériennes, entre lesquels s'insère la phase de renvoi (swing phase), qui permet au pied de repasser en avant du corps du coureur. La configuration biomécanique de cette phase de renvoi est une de celles qui génèrent des situations à risque (Schache et al., 2012). En effet, les études ayant analysé le comportement des muscles lors de cette séquence montrent un pic d'activation des ischio-jambiers à

la fin de la phase de renvoi et au début de la phase d'appui. Au même moment, cette contraction des ischio-jambiers est associée à un allongement forcé visant à décélérer l'extension du genou et la flexion de la hanche (Fiorentino et al., 2014). Lorsque le pied entre en contact avec le sol, la force générée par les extenseurs de hanche et les fléchisseurs du genou augmente brusquement alors même que les ischio-jambiers se contractent et s'allongent lors d'une contraction excentrique effectuée à haute vitesse.

La réalisation de ce type de tâches maximales nécessite la coordination des systèmes nerveux, squelettique et musculaire. Cependant, l'observation de ces interactions reste compliquée en raison de la difficulté méthodologique que représente l'étude *in vivo* de la commande nerveuse et de la fonction mécanique associée (Sartori et Farina, 2016). L'approche par des modèles musculo-squelettiques a permis de réaliser des avancées significatives dans ce domaine depuis les années 2000 et la démocratisation de logiciels libres, comme OpenSim (Fig. 25).

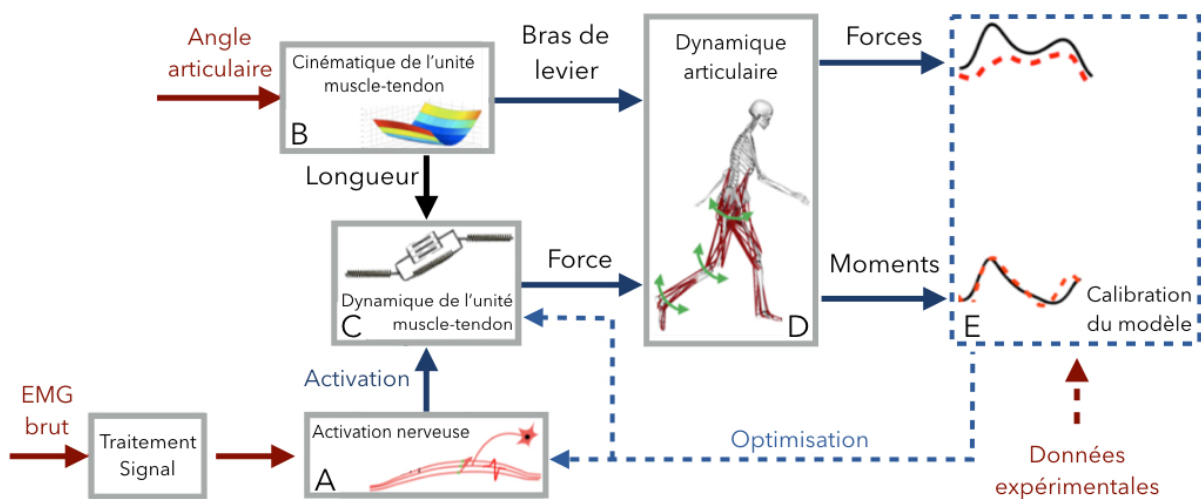


Fig. 25. Analyse des forces musculaires basée sur la modélisation musculo-squelettique. Adapté de Sartori et Farina (2016).

En couplant les propriétés mécaniques des ischiojambiers, leur activation, les angles des articulations de la hanche, du genou et les moments de force produits à chaque articulation, l'étude de Schache et al. (2012) a permis d'estimer la mécanique des ischiojambiers durant le sprint. Les auteurs montrent un pic de force plus important produit par le *semimembranosus*, par rapport, notamment, à la portion longue du *biceps femoris* et au *semitendinosus*, lors de la contraction excentrique en phase de renvoi (Fig. 26).

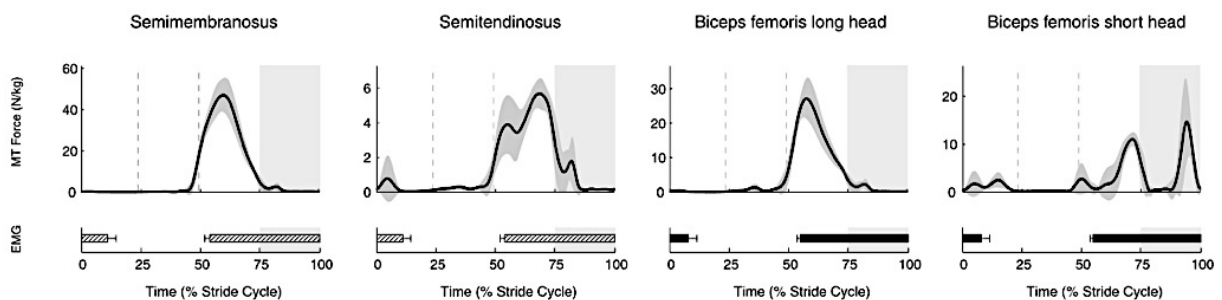


Fig. 26. Force produite et durée d'activation des muscles des ischio-jambiers en course à pied, en fonction du cycle de la foulée, exprimé en % de sa durée totale. D'après Chumanov et al. (2007).

Si ces données présentent un réel intérêt dans la compréhension des contraintes imposées aux ischiojambiers durant une tâche maximale, les travaux conduits jusqu'à présents comportent certaines limites. En

effet, les données architecturales et les propriétés mécaniques utilisées pour modéliser la dynamique de l'unité muscle-tendon sont principalement issues de mesures cadavériques. Nous pouvons dès lors faire l'hypothèse que de larges différences existent entre ces valeurs de capacités de production de force et celles obtenues *in vivo*. De plus, ces études ne tiennent pas compte des différences interindividuelles dans l'organisation architecturale des ischiojambiers. Cela ne nous permet donc pas de distinguer les stratégies individuelles de distribution de la force. Enfin, il est à noter que ces résultats sont obtenus à partir de modèles qui ne mesurent pas directement le comportement du muscle et des tendons lors de la tâche, limite à laquelle peut répondre en partie l'utilisation de l'échographie haute-fréquence.

Dans un éditorial récent, Herzog (2017) s'intéresse aux causes des blessures aux ischio-jambiers lors du sprint en course à pied. Revenant sur les hypothèses récurrentes qui pointent cette contrainte excentrique réalisée à haute vitesse comme un facteur déterminant de la blessure, il reprecise l'importance des différents niveaux d'analyse. L'unité muscle-tendon et la fibre musculaire peuvent en effet présenter un comportement diamétralement opposé, en raison du rôle d'amortisseur que peut jouer le tendon (voir partie 2.2). Il constate ensuite que les blessures auxquelles il a assisté pendant 50 années de compétitions en sprint ont systématiquement touché des coureurs qui n'étaient pas en position de gagner. Et Herzog de s'interroger sur l'influence d'une possible « perte » de contrôle moteur ou d'un « manque » d'attention chez ces sprinters souhaitant refaire leur retard à tout prix, dans la survenue de la blessure. Bien que cette question reste en suspend, elle a le mérite de positionner les coordinations musculaires comme un sujet d'intérêt pour mieux comprendre les causes des blessures (Devlin, 2000).

Aussi, nous nous proposons d'aborder cette problématique à travers une série d'études visant à évaluer la distribution des activations musculaires et des forces parmi les muscles des ischio-jambiers. Ces mesures seront mises en relation avec l'évolution des propriétés architecturales et mécaniques. Ce projet devrait à terme permettre :

- De mieux décrire les contributions de chacun des muscles fléchisseurs du genou à la force totale produite lors de tâches simples (i.e. extension-flexion du genou) et plus complexes (i.e. saut, sprint) ;
- D'apprécier la variabilité des stratégies individuelles adoptées lors de ces tâches, voire d'identifier des stratégies optimales ;
- D'analyser les liens entre ces coordinations musculaires et le niveau de dommages induits par un exercice excentrique ;
- D'évaluer l'impact de la blessure sur ces coordinations musculaires.

Ce travail sera réalisé dans le cadre du contrat doctoral de Simon Avrillon (Université Paris-Saclay), que je co-encadre avec François Hug (Université de Nantes). Nous avons déjà mis en œuvre une première étude au cours de laquelle nous avons utilisé la technique SSI afin de quantifier l'activité des antagonistes (co-activation) lors de contractions isométriques des extenseurs et fléchisseurs du genou (Raiteri et al., 2015). Cette co-activation participe au contrôle du mouvement et stabilise l'articulation (Aagaard et al., 2000). Ce phénomène a



principalement été mis en évidence à partir de la technique d'EMG de surface, qui peut être partiellement contaminé par un signal émanant des muscles adjacents (i.e. phénomène de *crossstalk*) (Solomonow et al., 1994). Dans les cas extrêmes, l'intégralité du signal détecté peut résulter de ce *crossstalk*. Ainsi, le but de cette première étude sera de quantifier, par la technique SSI, le niveau de co-activation lors de flexions et extensions du genou, et de le comparer aux valeurs obtenues avec la technique d'EMG de surface. Ce travail doit contribuer à améliorer notre compréhension des processus contribuant la stabilité de l'articulation du genou au cours de l'exercice.

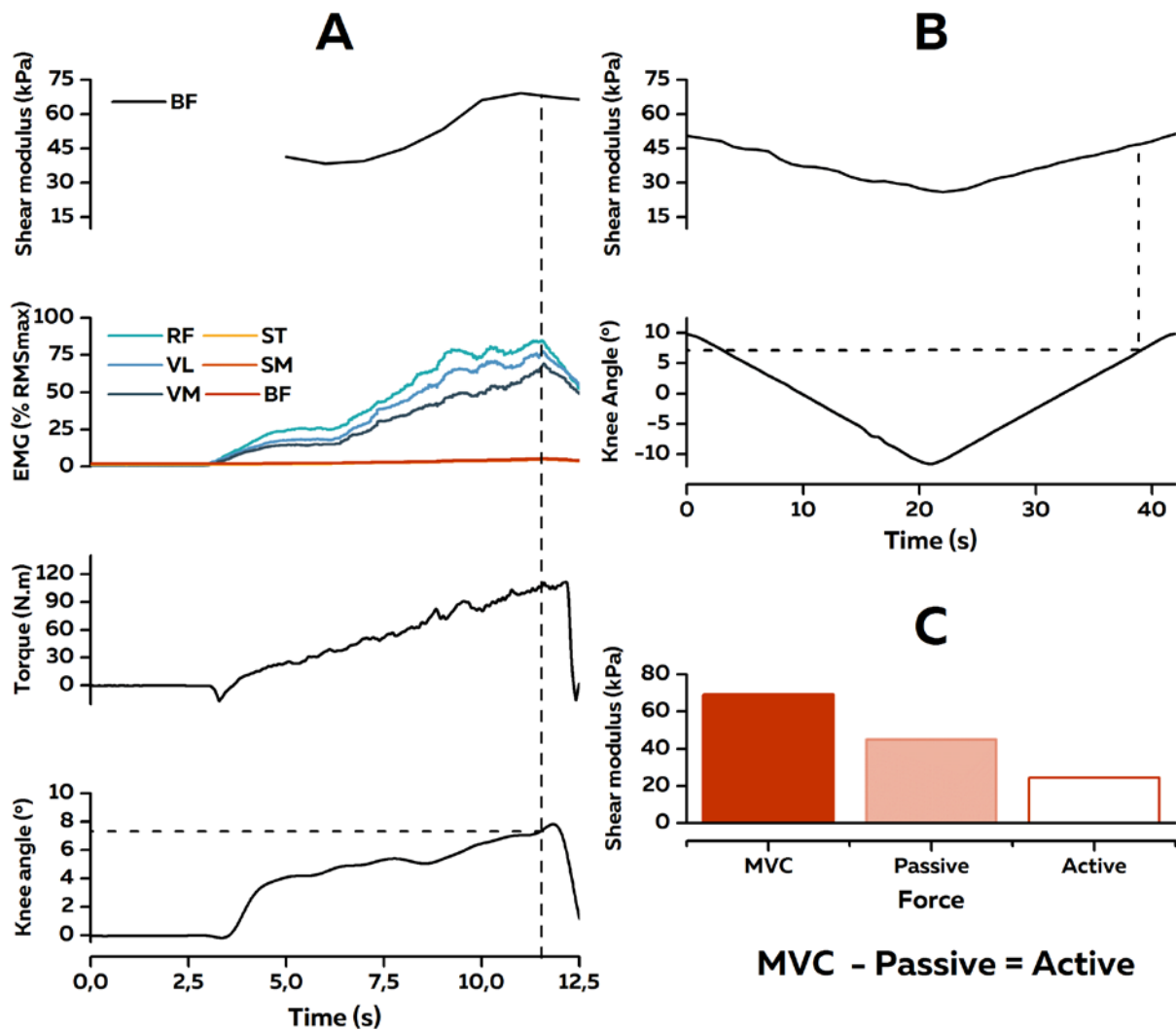


Fig. 26. Présentation de l'approche expérimentale permettant de quantifier la co-activation par élastographie SSI. Lors de cycles passifs, le module de cisaillement est mesuré en fonction de l'angle du genou. Lors de contractions isométriques maximales, le module de cisaillement obtenu à l'angle correspondant à l'activité EMG maximale est moyenné sur 3 s. Le module correspondant au même angle en conditions passives est également calculé. Enfin, la valeur de module obtenue en passif est soustraite à la mesure active pour obtenir la valeur de module reflétant uniquement la fraction active lors de la co-activation. Travail de thèse de Simon Avrillon. Méthode adaptée de Raiteri et al. (2015).

