



THESE DE DOCTORAT

En vue de l'obtention du grade de Docteur d'Université

Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur le système neuromusculaire

Présentée et soutenue par

Jules OPPLERT

Le 6 Juin 2019

Devant le jury composé de :

Pr. Alain MARTIN	Président du jury	Université de Bourgogne Franche-Comté
Pr. Christophe CORNU	Rapporteur	Université de Nantes
Dr. Giuseppe RABITA	Rapporteur	Unité de Recherche de l'INSEP
Pr. Serge COLSON	Examineur	Université de Nice Sophia Antipolis
Dr. Christos PAIZIS	Co-directeur de thèse	Université de Bourgogne Franche-Comté
Dr. Nicolas BABAULT	Directeur de thèse	Université de Bourgogne Franche-Comté



A cette année de thèse et de sport

- Dijon Métropole Handball -
Proligue - Saison 2018-2019

REMERCIEMENTS

Je remercie sincèrement l'ensemble des personnes qui ont, de près ou de loin, contribué à l'aboutissement de cette thèse. Mes premiers remerciements vont à mes deux directeurs de thèse, **Nicolas Babault** et **Christos Paizis**, qui ont permis la réalisation de ce travail.

Nicolas, merci pour la confiance que tu m'as accordée depuis mon entrée en Master 1. Merci également de m'avoir donné goût à la recherche et d'avoir contribué à ma curiosité scientifique. Ces quatre années n'ont pas toujours été faciles, je pense particulièrement à ces réunions qui me donnaient parfois l'impression d'avancer à reculons. Mais tes conseils ont toujours été très constructifs. Aussi, tu as su te montrer rassurant, surtout ces derniers mois, et je t'en remercie.

Christos, j'aimerais te remercier pour avoir pris part à cette aventure. J'aimerais également saluer ta bonne humeur, que j'ai grandement apprécié, et ton humour, parfois de mauvais goût quand il s'agit de la réponse de l'éditeur... σας ευχαριστώ !

Harris Papaxanthis, merci de m'avoir accueilli au sein du laboratoire et de m'avoir laissé la possibilité de réaliser cette thèse en parallèle de mon travail au CEP Gilles Cometti. Votre gentillesse et votre prévenance ont été très appréciables.

Une pensée particulière à **Tony Blazeovich**, qui m'a apporté son aide, son expertise et ses conseils, sans compter.

Merci à **Christophe Cornu**, **Giuseppe Rabita**, **Serge Colson** et **Alain Martin**, d'avoir accepté d'expertiser mon travail et de faire partie de mon jury de thèse. C'est un honneur et un plaisir de vous avoir pour ce jour particulier.

Carole Cometti, merci d'avoir compris mon statut un peu spécial. Tu m'as donné l'opportunité de réaliser ce beau métier qu'est la préparation physique, et ce, dans un cadre exceptionnel. Ces six années n'ont pas été de tout repos, mais elles ont largement contribué à mon développement professionnel. Merci pour tout.

A **Elisabeth Montmartin**, **Sylvain Arnoult**, **Yves Ballay** et **Cyril Sirandré**, merci pour votre aide précieuse, votre réactivité et votre bonne humeur.

Merci à **Gaëlle Deley**, pour ton soutien depuis maintenant plusieurs années. C'est beau la solidarité entre judokas...

Merci à tous mes **collègues et amis du CEP** qui m'ont manifesté leur soutien et leur patience durant toutes ces années !

Aux joueurs, staff et amis du **Dijon Métropole Handball**, avec qui je passe une excellente saison, riche en émotions. Merci pour tout votre soutien. Et en route pour les playoff !!

Yoann, Célia, Elodie, Sidney, Julien, Florian et Benjamin, merci pour votre réconfort, vos conseils et ces bons moments passés ensemble. Je garde notamment de magnifiques souvenirs d'Essen et de Dublin ! A travers ces années, vous êtes tous devenus des amis.

A **Beber et Alex**, avec qui je partage cette aventure. Je vous souhaite tout la détermination nécessaire pour arriver au bout de cette épopée.

A **Gauthier**, dit « le Glaude », mon ami d'enfance, que je ne perdrai jamais de vue.

A **Fanny et Steve**, pour votre gentillesse, votre générosité et votre soutien.

Jérémy Denuziller, pour ces moments passés ensemble, que ce soit au travail ou au Mac Callaghan. Je pense aussi à tous ces litres de café (et de bière), toutes ces discussions en mode « j'te l'avais bien dit Rookie » et ces moments à pousser de la fonte (la classique !).