Une deuxième étape visera à caractériser les contributions individuelles de chacun des muscles des ischio-jambiers lors de contractions isométriques des fléchisseurs du genou. La surface de section transversale physiologique (PCSA, i. e. la surface du muscle perpendiculaire aux fibres qui le constituent) et le bras de levier peuvent être estimés en utilisant des modèles anthropométriques ou mesurés directement par imagerie (IRM

et/ou échographie). En admettant l'hypothèse (raisonnable) selon laquelle les muscles agonistes agissent à la même longueur musculaire relative par rapport à leur longueur optimale en contraction isométrique, la PCSA et le bras de levier peuvent être utilisés pour estimer la contribution relative de chaque muscle (%C<sub>mvc</sub>) au couple de force articulaire maximal (C<sub>mvc</sub>). En mesurant l'activité EMG lors d'une contraction isométrique maximale, le couple de force musculaire (C<sub>m</sub>) produit lors d'une contraction isométrique sous-maximale peut être estimé pour chaque muscle selon l'équation (Buchanan et al., 2004; Hudson et al., 2009; Hug et al., 2015b) :

$$C_m = \%EMG_{\max} \times \%C_{mvc} \times C_{mvc}$$

Cette relation suppose que la tension spécifique est similaire entre les muscles. Il est important de noter que cette tension spécifique est influencée par la typologie musculaire. Cette méthode est donc exploitable pour comparer le couple de force de muscles présentant une typologie similaire, ce qui est le cas des ischio-jambiers (i.e. 51-60% de fibres de type II) (Garrett et al., 1984). Les propriétés architecturales des participants seront mesurées à l'aide d'un examen IRM (reconstruction du volume musculaire, Fig. 27 ; mesure du bras de levier) et de mesures échographiques réalisées dans l'axe longitudinal du muscle (mesure de la longueur des faisceaux musculaires). Ces mesures permettront de quantifier la PCSA. Cette méthode a déjà été éprouvée et mobilisée pour déterminer les relations entre les ratios de force et d'activation des muscles du quadriceps (Hug et al., 2015a). Afin de s'affranchir au mieux des limites inhérentes à l'acquisition du signal EMG, nous placerons les électrodes en suivant les recommandations SENIAM. De plus, l'orientation des électrodes sera déterminée par échographie, pour tenir compte de la position des enveloppes musculaires et de l'arrangement des fibres (angle de pennation). Les propriétés élastiques de chaque muscle seront également mesurées par élastographie SSI.

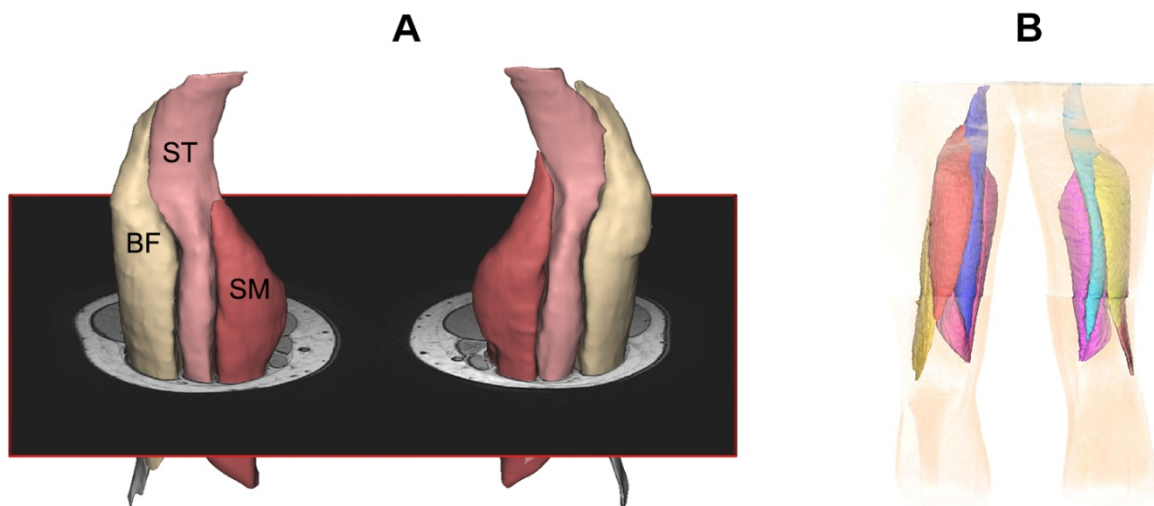


Fig. 27. Exemple d'images IRM (A) et reconstruction obtenue (B) à partir de ces images sur les ischio-jambiers. Ces reconstructions permettent de mesurer les volumes de chacun des muscles. ST : *semitendinosus* ; BF : *biceps femoris* ; SM : *semimembranosus*. Travail de thèse de Simon Avrillon (contrat doctoral de l'Université Paris Saclay).

Les travaux menés par nos collaborateurs de l'Université de Nantes ont démontré une relation linéaire entre le module de cisaillement et la force musculaire produite lors de rampes de contraction isométrique de l'abducteur du petit doigt réalisées jusqu'à intensité maximale (Ates et al., 2015). Cependant, les études préliminaires réalisées récemment par le laboratoire MIP ne permettent pas de confirmer ces données sur les

muscles de la cuisse, rendant complexe l'utilisation de la technique SSI pour estimer la force musculaire. Nos travaux pourraient donc contribuer à explorer plus avant cette possibilité technique sur les ischio-jambiers, en comparant les techniques EMG et SSI.

Dans le prolongement de cette étude, nous ambitionnons d'évaluer l'impact d'une blessure antérieure (< 6 mois) sur la répartition de la contrainte au sein des différents muscles des ischio-jambiers. En utilisant la même méthode que précédemment, ce travail sera réalisé auprès de sportifs de tous niveaux (modérément actif jusqu'au haut-niveau) ayant déjà subi une blessure aux ischio-jambiers. Il sera ensuite possible d'explorer les liens entre les coordinations musculaires et le niveau de dommages induits par des contractions excentriques. En effet, le renforcement excentrique est très utilisé en prévention ou en rééducation sans que l'impact de ce type d'exercice sur le comportement du muscle et du tendon ne soit clairement identifié à ce jour (Brockett et al., 2001; Croisier et al., 2008). Les applications potentielles issues d'un tel travail sont multiples. Il devrait être envisageable, à terme, de définir les paramètres de l'exercice (intensité, vitesse, amplitude) permettant d'appliquer la contrainte souhaitée, en fonction des effets recherchés. Ce projet présente également l'intérêt de s'appuyer sur les travaux que nous avons déjà réalisés et de faire le lien avec des applications dans le domaine de la prévention. En effet, des travaux récents ont montré qu'il était possible de cibler certains muscles des ischio-jambiers en utilisant une modalité d'exercice adaptée (Mendez-Villanueva et al., 2016).

**Faisabilité** : la première étape de ce travail est bien avancée. Comme le montre la Fig. 27, le développement méthodologique permettant la quantification des forces musculaires individuelles est en cours de développement. Une fois éprouvée, nous envisageons de mobiliser rapidement cette approche dans le contexte des dommages et de la blessure. Ce projet s'inscrit dans le cadre de la thèse de Simon Avrillon que je co-encadre, financée par un contrat doctoral de l'Université Paris-Saclay.

**Avancement** : la rédaction de l'article issu de la première étude est en cours, tandis que la seconde étude est réalisée à 50%.

**Échéance de publication envisagée** : premier article soumis en mars, 3 articles minimum envisagés d'ici 2018.

#### 4.1.3 Propriétés élastiques et blessure musculaire

De nombreux travaux se sont attachés à déterminer des indicateurs de risque de survenue et de récurrence des blessures musculaires (Opar et al., 2012) D'un point de vue structurel, l'évaluation du stade de la blessure et le suivi de son évolution reposent actuellement sur l'imagerie échographique. Cette méthode permet d'identifier clairement le site de la lésion, les structures endommagées, et la présence d'une éventuelle fibrose (Koh et McNally, 2007). Toutefois, l'échographie reste une méthode qualitative qui ne permet pas de renseigner sur la capacité du tissu à se déformer pour stocker/dissiper de l'énergie. D'un point de vue fonctionnel, les deux principales méthodes d'évaluation proposées à ces fins sont basées sur la caractérisation des capacités de production de force ou les rapports de force entre agonistes et antagonistes (e.g. ratio fonctionnel) (Croisier et al., 2002) et de souplesse du système musculo-articulaire (Witvrouw et al., 2003) (Fig. 28).

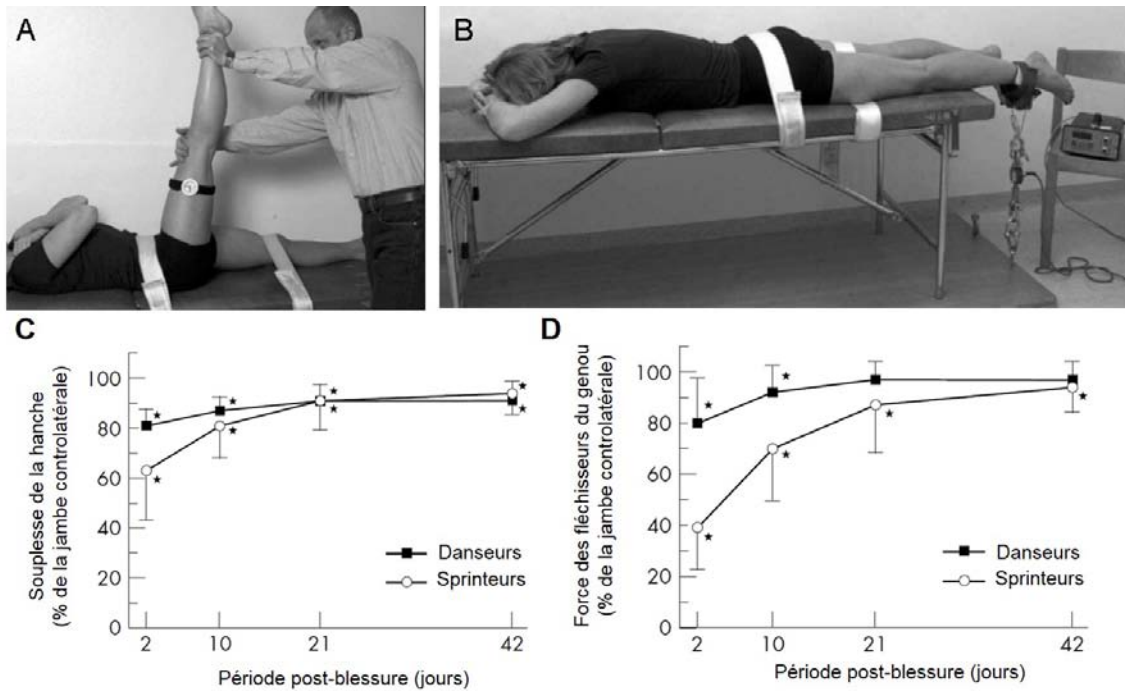


Fig. 28. Protocoles d'évaluation de la souplesse de la hanche (A) et de la force des fléchisseurs du genou (B), et cinétiques d'évolution de ces deux paramètres pour des danseurs et des sprinters (C, D). D'après Askling et al. (2006).

Ces méthodes sont particulièrement intéressantes pour identifier des sportifs « à risque » et donc prévenir la survenue de blessure. Cependant, les paramètres extraits de ces mesures sont sous l'influence de facteurs centraux, spinaux et périphériques (i.e., ensemble des systèmes musculo-tendineux du groupe), et ne permettent pas d'identifier le facteur ou le muscle « limitant » lors de l'évaluation. En effet, les lésions musculaires sont toujours très localisées, et donc l'évaluation à l'échelle du groupe musculaire n'est probablement pas la plus adaptée (Silder et al., 2013). Ainsi, le développement d'une méthode d'évaluation complémentaire locale permettrait de se focaliser sur des muscles démontrant une forte prévalence de blessure (e.g., *biceps femoris*) ou ayant été préalablement lésés.

Ainsi, nous souhaitons caractériser la relation entre la raideur de muscles cibles en début de saison (i.e., chaque muscle des ischio-jambiers) et la survenue de blessure au cours de la saison sportive. Cette première étude permettra de déterminer si la mesure d'élasticité musculaire peut renseigner sur le risque de survenue d'une blessure musculaire. Par ailleurs, cette étude permettra de caractériser les propriétés mécaniques musculaires d'une population de sportifs de haut-niveau (aucune base de données disponible actuellement) avec des valeurs qui serviront de référence et de comparaison ultérieure entre les sportifs ayant ou non des antécédents de blessure (étude 1). Les objectifs suivants seront d'une part de décrire l'effet de la blessure sur les propriétés élastiques musculaires d'une part (étude 2), et de caractériser la relation entre le recouvrement des propriétés élastiques musculaires lors du retour à l'activité et la récurrence d'autre part (étude 3).

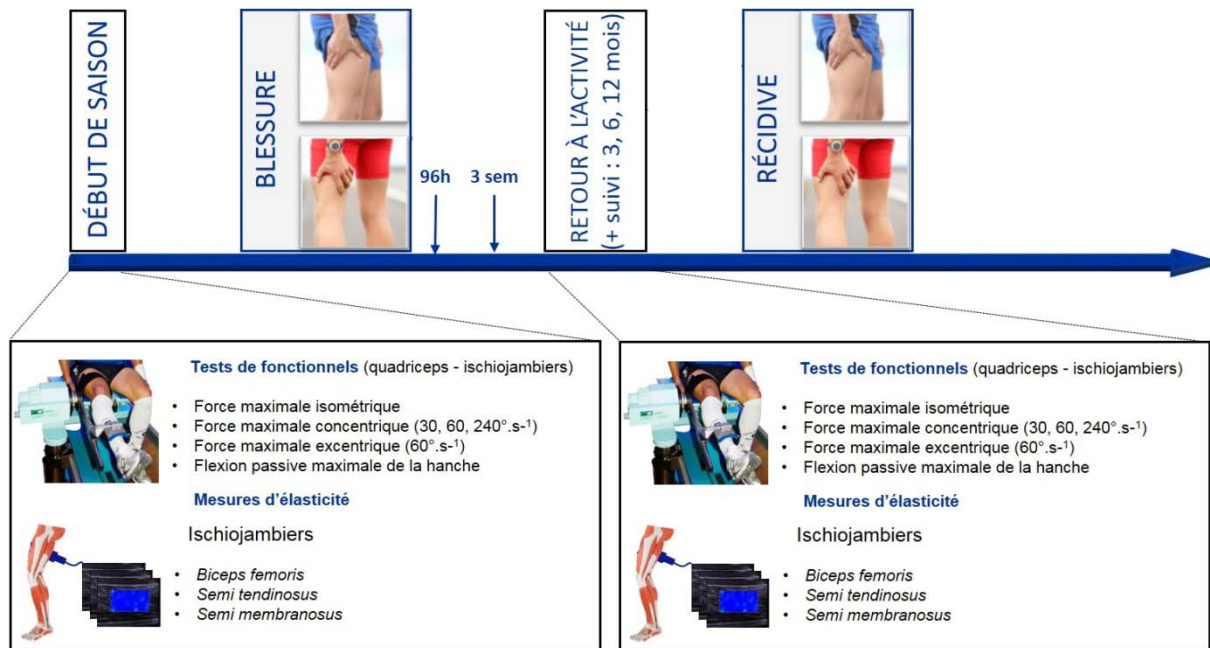


Fig. 29. Présentation du protocole expérimental.

Le collectif de sportifs du pôle France de chaque discipline identifiée comme exposée aux blessures aux ischio-jambiers sera intégré à l'étude (athlétisme, sports de combat, escrime, sports collectifs et sports de raquette). Ceci représente une population de 150 à 200 sportifs de haut niveau. Sur la base des études épidémiologiques disponibles (Jackson et al., 2013; Opar et al., 2012), nous estimons de 24 à 40 le nombre de sportifs qui pourraient subir une blessure, échantillon qui devrait permettre de répondre aux objectifs des études 2 et 3.

Lors d'une étude pilote, nous avons obtenu des valeurs de module de cisaillement supérieures au sein du *biceps femoris* touché, comparativement au muscle sain (Fig. 30). Toutefois, ces données n'apportent pas de preuves d'une relation de causalité entre l'élasticité musculaire et l'incidence des blessures. Une étude prospective est donc nécessaire pour clarifier cette relation potentielle entre élasticité et risque de blessure musculaire.

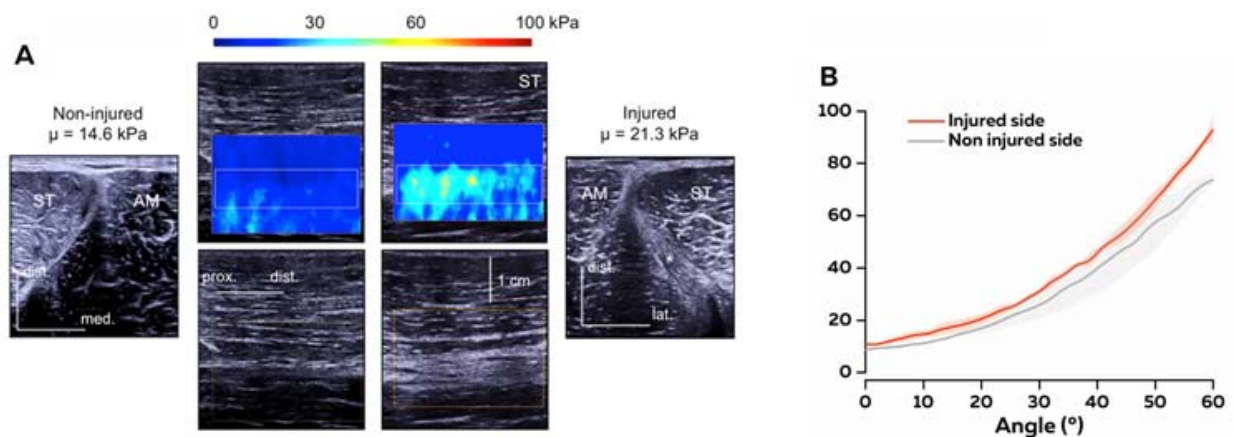


Fig. 30. A. Cartes d'élasticité obtenues par élastographie SSI au sein du *semintendinosus* (ST) lésé (à gauche) et non-lésé (à droite). B. Relation module de cisaillement-angle obtenue sur 3 sujets sur le *biceps femoris* (moyenne  $\pm$  écart-type).

Ce travail se fera en étroite collaboration avec le Pôle Médical de l'INSEP qui aiguillera chaque sportif qui subirait une blessure aux ischio-jambiers vers notre équipe. Ces sportifs blessés intégreront alors les études 2 voire 3. Il devrait permettre (i) de mieux comprendre les liens entre les propriétés intrinsèques des ischio-jambiers et le risque de blessure, (ii) d'implémenter les critères d'évaluation et de retour à l'activité post-blessure afin d'orienter les sportifs vers une prise en charge adaptée, et (iii) in fine, contribuer à réduire le nombre de blessures et de récurrences.

**Faisabilité :** l'étude 1 est bien avancée puisque qu'une centaine de sportifs de haut-niveau ont intégré le protocole. Comme le montre la Fig. 30, les outils d'analyse des données existent et la mesure d'élasticité semble sensible à la blessure musculaire. Les études 2 et 3 seront réalisées en parallèle. Les premières expérimentations révèlent la difficulté que représente la mise en place d'un suivi longitudinal de la blessure. Pour autant, une dizaine de sportifs ont intégré la phase 2. Ce projet mené en collaboration avec l'Université de Nantes et le Pôle Médical de l'INSEP, est financé par le ministère chargé des sports (contrat n°15-i-19). Nous avons également postulé à un appel d'offres émis par la NBA et General Electric Health en novembre 2016. Si notre projet qui n'a pas été retenu, 3 des 4 projets financés cette année concernent cette thématique.

**Avancement :** les deux premières études sont réalisées à 50%. Concernant la phase 3, il apparaît nécessaire d'inclure des sujets supplémentaires pour disposer d'un échantillon suffisant.

**Échéance de publications envisagées :** premier article prévu en 2017, deux articles envisagés en 2018.

#### 4.2 Évaluation et optimisation des propriétés contractiles

La capacité à produire des mouvements rapides est essentielle à la performance dans des tâches motrices variées (i.e. saut, sprint). Mettant à profit les outils à notre disposition et les compétences de nos deux équipes (laboratoires MIP et SEP), notre groupe de recherche a contribué à mieux décrire les contributions fasciculaires et tendineuses lors du test de *quick release* (Farcy et al., 2014) et lors de contractions concentriques balistiques maximales (Hauraix et al., 2013; Hauraix et al., 2015). Ces travaux nous ont permis de mesurer, pour la première fois *in vivo*, la vitesse maximale de raccourcissement des fascicules musculaires. Par ailleurs, les dernières études en phase de publication soulèvent des hypothèses fortes quant aux facteurs limitant la performance lors de tâches mobilisant plusieurs articulations. En particulier, il semble que la vitesse maximale de raccourcissement fasciculaire des extenseurs du genou plafonne lors de sauts verticaux effectués en conditions allégées (travail de thèse d'Hugo Hauraix). Aussi, l'amélioration de cette propriété musculaire peut constituer une option sérieuse pour améliorer la performance à haute vitesse. Cette perspective trouve du sens actuellement puisque des travaux récents montrent l'intérêt d'un entraînement individualisé tourné vers le développement de la vitesse, sur l'équilibre force-vitesse et la performance musculaire (Jimenez-Reyes et al., 2016; Markovic et al., 2013).

Dans le cadre d'une collaboration avec la société Eraclès-Technology, le Laboratoire SEP a co-conçu un ergomètre innovant utilisant un moteur pilotable par l'intermédiaire d'algorithmes spécifiques. Les possibilités techniques offertes par ce nouvel outil couplées à l'utilisation de l'échographie haute-fréquence ouvrent aujourd'hui la voie à des recherches prometteuses relatives au comportement du muscle et du tendon lors de mouvements très rapides.

#### 4.2.1 Contributions fasciculaire et tendineuse aux mouvements explosifs

*Ex vivo*, la vitesse maximale de raccourcissement peut être déterminée à partir de la relation force-vitesse et du modèle de Hill (1938). Bien que cette méthode permette d'évaluer les propriétés musculaires sur un large panel de conditions de charge, elle ne rassemble pas nécessairement les conditions nécessaires à la production de la vitesse maximale de contraction sur le muscle entier (Clafin et Faulkner, 1989). La capacité à générer une vitesse maximale de raccourcissement dépend des caractéristiques des fibres qui composent le muscle et contribuent à la force totale produite. Ainsi, la vitesse à laquelle le muscle se raccourcit peut être supérieure à celle des fibres les plus lentes (Bottinelli et al., 1996). En 1979, Edman introduit le *slack test* comme une alternative visant à mesurer la vitesse maximale de raccourcissement. Cette méthode repose sur l'application d'une série d'étirements à différentes amplitudes, sur une fibre en contraction isométrique. Appliquée au muscle entier, cette technique offre l'opportunité de déterminer la vitesse de raccourcissement des fibres les plus rapides en condition de décharge totale. Deux études ont appliqué cette méthode *in situ* pour estimer la vitesse articulaire sans charge atteinte par l'homme (Sasaki et Ishii, 2005; 2010). Toutefois, la vitesse maximale articulaire est une mesure globale qui représente les contributions des différents muscles synergistes et antagonistes. Elle peut donc être influencée par divers facteurs biomécaniques tels que le bras de levier du tendon (Lee et Piazza, 2009), la rotation des fascicules musculaires (Azizi et al., 2008) ou les propriétés élastiques des tissus tendineux (Farcy et al., 2014; Hauraix et al., 2015). De plus, de tels mouvements rapides et peu naturels impliquent un contrôle nerveux spécifique (i.e. inhibition pré-synaptique, réflexe de décharge) qui peut limiter la capacité du muscle à atteindre sa vitesse maximale de raccourcissement (Duchateau et Baudry, 2014b; Duclay et al., 2014).

Notre groupe a démontré que la vitesse maximale de raccourcissement fasciculaire du *gastrocnemius medialis* peut être estimée lors de contractions balistiques effectuées quasiment sans charge externe (Hauraix et al., 2015). Cependant, la littérature récente montre que les tissus tendineux ont une influence significative sur la performance motrice dans des tâches variées, telles que les contractions concentriques rapides (Cronin et Lichtwark, 2013; Hauraix et al., 2013; Hauraix et al., 2015). De plus, les régulations potentielles de la commande nerveuse mise en jeu pourraient sensiblement compliquer l'application du *slack test* à l'évaluation de la vitesse maximale de raccourcissement du muscle humain. Aussi, il apparaît crucial de comprendre le rôle des interactions muscle-tendon et du contrôle nerveux impliqués lors du *slack test* réalisé *in vivo*.

Nous proposons donc de mesurer la vitesse de raccourcissement des fascicules musculaires et les patrons d'activation du *gastrocnemius medialis* lors du *slack test* et de comparer les valeurs obtenues avec la vitesse maximale de raccourcissement mesurée en condition balistique sans charge (Fig. 31).