Thomas Malsot, alias « Delpino », merci de m'avoir appris tous ces skills, qui ont failli me rendre célèbre. A tous nos bons moments passés dans ce bureau. Merci pour ton sourire, ton humour débordant, mais aussi pour ton soutien, même à 15000 km d'ici. Ça me fait penser... T'es arrivé à en Australie avec un sac vide, t'es revenu avec deux sacs vides. Oooh... le blues !

Etienne Clerc, alias « le casseur siffleur », merci pour tout l'argent que tu ne m'as pas fait gagner en paris sportif, et à l'argent que tu m'as fait perdre un soir de pétanque. Ça a été un plaisir de partager ce bureau avec toi.

Thomas Danic et Adrien Curie, alias « les p'tits gadjos », pour toutes ces bonnes rigolades, ces baskets, ces pizzas à un euro, ou encore ces surnoms en tout genre. Je vous remercie sincèrement pour votre soutien, qui m'a permis d'égayer mes journées.

Au **Badougui, Théo, Martin, Quentin, Beccu, Léo, Pierre, Bastien, Pierrick, Geoffrey** et **Coco**, pour ces merveilleux moments passés ensemble. Pouvoir compter sur vous a été très important pour moi. Au moins c'est écrit, on s'en souviendra...

Aux « hommes que j'aime ».

Et bien sûr à *The Big Bang Theory, Game of Thrones, Better Call Sall, Peaky Blinders* ou encore *Breaking Bad* pour ces moments de paresse si appréciables...

Merci à **Marie** et **Yves**, pour votre gentillesse, vos encouragements et tous vos messages attentionnés.

Merci à **ma famille**, pour votre soutien et l'affection que vous me portez depuis toujours.

A **Jocelyne**, la grand-mère parfaite, que je ne vois pas aussi souvent que j'aimerais mais à qui je pense énormément.

A **ma mère** et **mon père**, pour votre amour et votre soutien depuis le premier jour et tout au long de mes études. Merci d'avoir cru en moi, et de m'avoir soutenu dans les moments de doute.

A **ma sœur**, et à cette complicité partagée qui ne fait que grandir au fil du temps. Sache qu'il n'est jamais trop tard. Je suis la preuve qu'on peut mettre un peu de temps à trouver son chemin !

Et la meilleure pour la fin...

Flo, je salue tout d'abord ton courage et ton incroyable patience dont tu as fait preuve ces quatre années. Je me demande si ce n'est pas toi qui as eu le plus gros du travail finalement... Tu as su m'encourager, m'épauler mais aussi me faire relativiser, moi et mon éternel pessimisme. Sache que ce travail n'aurait jamais vu le jour sans toi, et pour ça, je ne te remercierai jamais assez. Et maintenant, place à l'aventure !

PUBLICATIONS

Ce travail a fait l'objet des publications suivantes :

Opplert, J., Genty, J-B., Babault, N. (2016). Do stretch durations affect muscle mechanical and neurophysiological properties? *International Journal of Sports Medicine*, 37(09), 673–9.

Bouvier, T., **Opplert, J.,** Cometti C., Babault, N. (2017). Acute effects of static stretching on muscle–tendon mechanics of quadriceps and plantar flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 117(7), 1309-15.

Opplert, J., Babault, N. (2018). The acute effects of dynamic stretching on muscle flexibility and performance: an analysis of the current literature. *Sports Medicine*, 48(2), 299-325.

Opplert, J., Babault, N. (2019). Acute effects of dynamic stretching on mechanical properties result from both muscle-tendon stretching and muscle warm-up. *Journal of Sports Science and Medicine*, 18(2):351-358.

Opplert, J., Paizis, C., Papitsa, A., Blazeovich, AJ., Babault, N. Acute effects of static and dynamic stretching on spinal and corticospinal excitability of plantar flexor muscles. *Soumis*.

Ce travail a fait l'objet des communications orales suivantes :

Opplert, J., Babault, N. (2017). The acute effects of static stretching, dynamic stretching and submaximal isometric contractions on mechanical properties of plantar flexor muscles. *22^{ème} Congrès de l'European College of Sport Science (ECSS)*, Essen, MetropolisRuhr, Allemagne.

Opplert, J., Babault, N. (2017). Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur les propriétés mécaniques des muscles fléchisseurs plantaires. *17^{ème} Congrès Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives (ACAPS)*, Dijon, France.