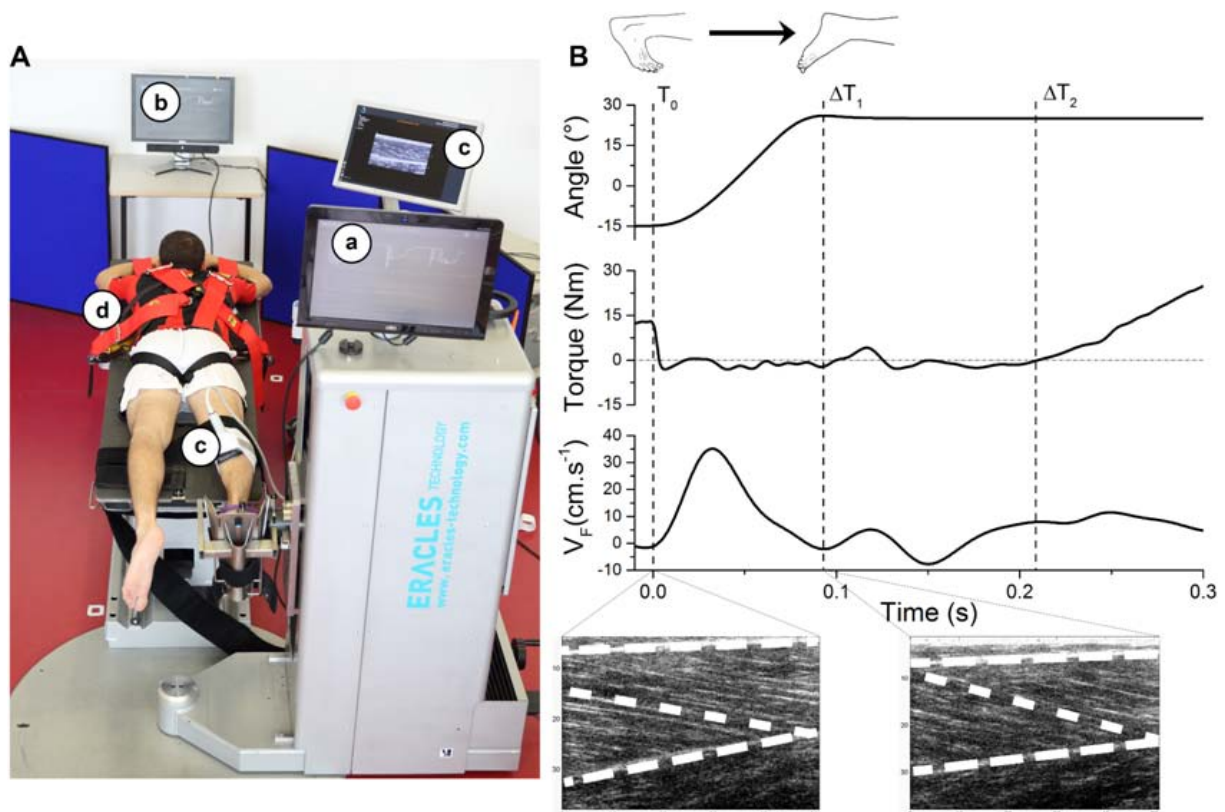


Fig. 31. Photographie de l'ergomètre mécatronique (a) Eracles (Eracles-Technology, Compiègne, France) couplé aux mesures échographiques haute-fréquence (c). Le participant dispose d'un affichage en direct du couple de force produit et d'une cible à atteindre (en % du couple de force isométrique maximal ; b). Une fois le couple de force cible atteint de manière stable, le mouvement de la pédale est déclenché par un trigger externe provenant de l'échographe 20 ms après le début de l'acquisition des images échographiques. Les positions de départ et d'arrivée, ainsi que le couple de force cible sont programmés par l'investigateur à l'aide d'un écran tactile (a). Travail de thèse de Robin Hager.

Ce projet sera réalisé en collaboration avec l'Université de Nantes (Dr Sylvain Dorel, Dr Antoine Nordez) et l'Université de Bruxelles (Pr Jacques Duchateau). Il constituera la première étude de thèse de Robin Hager, que je co-encadre. L'ergomètre mécatronique co-conçu avec Eracles-Technology intègre un moteur piloté par un contrôleur électronique permettant de programmer un déplacement entre 2 angles articulaires (incluant toutes les positions possibles sur l'ensemble de l'amplitude de mouvement fixée au départ). En imposant des accélérations et décélérations très élevées ( $> 27000^{\circ}.s^{-2}$ ), l'appareil permet d'atteindre des vitesses supérieures à la vitesse maximale articulaire et d'annuler ainsi le couple de force appliqué par le participant sur la pédale (i.e. principe du *slack test*). La conception intègre la possibilité de déclencher le mouvement de la pédale à partir d'un trigger externe provenant de l'échographe, assurant ainsi une synchronisation parfaite entre l'acquisition des images échographiques et les paramètres mécaniques du mouvement (i.e. angle, couple de force, vitesse). Ce dispositif expérimental nous permettra d'analyser les vitesses fasciculaires et des tissus tendineux au cours du *slack test*, et leur relation avec la vitesse articulaire.



Dans seconde étude, nous souhaitons effectuer les mêmes mesures lors du test standard d'évaluation du taux de développement de la force en contraction isométrique maximale (i.e. *rate of force development*, RFD ; (Maffiuletti et al., 2016). En effet, il a été montré que l'angle articulaire varie légèrement lors de contractions isométriques maximales, induisant de fait des variations de l'unité muscle-tendon (Raiteri et al., 2015). Comme évoqué précédemment, la cinétique des variations de longueur des fascicules musculaires au cours de la contraction ne suit probablement pas celle de l'unité- muscle-tendon, notamment en raison du découplage induit par l'élasticité du tendon. Aussi, contrairement à ce qui est admis, il est probable que ce test ne soit en réalité pas réalisé en conditions isométriques. Dans ce contexte, les travaux de l'équipe de recherche de Cresswell et Lichtwarck ont mis en évidence le rôle des propriétés mécaniques du tendon dans la performance contractile, caractérisée à partir du RFD (Mayfield et al., 2016). Cependant, à notre connaissance, la contribution des fascicules musculaires lors de cette tâche explosive n'a pas encore été décrite. La vitesse de raccourcissement maximale est essentielle à la mise en tension rapide des structures élastiques qui transmettent la force aux leviers osseux. Nous pouvons dès lors faire l'hypothèse que cette capacité influence le RFD. Il est par ailleurs possible que les vitesses de raccourcissement instantanées atteignent des valeurs élevées au cours de ce test d'évaluation de l'explosivité. Cette étude aura donc pour but de caractériser les contributions fasciculaires et tendineuses au RFD et d'évaluer l'impact de la tension passive initiale sur ces contributions (par la modification de l'angle de contraction).

**Faisabilité** : les outils (Fig. 31) et méthodes nécessaires à la mise en œuvre de ces études sont opérationnelles et disponibles. Ce travail s'inscrit dans le cadre de la thèse de Robin Hager que je co-encadre. La phase expérimentale de la première étude est achevée et la 2<sup>nd</sup>e est en cours de lancement. Ce projet en collaboration avec l'Université de Nantes et l'Université de Bruxelles, est financé par un partenariat de recherche avec la société Actech. Le développement de l'ergomètre a été permis par l'obtention d'un financement délivré par le ministère chargé des sports (contrat n°14-i-09). Un travail est en cours pour constituer un consortium en vue de postuler au Fonds Unique Interministériel, avec d'autres partenaires industriels.

**Avancement** : la première étude est achevée et la phase expérimentale de la seconde étude a débuté.

**Échéances de publications envisagées** : premier article soumis en mai 2017, un 2<sup>nd</sup> avant décembre 2017.

#### 4.2.2 Solutions innovantes d'optimisation des interactions muscle-tendon

Dans les perspectives à plus long-terme, nous souhaitons explorer les liens entre les propriétés force-vitesse mesurées au niveau articulaire, avec la performance globale mesurée lors de gestes plus complexes se rapprochant de mouvements sportifs (e.g. saut vertical). Nous avons déjà mis en œuvre une première étude visant à caractériser les relations force-vitesse articulaire et fasciculaire au niveau des extenseurs du genou et des fléchisseurs plantaires de la cheville lors de sauts verticaux chargés et allégés (Fig. 32). Ces travaux doivent conduire à (i) caractériser les propriétés force-vitesse en saut vertical sur une portion plus large de la relation, en

particulier vers les vitesses élevées ; (ii) proposer des protocoles innovants visant le développement des qualités de vitesse, qui semblent si essentielles à la performance (Jimenez-Reyes et al., 2016).



Fig. 33. Dispositif expérimental permettant l'analyse de sauts allégés. Travail de post-doctorat de Sasa Vuk (Université de Zagreb).

En utilisant l'ergomètre mécatronique présenté ci-avant, nous pouvons aujourd'hui manipuler à volonté le stress mécanique en imposant tout type de résistance : isoinertielle, isotonique, isocinétique, élastique, pneumatique, hydraulique (Frost et al., 2010). Parmi les originalités fortes, ce nouvel outil permet de faire varier de manière dissociée les propriétés de force et d'inertie de la résistance imposée<sup>21</sup>. Ainsi il est possible d'appliquer une charge de 100 kg avec une inertie d'une charge de 10 kg, ou inversement. Le fait que la résistance soit pilotée par le moteur offre aussi la possibilité d'effectuer des mouvements en absence totale de charge, y compris en compensant le poids du segment mobilisé et de l'accessoire. Nous pourrions dès lors envisager de réaliser des tests balistiques permettant d'évaluer au plus près la vitesse maximale de raccourcissement fasciculaire (Hauraix et al., 2015).

Dans le cadre de la dernière étude de thèse de Robin Hager, nous souhaitons également tester la pertinence de ces modalités d'entraînement innovantes sur le développement de la vitesse maximale de raccourcissement fasciculaire et l'optimisation des interactions muscle-tendon. Cette thématique a été largement investiguée par notre équipe de recherche (Guilhem et al., 2012; Guilhem et al., 2013a). Le fait que toutes les séances puissent être effectuées sur le même ergomètre facilite grandement la standardisation des conditions d'exercice (Guilhem et al., 2012; Remaud et al., 2005). Nous souhaitons appliquer les méthodes déjà publiées dans le cadre de ma thèse de doctorat permettant de comparer différentes modalités d'entraînement dans en conditions standardisées (i.e. vitesse moyenne de mouvement et quantité de travail égales). Dans le cas où ces protocoles seraient efficaces pour améliorer la performance au niveau articulaire, nous pourrions envisager d'évaluer leur impact sur la performance dans des tâches plus complexes comme le saut ou le sprint. À cet

<sup>21</sup> Brevet n° WO2013060999 A1, déposé le 26 octobre 2012 par Eraclès-Technology.

égard, le départ en sprint en course à pied représente un modèle intéressant. En effet, la position des chevilles est différente pour chaque pied dans les *starting blocks*. Cette configuration permet de quantifier l'impact de la tension passive initiale des structures élastiques sur la vitesse fasciculaire atteinte, et ce en conditions écologiques de réalisation. Cependant, la mise en œuvre d'un tel protocole nécessite des développements techniques (e.g. câble de sonde plus long, charriot motorisé) permettant d'effectuer des mesures échographiques sur deux muscles sur une distance de 20 à 30 m sans altérer la performance du sprinter.

**Faisabilité** : ce thème est une application à l'exercice chronique (entraînement) qui reprend les techniques validées et standardisées sur des mouvements mono-articulaires. Une première étude sur le saut allégé est en cours d'analyse. Nous envisageons d'engager dans les prochains mois les études préliminaires permettant d'identifier les modalités de résistance les plus prometteuses en vue d'optimiser les interactions muscle-tendon. Nous avons également déposé un projet pour financement dans le cadre de l'appel à projet 2017 émis par le ministère chargé des sports.

**Avancement** : la première étude est en cours d'analyse. L'initiation de l'étude chronique est envisagée en septembre 2017.

**Échéances de publications envisagées** : projection à 2 ans.

#### 4.2.3 Adaptations à la modalité de résistance : du muscle à la cellule

Notre groupe s'est jusqu'à présent inscrit dans une démarche de recherche mobilisant des techniques intégrées permettant d'explorer de manière non-invasive la motricité et la performance humaine (Giroux et al., 2016; Hauraix et al., 2015; Rabita et al., 2015). La plupart du temps, cette approche s'est révélée adaptée pour investiguer la production de force et de mouvement. Toutefois, lorsqu'il s'agit d'entrer dans les mécanismes cellulaires pouvant expliquer les réponses à l'exercice traumatisant (dommages) ou à l'entraînement (adaptations musculaires) nos résultats se heurtent à l'impossibilité d'accéder notamment à l'échelle cellulaire (i.e. fibre musculaire). Ces mesures seraient pertinentes par exemple pour tester *in situ* les hypothèses soulevées pour expliquer l'augmentation du module de cisaillement post-dommages (Lacourpaille et al., 2014). En effet, nous pensons que la perturbation de l'homéostasie calcique induite par les ruptures des membranes cellulaires est un des principaux facteurs responsables de cette augmentation de raideur musculaire (Proske et Morgan, 2001). Les corrélations significatives obtenues entre l'augmentation du module et la perte de force (voir partie 2.3.2) renforcent cette idée. Afin de pouvoir tester directement cette hypothèse, nous mettons actuellement en place les conditions réglementaires nécessaires à la prise de biopsies sur le plateau technique du laboratoire SEP, en lien avec l'ARS et le Pôle Médical de l'INSEP<sup>22</sup>. Afin de réaliser les analyses cellulaires, nous sommes actuellement en discussion avec le groupe de Truls Raastad (École Norvégienne des Sciences du Sport), expert internationalement reconnu de la réponse cellulaire à l'exercice (Paulsen et al., 2012; Peake et al., 2017; Raastad et al., 2010).

<sup>22</sup> Groupe de travail conduit par Claire Thomas-Junius et Alain Frey, responsable du Pôle Médical de l'INSEP.

Cette première expérience vise à éprouver la faisabilité technique et logistique d'un protocole aigu, présentant un coût logistique et expérimental raisonnable. À plus long-terme, nous souhaitons mobiliser ces techniques pour appréhender l'expression génique induite par différentes modalités d'entraînement telles que celles offertes par notre ergomètre mécatronique. Cette démarche permettrait d'aller au bout de la démarche de recherche visant à mesurer la plasticité du muscle au stress mécanique, de la cellule (échelle microscopique) à la performance sportive (échelle macroscopique). Au niveau du laboratoire SEP, la construction de ce dispositif ouvrirait de réelles perspectives en matière de quantification des effets d'un stress environnemental (chaleur, hypoxie, froid) et de l'entraînement sur les différentes fonctions de l'organisme.

**Faisabilité** : cette ébauche de projet est au stade de la réflexion. Une demande d'avenant à l'autorisation de lieu est en cours de dépôt auprès de l'ARS. Une collaboration devra être mise en place avec un laboratoire maîtrisant la mesure de l'expression génique au sein du muscle, et des contacts ont été initiés avec l'ENSS, à Oslo (Norvège). Dans cette optique, la Norvège propose des aides permettant d'initier ce type de collaboration (programme Åsgard-Recherche). Ce support pourrait être utilisé pour réaliser ces expérimentations.

**Avancement** : la demande d'avenant à l'autorisation de lieu est en cours de dépôt et des contacts ont été pris avec l'équipe de l'ENSS.

**Échéances de publications envisagées** : projection à 3-4 ans.

### 4.3 Application à la compréhension et à l'amélioration de la performance en sprint

Dans le cadre d'un projet coordonné par le Dr Giuseppe Rabita, réalisé en collaboration avec un consortium d'universités (Séville, Nantes, Saint-Etienne, Paris-Ouest-Nanterre-La Défense et Savoie), notre laboratoire a élaboré une méthode expérimentale originale permettant de décrire la mécanique du sprint dans des conditions d'entraînement quasi-normales (Clark et Weyand, 2015; Rabita et al., 2015). Grâce à des plateformes de force disposées en série sous le tartan d'une piste d'athlétisme, outil quasi-unique en Europe, chaque appui de la phase d'accélération du sprint (de 0 à 40 m) a pu être caractérisé. À l'instar de ce qui a été fait dans d'autres activités sportives (e.g., le cyclisme) (Dorel et al., 2010), nous avons pu reconstituer les relations force-vitesse et puissance-vitesse spécifiques en sprint (**Fig. 33**). D'un point de vue pratique, cette nouvelle méthode permet de caractériser les profils individualisés des athlètes. D'un point de vue scientifique, au vu de la population élite étudiée, elle permet d'appréhender certains aspects des limites de la locomotion humaine. Ces mesures ont permis d'identifier des déterminants innovants de la performance en sprint (e.g. diminution du ratio de force) suffisamment sensibles pour distinguer la très haute performance d'athlètes de bon niveau (Rabita et al., 2015). Toutefois, les tracés obtenus mettent en évidence des difficultés méthodologiques à explorer la portion la plus à gauche de relation force-vitesse, i.e. à hauts niveaux de force et faibles niveaux de vitesse. De plus, ces travaux n'ont pas investigué les propriétés neuromusculaires et biomécaniques individuelles qui pourraient expliquer ces différences de performance mesurées *in situ*.

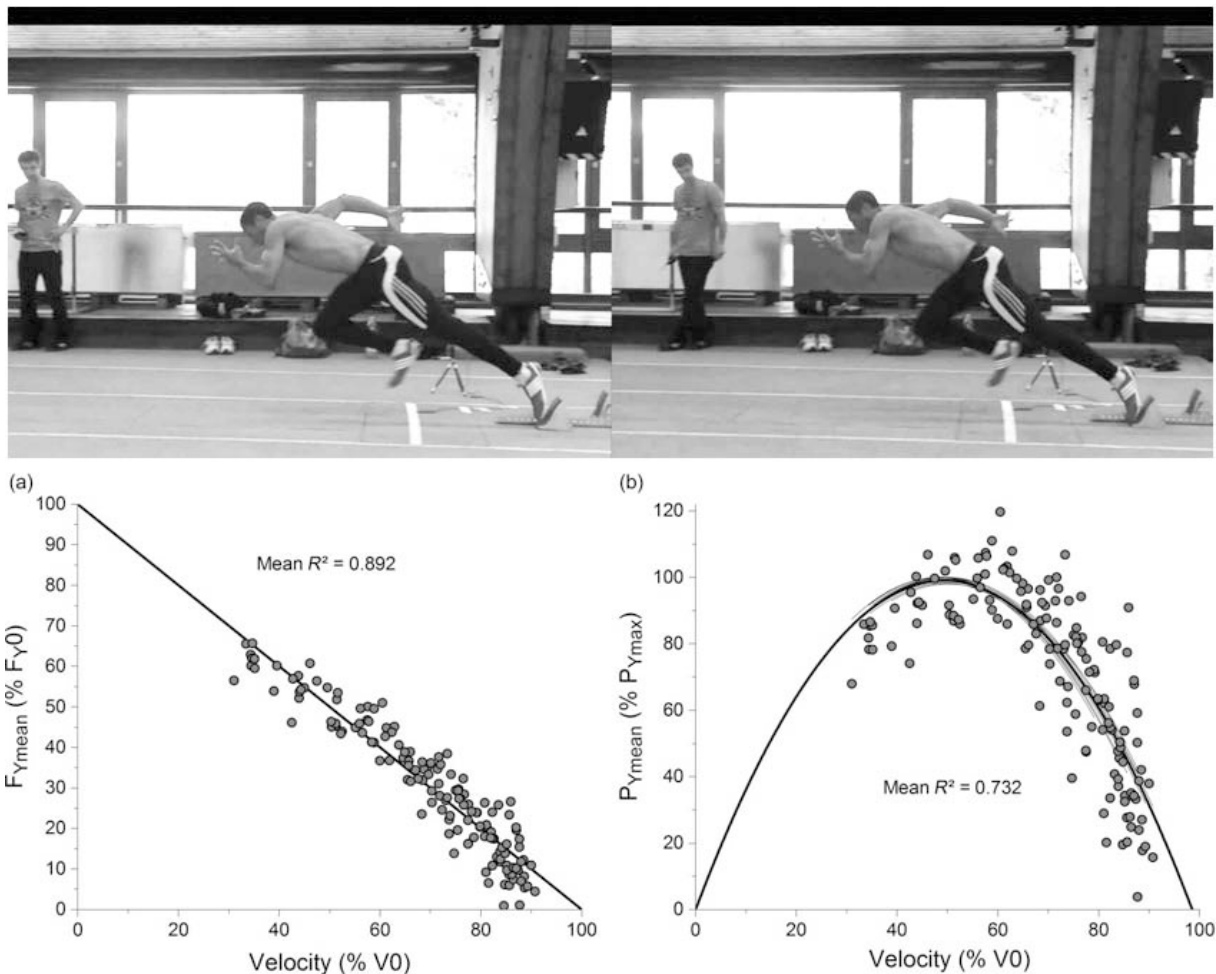


Fig. 33. Illustration de deux départs réalisés sur les plateformes de force en série (photographies) et relations force-vitesse (a) et puissance-vitesse (b) obtenues à partir de ces mesures. D'après Rabita et al. (2015).

Afin de poursuivre ce travail, nous souhaitons caractériser la mécanique du sprint dans deux conditions d'entraînement : i) le sprint en résistance (freinage de l'athlète) et ii) le sprint assisté (survitesse). Ces deux modalités sont utilisées en routine chez les sprinters élités sans que les effets de ces méthodes sur la performance ne soient clairement déterminés. Parallèlement à cette problématique mécanique, nous projetons d'explorer les implications de ces deux conditions de sprint sur les coordinations musculaires. Enfin, nous envisageons de décrire le rôle des propriétés contractiles et élastiques de l'unité muscle-tendon des athlètes dans leur aptitude à maintenir des fréquences gestuelles élevées.

Ces projets doivent permettre d'évaluer la pertinence de l'ensemble des méthodes développées en laboratoire dans un contexte écologique. Ils ont pour finalité de contribuer à améliorer notre compréhension de la motricité humaine en vue d'optimiser la performance sportive.

#### 4.3.1 Coordinations musculaires en sprint résisté et assisté

Les sprints en résistance sont utilisés en routine lors de l'entraînement des athlètes de haut niveau (Hrysomallis, 2012; Petrakos et al., 2016). Malgré l'augmentation du nombre d'études qui ont pour but d'évaluer leurs caractéristiques par l'utilisation des méthodes classiques, de nombreuses questions demeurent concernant

les sprinteurs élités. Afin d'imposer des sprints résistés, des dispositifs motorisés ont fait leur apparition dans le paysage du sprint élité français. Non seulement ils pourraient permettre de réduire les problèmes de quantification des méthodes classiques, mais leur technologie pourrait permettre d'envisager une calibration fine de l'entraînement. Cependant, avant d'évaluer l'effet de l'utilisation de ce matériel sur la progression des athlètes, il est nécessaire de caractériser le comportement mécanique et neuromusculaire de ces sprinteurs en fonction de la résistance imposée. La plupart des études scientifiques qui tentent d'évaluer les caractéristiques du sprint résisté utilisent le chariot lesté (Kawamori et al., 2014; Martinez-Valencia et al., 2014). Morin et al. (2016) ont récemment montré l'efficacité d'un entraînement à haut niveau de résistance avec charriot (i.e. 80% de la masse corporelle) pour augmenter la capacité de production de force horizontale et la performance en sprint en comparaison d'un entraînement sans charge. Toutefois, l'impact de ce type de résistance dépend notamment des forces de frottements et donc des caractéristiques du chariot et du type de surface au sol (Cross et al., 2016b; Linthorne et Cooper, 2013). De plus, l'orientation de la ligne reliant le chariot au point d'attache et les caractéristiques inertielles du chariot produisent des perturbations au niveau du point de traction qui sont susceptibles d'affecter le comportement du sprinteur. Afin de dépasser cette limite méthodologique, Cross et al. (2016b) ont quantifié les forces de friction et proposé un modèle permettant de déduire la force horizontale efficace en sprint résisté. Cependant, la relation obtenue est dépendante de la vitesse, rendant difficile l'utilisation du chariot comme méthode d'application d'une résistance des conditions de départ en *starting blocks*.

Dans leur revue de littérature, Hrysomallis (2012) révèlent un manque de données expérimentales qui empêche de caractériser précisément les processus adaptatifs induits lors d'entraînements en sprint chargé. Certaines études ont comparé les activités musculaires (Okkonen et Hakkinen, 2013), les paramètres spatiotemporels (Martinez-Valencia et al., 2014) ou les variables mécaniques (Kawamori et al., 2013) entre la condition résistée et normale. Cependant, aucune étude, à notre connaissance, n'a initié ces comparaisons auprès d'une population de sprinteurs élités. L'utilisation récente de dispositifs motorisés (Fig. 34) pour imposer une résistance aux sprinteurs présente plusieurs avantages. La résistance appliquée par l'intermédiaire d'un câble est quasiment parallèle au sol, ce qui limite la composante verticale. L'utilisation de ces dispositifs peut donc être adaptée aux conditions de départ en *starting blocks*, phase essentielle de la performance (Rabita et al., 2015; Slawinski et al., 2010). De plus, la résistance peut être précisément définie et imposée en s'affranchissant des propriétés de la surface du sol, ouvrant la voie à une calibration fine de la charge, permettant de cibler le développement d'une capacité musculaire spécifique (i.e. force, puissance, vitesse) et individualisée (Cross et al., 2016a).

Les sprints assistés sont également très utilisés chez les sprinteurs. La méthode la plus commune pour permettre à l'athlète d'atteindre des vitesses proches ou supérieures aux vitesses maximales atteintes en compétition reste la course en descente (Ebben, 2008). Toutefois, cette technique modifie les conditions écologiques du sprint, puisqu'elle accentue notamment la composante frénatrice et donc l'intensité des contractions excentriques par rapport à une course sur le plat (Eston et al., 1995). Les dispositifs motorisés permettant d'appliquer une résistance peuvent aujourd'hui être utilisés en condition d'assistance : les sprinteurs,

tirés vers l'avant au niveau du bassin sont alors capables d'atteindre des vitesses supérieures à leur vitesse maximale (Fig. 34).

Nous projetons donc de répondre à la question suivante : peut-on, lors d'un sprint, imposer les puissances voulues par le seul réglage de la résistance du dispositif motorisé? Nous proposons donc de caractériser les relations force- et puissance-vitesse en condition de sprint en résistance et sur vitesse, et d'explorer les coordinations musculaires impliquées en fonction des résistances imposées. Des mesures préliminaires nous ont permis de vérifier la reproductibilité des patrons mécaniques de la foulée dans les deux conditions. Par ailleurs, nous avons calibré et validé les mesures de vitesse effectuées par le système motorisé. Une fois cette étude descriptive finalisée, nous pourrions raisonnablement envisager d'évaluer les effets d'entraînements individualisés pour modifier le profil force-vitesse de sprinters élites (Cross et al., 2016a). À l'image des travaux effectués sur le saut vertical (Jimenez-Reyes et al., 2016), ce travail doit conduire à déterminer les protocoles d'entraînement optimaux en vue d'améliorer la performance, notamment à partir des critères précédemment proposés par notre équipe (Rabita et al., 2015). En effet, le sprint résisté à charge élevée permet d'augmenter la capacité de production de force horizontale, avec en revanche un effet limité sur la puissance maximale et aucun effet sur la vitesse maximale (Morin et al., 2016). Dans le prolongement de cette étude, Cross et al. (2017) ont récemment montré que les charges additionnelles permettant de maximiser la puissance maximale en sprint sont comprises entre 69 et 96% de la masse corporelle, bien au-dessus des résistances classiquement utilisées (i.e.  $\leq 30\%$ ). À la lumière de ces travaux, il semble désormais intéressant de déterminer les méthodes les plus efficaces pour améliorer la puissance et la vitesse maximales, facteurs déterminants de la performance en sprint.

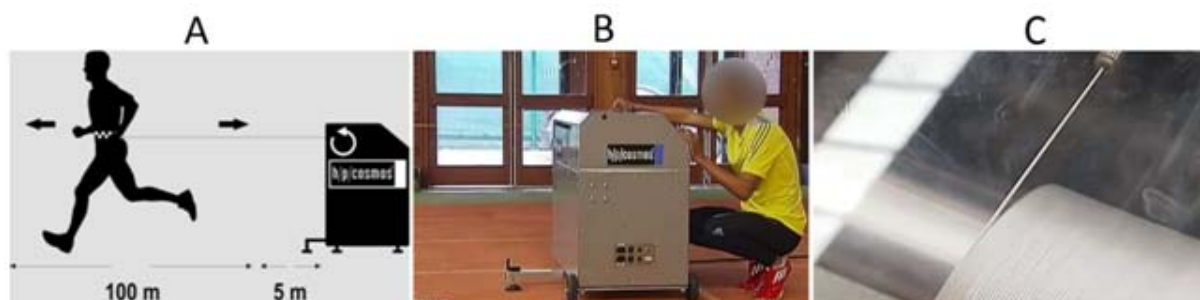


Fig. 34. A, schéma illustrant le principe d'utilisation du dispositif motorisé lors d'un sprint résisté. Une résistance constante crée une force inverse à l'avancée de l'athlète. B, photographie présentant l'utilisateur réglant manuellement la résistance du dispositif motorisé. C, photographie du filin de 160 m qui se déroule.

**Faisabilité :** ce projet a fait l'objet d'un financement par le ministère chargé des sports (contrat n°14-i-029). L'étude de reproductibilité/validité est finalisée et un premier article est en cours de rédaction. La phase expérimentale de l'étude est en cours et se poursuivra pendant les prochains mois.

**Avancement :** la validation méthodologique est finalisée et la phase expérimentale de l'étude est achevée à 50%.

**Échéances de publications envisagées :** 1 article envisagé en 2017, 1 article prévu en 2018.

### 4.3.2 Relations entre propriétés musculaires et performance en sprint

Afin d'aller plus loin et de mieux identifier les facteurs qui conditionnent cette vitesse maximale, nous nous intéresserons à une problématique permettant de connecter les concepts développés dans la partie 2.4 à la performance en sprint. Elle concerne les propriétés mécaniques des structures musculo-tendineuses et de vitesse de contraction maximale des sprinteurs. Nous savons que les sprinters présentent des propriétés architecturales et mécaniques qui les différencient de sportifs issus d'autres disciplines ou de la population générale (Kubo et al., 2011; Kubo et al., 2000; Seynnes et al., 2015). En particulier, il semble que la pratique chronique de cette activité augmente la raideur tendineuse, ce qui peut contribuer à accélérer la transmission de force musculaire aux leviers osseux et donc la force appliquée au sol dans des temps très courts (Kubo et al., 2000). Dans le prolongement de cette idée, il a été montré que le principal facteur limitant l'augmentation de la vitesse chez l'homme n'était pas lié à sa capacité à produire plus de force au sol mais bien à diminuer le temps de contact nécessaire pour appliquer cette force (Weyand et al., 2010). À des vitesses très élevées, la force que peut appliquer le sprinteur au sol dans un temps très court dépend majoritairement des niveaux de pré-activation et de la raideur des tendons des muscles extenseurs des membres inférieurs, en particulier des fléchisseurs plantaires (Arampatzis et al., 2007; Weyand et al., 2010). Nous avons également montré que la vitesse de raccourcissement des fascicules musculaires du *gastrocnemius medialis* était reliée à la vitesse maximale articulaire (Hauraix et al., 2015), et donc à sa capacité à exercer de la force à haute vitesse. Dans ce contexte, il paraît intéressant d'investiguer l'influence des propriétés élastiques musculo-tendineuses et des vitesses articulaire et de raccourcissement fasciculaire maximales sur la capacité des athlètes à atteindre des vitesses extrêmes en sprint.

Nous proposons donc de mettre en place une étude qui aura pour but de caractériser et de comparer ces propriétés auprès d'athlètes élités et sub-élités. Ces paramètres pourront également être confrontés au niveau de performance des sprinters. Des résultats préliminaires nous confortent dans l'idée que cette perspective de recherche est prometteuse. En effet, nous avons caractérisé les relations force vitesse en flexion plantaire auprès de sprinters élités parmi les meilleurs français (Fig. 35). Nos résultats mettent en évidence que le sprinter le plus performant au sein de cet échantillon n'est pas celui qui possède la capacité de production de force maximale la plus élevée en flexion plantaire. En revanche, ce même sprinter présente une vitesse maximale articulaire qui dépasse largement la moyenne du groupe ( $931^{\circ} \cdot s^{-1}$  vs.  $736 \pm 106^{\circ} \cdot s^{-1}$ , respectivement). De manière encore plus intéressante, la vitesse de raccourcissement fasciculaire maximale atteinte par cet athlète n'est pas la plus élevée ( $36.5 \text{ cm} \cdot s^{-1}$  vs.  $35.6 \pm 3.7 \text{ cm} \cdot s^{-1}$  en moyenne pour l'ensemble du groupe), suggérant le rôle fondamental des propriétés élastiques de l'unité muscle-tendon dans la capacité à exercer de la force à hauts niveaux de vitesse.



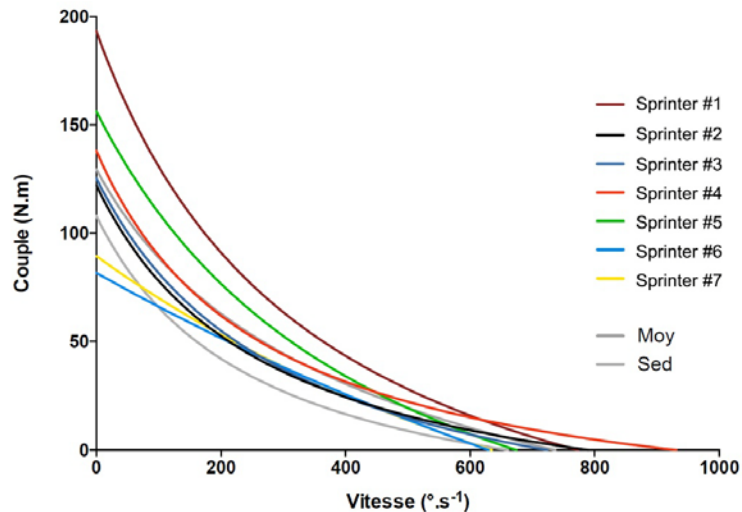


Fig. 35. Relations force-vitesse de 7 sprinters élités obtenue à partir de contractions balistiques et isocinétiques maximales des fléchisseurs plantaires (Hauraix et al., 2015). Le sprinter #4 se classe uniquement 3<sup>e</sup> en termes de capacité de production de force maximale, mais il présente de loin la vitesse articulaire maximale la plus élevée. Il est également le plus rapide de l'échantillon sur 100 m. Les tracés en gris foncé et gris clair représentent respectivement la relation moyenne obtenue pour cet échantillon et pour des sédentaires.

Il apparaît dès lors indéniable que ce projet, au croisement de la plupart des thématiques abordées dans ce mémoire, devrait nous permettre d'aller plus loin vis-à-vis : (i) de l'identification des facteurs intrinsèques conduisant à la haute performance et (ii) de la construction de protocoles d'évaluation innovants permettant de déterminer les effets spécifiques de modalités d'entraînement individualisées (voir partie 4.2).

**Faisabilité** : ce projet, financé par le ministère chargé des sports (contrat n°14-i-029), se déroule en parallèle de l'étude précédente. La phase expérimentale de l'étude est en cours et se poursuivra pendant les 3 prochains mois.

**Avancement** : la phase expérimentale est en cours et réalisée à 50%.

**Échéances de publications envisagées** : 1 article prévu en 2018.

## Conclusion

Les orientations proposées dans ce quatrième chapitre ont pour vocation de dresser les perspectives de recherche, à la fois prioritaires et réalistes de mon point de vue, à investiguer dans les prochaines années.

Les différents projets visant à mieux comprendre les mécanismes qui sous-tendent les lésions du tissu musculaire me tiennent particulièrement à cœur puisqu'ils représentent le prolongement de mes premiers travaux de thèse. L'intégration des méthodes issues de la biologie cellulaire peuvent à terme faire coïncider ma formation académique initiale (biologie intégrative) avec mes intérêts scientifiques récents. Dans cette optique, l'apport de l'élastographie a ouvert des possibilités nouvelles qui suscitent l'intérêt d'équipes de recherche étrangères (e.g. École Norvégienne des Sciences du Sport, Norvège). L'application de cette technique dans le contexte de la blessure permet d'envisager des applications dans le domaine clinique. Étant donné le fardeau que représentent les blessures musculaires dans de nombreux sports, ces nouvelles techniques d'imagerie pourraient se traduire par des progrès significatifs en termes de performance, grâce à une meilleure préservation de l'intégrité physique des sportifs.

Le rapprochement avec des partenaires industriels possédant des compétences solides en ingénierie, programmation ou traitement du signal apparaît aujourd'hui comme un véritable levier dans la mise en œuvre de projets originaux. Dans ce contexte, les développements technologiques auxquels nous avons participé offrent aujourd'hui l'opportunité de développer des méthodes d'évaluation et d'entraînement innovantes. Ces avancées techniques doivent nous amener à mieux individualiser l'entraînement des capacités athlétiques et de mieux appréhender ses effets sur la fonction musculaire.

L'apport de l'échographie haute fréquence nous a permis de mieux appréhender les facteurs qui influencent la capacité à réaliser des mouvements rapides et leurs liens avec la performance dans des activités réalisés à haute intensité. L'un des enjeux majeurs dans les années à venir sera de pouvoir appliquer cette méthode à l'analyse de la performance motrice en conditions écologiques de réalisation. C'est dans cette démarche que notre équipe souhaite s'inscrire afin d'amener le laboratoire au terrain, de mieux comprendre pour mieux entraîner.

## Références |

- Aagaard P, Simonsen EB, Andersen JL, Magnusson SP, Bojsen-Moller F, Dyhre-Poulsen P. Antagonist muscle coactivation during isokinetic knee extension. *Scand J Med Sci Sports*. 2000;10:58-67.
- Abbott BC, Aubert XM. The force exerted by active striated muscle during and after change of length. *The Journal of Physiology*. 1952;117:77-86.
- American College of Sports M. American College of Sports Medicine position stand. Progression models in resistance training for healthy adults. *Med Sci Sports Exerc*. 2009;41:687-708.
- Andersson E, Sward L, Thorstensson A. Trunk muscle strength in athletes. *Med Sci Sports Exerc*. 1988;20:587-93.
- Andonian P, Viallon M, Le Goff C, de Bourguignon C, Tourel C, Morel J, et al. Shear-Wave Elastography Assessments of Quadriceps Stiffness Changes prior to, during and after Prolonged Exercise: A Longitudinal Study during an Extreme Mountain Ultra-Marathon. *PLoS One*. 2016;11:e0161855.
- Arampatzis A, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, De Monte G, Stafilidis S. Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J Biomech*. 2007;40:1946-52.
- Asklung C, Saartok T, Thorstensson A. Type of acute hamstring strain affects flexibility, strength, and time to return to pre-injury level. *Br J Sports Med*. 2006;40:40-4.
- Ates F, Hug F, Bouillard K, Jubeau M, Frappart T, Couade M, et al. Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol*. 2015.
- Azizi E, Brainerd EL, Roberts TJ. Variable gearing in pennate muscles. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2008;105:1745-50.
- Azizi E, Roberts TJ. Geared up to stretch: pennate muscle behavior during active lengthening. *J Exp Biol*. 2014;217:376-81.
- Babault N, Pousson M, Ballay Y, Van Hoecke J. Activation of human quadriceps femoris during isometric, concentric, and eccentric contractions. *J Appl Physiol*. 2001;91:2628-34.
- Babault N, Pousson M, Michaut A, Van Hoecke J. Effect of quadriceps femoris muscle length on neural activation during isometric and concentric contractions. *J Appl Physiol*. 2003;94:983-90.
- Behm DG, Sale DG. Velocity specificity of resistance training. *Sports Med*. 1993;15:374-88.
- Beltman JG, Sargeant AJ, van Mechelen W, de Haan A. Voluntary activation level and muscle fiber recruitment of human quadriceps during lengthening contractions. *J Appl Physiol*. 2004;97:619-26.
- Bercoff J, Tanter M, Fink M. Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*. 2004;51:396-409.
- Bleakley C, McDonough S, Gardner E, Baxter GD, Hopkins JT, Davison GW. Cold-water immersion (cryotherapy) for preventing and treating muscle soreness after exercise. *Cochrane Database Syst Rev*. 2012;2:CD008262.
- Bleakley CM, Hopkins JT. Is it possible to achieve optimal levels of tissue cooling in cryotherapy? *Physical Therapy Reviews*. 2010;15:344-50.
- Bobbert MF. Effect of unloading and loading on power in simulated countermovement and squat jumps. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46:1176-84.
- Bobbert MF, van Ingen Schenau GJ. Coordination in vertical jumping. *J Biomech*. 1988;21:249-62.
- 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.
- Brockett CL, Morgan DL, Proske U. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33:783-90.
- Brooks SV, Zerba E, Faulkner JA. Injury to muscle fibres after single stretches of passive and maximally stimulated muscles in mice. *J Physiol*. 1995;488 (Pt 2):459-69.
- Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command. *Journal of applied biomechanics*. 2004;20:367-95.
- Butterfield TA. Eccentric exercise in vivo: strain-induced muscle damage and adaptation in a stable system. *Exerc Sport Sci Rev*. 2010;38:51-60.
- Cavanagh PR, Komi PV. Electromechanical delay in human skeletal muscle under concentric and eccentric contractions. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1979;42:159-63.
- Chauveau A. Comparaison de l'énergie mise en œuvre par les muscles dans les cas de travail positif et de travail négatif correspondant. *J Physiol (Paris)*. 1896;122:91-7.
- Chen W, Ruell PA, Ghoddusi M, Kee A, Hardeman EC, Hoffman KM, et al. Ultrastructural changes and sarcoplasmic reticulum Ca<sup>2+</sup> regulation in red vastus muscle following eccentric exercise in the rat. *Exp Physiol*. 2007;92:437-47.
- Chumanov ES, Heiderscheit BC, Thelen DG. The effect of speed and influence of individual muscles on hamstring mechanics during the swing phase of sprinting. *J Biomech*. 2007;40:3555-62.
- Clafin DR, Faulkner JA. The force-velocity relationship at high shortening velocities in the soleus muscle of the rat. *J Physiol*. 1989;411:627-37.
- Clark KP, Weyand PG. Sprint running research speeds up: A first look at the mechanics of elite acceleration. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*. 2015;25:581-2.
- Clarkson PM, Hubal MJ. Exercise-induced muscle damage in humans. *Am J Phys Med Rehabil*. 2002;81:S52-69.
- Cleak MJ, Eston RG. Muscle soreness, swelling, stiffness and strength loss after intense eccentric exercise. *Br J Sports Med*. 1992;26:267-72.
- Cormie P, McGuigan MR, Newton RU. Developing Maximal Neuromuscular Power: Part 1 – Biological Basis of Maximal Power Production. *Sports Med*. 2011;41:17-38 10.2165/11537690-000000000-00000.

- Costello JT, Algar LA, Donnelly AE. Effects of whole-body cryotherapy (-110 degrees C) on proprioception and indices of muscle damage. *Scand J Med Sci Sports*. 2012;22:190-8.
- Croisier JL, Forthomme B, Namurois MH, Vanderthommen M, Crielaard JM. Hamstring muscle strain recurrence and strength performance disorders. *Am J Sports Med*. 2002;30:199-203.
- 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 NJ, Carty CP, Barrett RS, Lichtwark G. Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol*. 2011;111:1491-6.
- Cronin NJ, Lichtwark G. The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*. 2013;37:305-12.
- Cross MR, Brughelli M, Samozino P, Brown SR, Morin JB. Optimal Loading for Maximising Power During Sled-resisted Sprinting. *Int J Sports Physiol Perform*. 2017:1-25.
- Cross MR, Brughelli M, Samozino P, Morin JB. Methods of Power-Force-Velocity Profiling During Sprint Running: A Narrative Review. *Sports Med*. 2016a.
- Cross MR, Tinwala F, Lenetsky S, Samozino P, Brughelli M, Morin JB. Determining friction and effective loading for sled sprinting. *J Sports Sci*. 2016b:1-6.
- de Visser H, Reijman M, Heijboer M, Bos P. Risk factors of recurrent hamstring injuries: a systematic review. *British Journal of Sports Medicine*. 2012;46:124-30.
- Del Valle A, Thomas CK. Firing rates of motor units during strong dynamic contractions. *Muscle Nerve*. 2005;32:316-25.
- Devlin L. Recurrent posterior thigh symptoms detrimental to performance in rugby union: predisposing factors. *Sports Med*. 2000;29:273-87.
- Doguet V, Jubeau M, Dorel S, Couturier A, Lacourpaille L, Guevel A, et al. Time-Course of Neuromuscular Changes during and after Maximal Eccentric Contractions. *Front Physiol*. 2016;7:137.
- 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.
- Duchateau J, Baudry S. Insights into the neural control of eccentric contractions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2014a;116:1418-25.
- Duchateau J, Baudry S. Maximal discharge rate of motor units determines the maximal rate of force development during ballistic contractions in human. *Front Hum Neurosci*. 2014b;8:234.
- Duchateau J, Enoka RM. Neural control of shortening and lengthening contractions: influence of task constraints. *J Physiol*. 2008;586:5853-64.
- Duchateau J, Enoka RM. Human motor unit recordings: Origins and insight into the integrated motor system. *Brain Res*. 2011.
- Duclay J, Pasquet B, Martin A, Duchateau J. Specific modulation of spinal and cortical excitabilities during lengthening and shortening submaximal and maximal contractions in plantar flexor muscles. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2014;jap 00489 2014.
- Dufek JS, Bates BT. Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Med*. 1991;12:326-37.
- Ebben WP. The optimal downhill slope for acute overspeed running. *Int J Sports Physiol Perform*. 2008;3:88-93.
- Edman KA. The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*. 1979;291:143-59.
- Elmer SJ, Barratt PR, Korff T, Martin JC. Joint-specific power production during submaximal and maximal cycling. *Med Sci Sports Exerc*. 2011;43:1940-7.
- Enoka RM. Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*. 1996;81:2339-46.
- Ericson M. On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer. *Scand J Rehabil Med Suppl*. 1986;16:1-43.
- Eston RG, Mickleborough J, Baltzopoulos V. Eccentric activation and muscle damage: biomechanical and physiological considerations during downhill running. *Br J Sports Med*. 1995;29:89-94.
- 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.
- Farris DJ, Lichtwark GA. UltraTrack: Software for semi-automated tracking of muscle fascicles in sequences of B-mode ultrasound images. *Comput Methods Programs Biomed*. 2016;128:111-8.
- Fiorentino NM, Rehorn MR, Chumanov ES, Thelen DG, Blemker SS. Computational models predict larger muscle tissue strains at faster sprinting speeds. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46:776-86.
- Franchi MV, Atherton PJ, Reeves ND, Fluck M, Williams J, Mitchell WK, et al. Architectural, functional and molecular responses to concentric and eccentric loading in human skeletal muscle. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014;210:642-54.
- Frère J, Gopfert B, Nuesch 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.
- Friden J. Delayed onset muscle soreness. *Scand J Med Sci Sports*. 2002;12:327-8.

- Friden J, Seger J, Sjöström M, Ekblom B. Adaptive response in human skeletal muscle subjected to prolonged eccentric training. *Int J Sports Med.* 1983;4:177-83.
- Friesenbichler B, Item J, Neunstöcklin F, Casartelli N, Guilhem G, Maffiuletti N. Differences in trunk and thigh muscle function between elite sailors and non-sailors. *Sports Biomech.* 2016;[Epub ahead of print].
- Frost DM, Cronin J, Newton RU. A biomechanical evaluation of resistance: fundamental concepts for training and sports performance. *Sports Med.* 2010;40:303-26.
- Frost DM, Cronin JB, Newton RU. A comparison of the kinematics, kinetics and muscle activity between pneumatic and free weight resistance. *Eur J Appl Physiol.* 2008;104:937-56.
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci.* 2001;268:229-33.
- Galindo A, Barthelemy J, Ishikawa M, Chavet P, Martin V, Avela J, et al. Neuromuscular control in landing from supra-maximal dropping height. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 2009;106:539-47.
- Garrett WE, Califf JC, Bassett FH. Histochemical correlates of hamstring injuries. *The American Journal of Sports Medicine.* 1984;12:98-103.
- Gennisson JL, Deffieux T, Mace E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol.* 2010;36:789-801.
- Giroux C, Rabita G, Chollet D, Guilhem G. Optimal balance between force and velocity differs among world-class athletes. *J Appl Biomech.* 2016;32:59-68.
- Green MA, Sinkus R, Gandevia SC, Herbert RD, Bilston LE. Measuring changes in muscle stiffness after eccentric exercise using elastography. *NMR Biomed.* 2012;25:852-8.
- Gregoire L, Veeger HE, Huijting PA, van Ingen Schenau GJ. Role of mono- and biarticular muscles in explosive movements. *Int J Sports Med.* 1984;5:301-5.
- Grieve D, Pheasant S, Cavanagh PR. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen, K., editor. *International series on biomechanics.* Baltimore: University Park Press; 1978. p. 405-12.
- Guilhem G. L'entraînement musculaire à la croisée des chemins. *Réflexions sport.* 2014;9:58-81.
- 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, Guevel A. A methodologic approach for normalizing angular work and velocity during isotonic and isokinetic eccentric training. *J Athl Train.* 2012;47:125-9.
- Guilhem G, Cornu C, Maffiuletti NA, Guevel A. Neuromuscular adaptations to isoload versus isokinetic eccentric resistance training. *Med Sci Sports Exerc.* 2013a;45:326-35.
- Guilhem G, Doguet V, Hauraix H, Lacourpaille L, Jubeau M, Nordez A, et al. Muscle force loss and soreness subsequent to maximal eccentric contractions depend on the amount of fascicle strain in vivo. *Acta Physiol (Oxf).* 2016;217:152-63.
- Guilhem G, Guevel A, Cornu C. A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20:1000-6.
- 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.* 2013b;41:1942-51.
- Hagglund M, Walden M, Magnusson H, Kristenson K, Bengtsson H, Ekstrand J. Injuries affect team performance negatively in professional football: an 11-year follow-up of the UEFA Champions League injury study. *Br J Sports Med.* 2013;47:738-42.
- Hauraix H, Nordez A, Dorel S. Shortening behavior of the different components of muscle-tendon unit during isokinetic plantar flexions. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 2013;115:1015-24.
- Hauraix H, Nordez A, Guilhem G, Rabita G, Dorel S. In vivo maximal fascicle-shortening velocity during plantar flexion in humans. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985).* 2015;119:1262-71.
- Hautier CA, Arsac LM, Deghdogh K, Souquet J, Belli A, Lacour JR. Influence of fatigue on EMG/force ratio and cocontraction in cycling. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:839-43.
- Hedayatpour N, Falla D. Non-uniform muscle adaptations to eccentric exercise and the implications for training and sport. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22:329-33.
- Hentzen ER, Lahey M, Peters D, Mathew L, Barash IA, Friden J, et al. Stress-dependent and -independent expression of the myogenic regulatory factors and the MARP genes after eccentric contractions in rats. *J Physiol.* 2006;570:157-67.
- Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, Diong J, Martin J, Clarke EC, et al. In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. *J Physiol.* 2011;589:5257-67.
- Herzog JA, Leonard TR, Jinha A, Herzog W. Titin (visco-) elasticity in skeletal muscle myofibrils. *Mol Cell Biomech.* 2014;11:1-17.
- Herzog W. The role of titin in eccentric muscle contraction. *The Journal of Experimental Biology.* 2014;217:2825-33.
- Herzog W. Eccentric vs. concentric muscle contraction: That is the question. *Journal of Sport and Health Science.* 2017.
- Herzog W, Schappacher G, DuVall M, Leonard TR, Herzog JA. Residual Force Enhancement Following Eccentric Contractions: A New Mechanism Involving Titin. *Physiology (Bethesda).* 2016;31:300-12.
- Hicks KM, Onambele-Pearson GL, Winwood K, Morse CI. Gender differences in fascicular lengthening during eccentric contractions: the role of the patella tendon stiffness. *Acta Physiol (Oxf).* 2013;209:235-44.

- Hill AV. The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences*. 1938;126:136-95.
- Hoffman BW, Cresswell AG, Carroll TJ, Lichtwark GA. Muscle fascicle strains in human gastrocnemius during backward downhill walking. *J Appl Physiol*. 2014;116:1455-62.
- Howell JN, Chleboun G, Conatser R. Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *J Physiol*. 1993;464:183-96.
- Hrysomallis C. The effectiveness of resisted movement training on sprinting and jumping performance. *J Strength Cond Res*. 2012;26:299-306.
- Hubal MJ, Rubinstein SR, Clarkson PM. Mechanisms of variability in strength loss after muscle-lengthening actions. *Med Sci Sports Exerc*. 2007;39:461-8.
- Hudson AL, Taylor JL, Gandevia SC, Butler JE. Coupling between mechanical and neural behaviour in the human first dorsal interosseous muscle. *The Journal of Physiology*. 2009;587:917-25.
- Hug F, Dorel S. Electromyographic analysis of pedaling: a review. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:182-98.
- Hug F, Goupille C, Baum D, Raiteri BJ, Hodges PW, Tucker K. Nature of the coupling between neural drive and force-generating capacity in the human quadriceps muscle. *Proc Biol Sci*. 2015a;282.
- Hug F, Tucker K, Gennisson JL, Tanter M, Nordez A. Elastography for Muscle Biomechanics: Toward the Estimation of Individual Muscle Force. *Exerc Sport Sci Rev*. 2015b;43:125-33.
- Ishikawa M, Finni T, Komi PV. Behaviour of vastus lateralis muscle-tendon during high intensity SSC exercises in vivo. *Acta Physiol Scand*. 2003;178:205-13.
- Isner-Horobeti ME, Dufour SP, Vautravers P, Geny B, Coudeyre E, Richard R. Eccentric exercise training: modalities, applications and perspectives. *Sports Med*. 2013;43:483-512.
- Jackson TJ, Starkey C, McElhiney D, Domb BG. Epidemiology of Hip Injuries in the National Basketball Association: A 24-Year Overview. *Orthopaedic journal of sports medicine*. 2013;1:2325967113499130.
- Jimenez-Reyes P, Samozino P, Brughelli M, Morin JB. Effectiveness of an Individualized Training Based on Force-Velocity Profiling during Jumping. *Front Physiol*. 2016;7:677.
- Kawamori N, Newton R, Nosaka K. Effects of weighted sled towing on ground reaction force during the acceleration phase of sprint running. *J Sports Sci*. 2014;32:1139-45.
- Kawamori N, Nosaka K, Newton RU. Relationships Between Ground Reaction Impulse and Sprint Acceleration Performance in Team Sport Athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*. 2013;27:568-73. 10.1519/JSC.0b013e318257805a.
- Koh ES, McNally EG. Ultrasound of skeletal muscle injury. *Semin Musculoskelet Radiol*. 2007;11:162-73.
- Konow N, Azizi E, Roberts TJ. Muscle power attenuation by tendon during energy dissipation. *Proc Biol Sci*. 2012;279:1108-13.
- Konow N, Roberts TJ. The series elastic shock absorber: tendon elasticity modulates energy dissipation by muscle during burst deceleration. *Proc Biol Sci*. 2015;282:20142800.
- Kubo K, Ikebukuro T, Yata H, Tomita M, Okada M. Morphological and mechanical properties of muscle and tendon in highly trained sprinters. *J Appl Biomech*. 2011;27:336-44.
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand*. 2000;168:327-35.
- Kulig K, Powers CM, Shellock FG, Terk M. The effects of eccentric velocity on activation of elbow flexors: evaluation by magnetic resonance imaging. *Med Sci Sports Exerc*. 2001;33:196-200.
- Lacourpaille L, Nordez A, Hug F, Couturier A, Dibie C, Guilhem G. Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography. *Acta Physiol (Oxf)*. 2014;211:135-46.
- Lee SS, Piazza SJ. Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. *J Exp Biol*. 2009;212:3700-7.
- Lieber RL, Friden J. Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol*. 1993;74:520-6.
- Lieber RL, Friden J. Mechanisms of muscle injury after eccentric contraction. *J Sci Med Sport*. 1999;2:253-65.
- Lieber RL, Friden J. Morphologic and mechanical basis of delayed-onset muscle soreness. *J Am Acad Orthop Surg*. 2002;10:67-73.
- Lieber RL, Shah S, Friden J. Cytoskeletal disruption after eccentric contraction-induced muscle injury. *Clin Orthop Relat Res*. 2002:S90-9.
- Lieber RL, Ward SR. Skeletal muscle design to meet functional demands. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*. 2011;366:1466-76.
- Linke WA, Kruger M. The giant protein titin as an integrator of myocyte signaling pathways. *Physiology (Bethesda)*. 2010;25:186-98.
- Linthorne NP, Cooper JE. Effect of the coefficient of friction of a running surface on sprint time in a sled-towing exercise. *Sports Biomech*. 2013;12:175-85.
- Maffioletti NA, Aagaard P, Blazevich AJ, Folland J, Tillin N, Duchateau J. Rate of force development: physiological and methodological considerations. *Eur J Appl Physiol*. 2016.
- Magnusson SP, Aagaard P, Larsson B, Kjaer M. Passive energy absorption by human muscle-tendon unit is unaffected by increase in intramuscular temperature. *J Appl Physiol*. 2000;88:1215-20.

- Maisetti O, Boyas S, Guevel A. Specific neuromuscular responses of high skilled laser sailors during a multi-joint posture sustained until exhaustion. *Int J Sports Med.* 2006;27:968-75.
- 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.
- Martinez-Valencia MA, Gonzalez-Rave JM, Santos-Garcia DJ, Alcaraz Ramon PE, Navarro-Valdivielso F. Interrelationships between different loads in resisted sprints, half-squat 1 RM and kinematic variables in trained athletes. *Eur J Sport Sci.* 2014;14 Suppl 1:S18-24.
- Mayfield DL, Cresswell AG, Lichtwark GA. Effects of series elastic compliance on muscle force summation and the rate of force rise. *J Exp Biol.* 2016.
- McGowan CJ, Pyne DB, Thompson KG, Rattray B. Warm-Up Strategies for Sport and Exercise: Mechanisms and Applications. *Sports Med.* 2015;45:1523-46.
- McHugh MP. Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports.* 2003;13:88-97.
- McNair PJ, Stanley SN. Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *Br J Sports Med.* 1996;30:313-7, discussion 8.
- Mendez-Villanueva A, Suarez-Arrones L, Rodas G, Fernandez-Gonzalo R, Tesch P, Linnehan R, et al. MRI-Based Regional Muscle Use during Hamstring Strengthening Exercises in Elite Soccer Players. *PLoS One.* 2016;11:e0161356.
- Morales-Artacho AJ, Lacourpaille L, Guilhem G. Effects of warm-up on hamstring muscles stiffness: Cycling vs foam rolling. *Scand J Med Sci Sports.* 2017.
- Morgan DL. New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J.* 1990;57:209-21.
- Morgan DL, Allen DG. Early events in stretch-induced muscle damage. *J Appl Physiol.* 1999;87:2007-15.
- Morin JB, Petrakos G, Jimenez-Reyes P, Brown SR, Samozino P, Cross MR. Very-Heavy Sled Training for Improving Horizontal Force Output in Soccer Players. *Int J Sports Physiol Perform.* 2016:1-13.
- Morin JB, Samozino P. Interpreting Power-Force-Velocity Profiles for Individualized and Specific Training. *Int J Sports Physiol Perform.* 2015.
- Moritani T, Muramatsu S, Muro M. Activity of motor units during concentric and eccentric contractions. *Am J Phys Med.* 1987;66:338-50.
- Nardone A, Romano C, Schieppati M. Selective recruitment of high-threshold human motor units during voluntary isotonic lengthening of active muscles. *J Physiol.* 1989;409:451-71.
- Nordez A, Casari P, Cornu C. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *Eur J Appl Physiol.* 2008;103:243-50.
- Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guevel A, Cornu C, Hug F. Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J Appl Physiol.* 2009;106:1970-5.
- 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.
- Okkonen O, Hakkinen K. Biomechanical comparison between sprint start, sled pulling, and selected squat-type exercises. *J Strength Cond Res.* 2013;27:2662-73.
- Opar DA, Williams MD, Shield AJ. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med.* 2012;42:209-26.
- Pasquet B, Carpentier A, Duchateau J. Specific modulation of motor unit discharge for a similar change in fascicle length during shortening and lengthening contractions in humans. *J Physiol.* 2006;577:753-65.
- Paulsen G, Mikkelsen UR, Raastad T, Peake JM. Leucocytes, cytokines and satellite cells: what role do they play in muscle damage and regeneration following eccentric exercise? *Exerc Immunol Rev.* 2012;18:42-97.
- Peake JM, Roberts LA, Figueiredo VC, Egner I, Krog S, Aas SN, et al. The effects of cold water immersion and active recovery on inflammation and cell stress responses in human skeletal muscle after resistance exercise. *J Physiol.* 2017;595:695-711.
- Penailillo L, Blazevich AJ, Nosaka K. Muscle fascicle behavior during eccentric cycling and its relation to muscle soreness. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47:708-17.
- Petrakos G, Morin JB, Egan B. Resisted Sled Sprint Training to Improve Sprint Performance: A Systematic Review. *Sports Med.* 2016;46:381-400.
- Pinniger GJ, Steele JR, Thorstensson A, Cresswell AG. Tension regulation during lengthening and shortening actions of the human soleus muscle. *Eur J Appl Physiol.* 2000;81:375-83.
- Prilutsky BI. Coordination of two- and one-joint muscles: functional consequences and implications for motor control. *Motor Control.* 2000;4:1-44.
- Proske U, Morgan DL. Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol.* 2001;537:333-45.
- Raasch CC, Zajac FE, Ma B, Levine WS. Muscle coordination of maximum-speed pedaling. *J Biomech.* 1997;30:595-602.
- Raastad T, Owe SG, Paulsen G, Enns D, Overgaard K, Cramer R, et al. Changes in calpain activity, muscle structure, and function after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42:86-95.
- Rabita G, Dorel S, Slawinski J, Saez-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.* 2015;25:583-94.



- Raiteri BJ, Hug F, Cresswell AG, Lichtwark GA. Quantification of muscle co-contraction using supersonic shear wave imaging. *J Biomech*. 2015.
- Remaud A, Cornu C, Guével A. A methodologic approach for the comparison between dynamic contractions: influences on the neuromuscular system. *J Athl Train*. 2005;40:281-7.
- Roberts LA, Raastad T, Markworth JF, Figueiredo VC, Egner IM, Shield A, et al. Post-exercise cold water immersion attenuates acute anabolic signalling and long-term adaptations in muscle to strength training. *J Physiol*. 2015.
- Roberts TJ, Azizi EA. The series-elastic shock absorber: tendons attenuate muscle power during eccentric actions. *J Appl Physiol*. 2010.
- Roi GS, Bianchedi D. The science of fencing: implications for performance and injury prevention. *Sports Med*. 2008;38:465-81.
- 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, 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.
- Sapega AA, Minkoff J, Valsamis M, Nicholas JA. Musculoskeletal performance testing and profiling of elite competitive fencers. *Clin Sports Med*. 1984;3:231-44.
- Sapin-de Brosses E, Gennisson JL, Pernot M, Fink M, Tanter M. Temperature dependence of the shear modulus of soft tissues assessed by ultrasound. *Phys Med Biol*. 2010;55:1701-18.
- Sartori M, Farina D. Neural Data-driven Musculoskeletal Modeling for Personalized Neurorehabilitation Technologies. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2016.
- Sasaki K, Ishii N. Shortening velocity of human triceps surae muscle measured with the slack test in vivo. *J Physiol*. 2005;567:1047-56.
- Sasaki K, Ishii N. Unloaded shortening velocity of voluntarily and electrically activated human dorsiflexor muscles in vivo. *PLoS One*. 2010;5:e13043.
- Schache AG, Dorn TW, Blanch PD, Brown NA, Pandy MG. Mechanics of the human hamstring muscles during sprinting. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44:647-58.
- Schaser KD, Disch AC, Stover JF, Lauffer A, Bail HJ, Mittlmeier T. Prolonged superficial local cryotherapy attenuates microcirculatory impairment, regional inflammation, and muscle necrosis after closed soft tissue injury in rats. *Am J Sports Med*. 2007;35:93-102.
- Seynnes OR, Bojsen-Moller J, Albracht K, Arndt A, Cronin NJ, Finni T, et al. Ultrasound-based testing of tendon mechanical properties: a critical evaluation. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2015;118:133-41.
- Silder A, Sherry MA, Sanfilippo J, Tuite MJ, Hetzel SJ, Heiderscheidt BC. Clinical and morphological changes following 2 rehabilitation programs for acute hamstring strain injuries: a randomized clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43:284-99.
- 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, Bernardi M, Zhou B, Lu Y, Zhu M, et al. Surface and wire EMG crosstalk in neighbouring muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 1994;4:131-42.
- Starbuck C, Eston RG. Exercise-induced muscle damage and the repeated bout effect: evidence for cross transfer. *Eur J Appl Physiol*. 2012;112:1005-13.
- Stephenson DG, Wendt IR. Length dependence of changes in sarcoplasmic calcium concentration and myofibrillar calcium sensitivity in striated muscle fibres. *J Muscle Res Cell Motil*. 1984;5:243-72.
- Swenson C, Sward L, Karlsson J. Cryotherapy in sports medicine. *Scand J Med Sci Sports*. 1996;6:193-200.
- Takekura H, Fujinami N, Nishizawa T, Ogasawara H, Kasuga N. Eccentric exercise-induced morphological changes in the membrane systems involved in excitation-contraction coupling in rat skeletal muscle. *J Physiol*. 2001;533:571-83.
- Tsolakis C, Kostaki E, Vagenas G. Anthropometric, flexibility, strength-power, and sport-specific correlates in elite fencing. *Percept Mot Skills*. 2010;110:1015-28.
- Wakahara T, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Effects of knee joint angle on the fascicle behavior of the gastrocnemius muscle during eccentric plantar flexions. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19:980-7.
- Warren GL, Ingalls CP, Lowe DA, Armstrong RB. Excitation-contraction uncoupling: major role in contraction-induced muscle injury. *Exerc Sport Sci Rev*. 2001;29:82-7.
- Watsford ML, Murphy AJ, McLachlan KA, Bryant AL, Cameron ML, Crossley KM, et al. A prospective study of the relationship between lower body stiffness and hamstring injury in professional Australian rules footballers. *Am J Sports Med*. 2010;38:2058-64.
- Westing SH, Cresswell AG, Thorstensson A. Muscle activation during maximal voluntary eccentric and concentric knee extension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1991;62:104-8.
- Weyand PG, Sandell RF, Prime DN, Bundle MW. The biological limits to running speed are imposed from the ground up. *Journal of applied physiology (Bethesda, Md : 1985)*. 2010;108:950-61.
- Whitehead NP, Weerakkody NS, Gregory JE, Morgan DL, Proske U. Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *J Physiol*. 2001;533:593-604.

- Wiktorsson-Moller M, Oberg B, Ekstrand J, Gillquist J. Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity. *Am J Sports Med.* 1983;11:249-52.
- Williams LR, Walmsley A. Response timing and muscular coordination in fencing: a comparison of elite and novice fencers. *J Sci Med Sport.* 2000;3:460-75.
- Witvrouw E, Danneels L, Asselman P, D'Have T, Cambier D. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med.* 2003;31:41-6.
- 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;78:291-7.
- Yanagisawa O, Sakuma J, Kawakami Y, Suzuki K, Fukubayashi T. Effect of exercise-induced muscle damage on muscle hardness evaluated by ultrasound real-time tissue elastography. *SpringerPlus.* 2015;4:308.
- Zhang SN, Bates BT, Dufek JS. Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32:812-9.

# Annexes |