Opplert, J., Paizis, C., Papitsa, A., Blazeovich, AJ., Babault, N. (2018). Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur l'excitabilité spinale et corticospinale des muscles fléchisseurs plantaires. *24^{ème} Edition du Forum des Jeunes Chercheurs, Besançon, France.*

Opplert, J., Paizis, C., Papitsa, A., Blazeovich, AJ., Babault, N. (2018) Acute effects of static and dynamic stretching on spinal and corticospinal excitability of plantar flexor muscles. *23^{ème} Congrès de l'European College of Sport Science, Dublin, Irlande.*

Ce travail a fait l'objet des communications affichées suivantes :

Babault, N., Paizis, C., **Opplert, J.** (2013) Acute effects of static stretching on plantar flexors muscular and tendinous stiffness. *18^{ème} Congrès de l'European College of Sport Science, Barcelone, Espagne.*

Opplert, J., Babault, N. (2013) Effets aigus des étirements statiques sur la raideur musculaire et tendineuse des fléchisseurs plantaires. *3^{ème} Journée Gilles Cometti, Centre d'Expertise de la Performance, Dijon, France.*

Babault, N., Genty, J-B., Bouvier, T., **Opplert, J.,** Deley, G. (2015) Acute effects of static and dynamic stretching on stiffness index of plantar flexor muscles. *62^{ème} congrès de l'American College of Sport Medicine, Medicine and Science in Sports and Exercise, San Diego, USA.*

Autre publication :

14^{ème} Newsletter du Centre d'Expertise de la Performance (CEP) Gilles Cometti (Février 2016) ;
« Etirements statiques vs dynamiques ».

RESUME

Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur le système neuromusculaire

Dans un contexte de performance sportive, de réhabilitation ou de santé, les étirements sont couramment utilisés dans le but de préparer le système neuromusculaire à l'exercice subséquent. Si la littérature montre majoritairement que les étirements altèrent de façon aiguë la performance musculaire et/ou fonctionnelle, il existe toutefois des études dont les résultats diffèrent, suggérant l'influence d'un certain nombre de facteurs sur la variabilité des réponses du système neuromusculaire. Pour une meilleure compréhension de cette variabilité et des mécanismes impliqués, cette thèse avait pour objectif d'examiner l'influence de différents paramètres sur le système neuromusculaire : la durée d'étirement, le groupe musculaire et la modalité d'étirement. Au travers de quatre études, il a été montré que les étirements statiques pouvaient altérer la production de force maximale et les propriétés neuromusculaires, indépendamment de la durée d'étirement. Cependant, il est apparu que ces modulations étaient spécifiques au muscle, et plus précisément à la raideur relative du système musculo-tendineux. Même pour de courtes durées, les étirements statiques ne seraient pas efficaces pour préparer le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente, et notamment pour des muscles raides. Plus particulièrement, les étirements dynamiques ne paraissent pas plus efficaces. Même si les effets néfastes ont été diminués comparativement aux étirements statiques, ils ne favoriseraient pas davantage la production de force, ni la commande nerveuse. Toutefois, il est intéressant de noter qu'une durée courte d'étirements dynamiques peut réduire la résistance passive à l'étirement, et donc augmenter potentiellement l'amplitude articulaire maximale, sans affecter les capacités de production de force. Finalement, les étirements dynamiques pourraient être envisagés comme une activité musculaire dynamique qui compense partiellement les effets néfastes de l'étirement sur la performance musculaire. D'un point de vue pratique, ceci suggère que ce type d'étirement peut être réalisé avant une performance, mais néanmoins accompagné d'une activité musculaire de plus haute intensité, afin d'optimiser les effets de l'échauffement musculaire sur le système neuromusculaire. En définitive, la variabilité des réponses du système neuromusculaire serait dépendante de facteurs spécifiques, tels que la modalité d'étirement et la raideur relative du système musculo-tendineux, soulignant l'importance de les prendre en considération dans la pratique.

Mots clefs : étirements statiques ; étirements dynamiques ; activité musculaire ; raideur musculo-tendineuse ; propriétés contractiles ; excitabilité corticospinale.

ABSTRACT

Acute effects of static and dynamic stretching on the neuromuscular system

Stretching is traditionally incorporated into pre-exercise routines in health, rehabilitation and sporting environments to condition the neuromuscular system for exercise. While a large body of evidence reported that stretching may acutely impair the subsequent muscular performance, some conflicting results highlight possible mitigating factors of neuromuscular responses variability. Because the limited data available do not present a clear consensus, the aim of this thesis was to investigate the effects of different factors on neuromuscular responses to stretch: the stretch duration, the muscle group and the stretch modality. By means of four studies, it has been shown that static stretching may alter maximal voluntary torque and neuromuscular properties, irrespective of the stretch duration. However, these modulations were dependent on the muscle group, and more specifically on the intrinsic stiffness of the muscle-tendon system. Even with a short duration, static stretching appears to be not effective, or even detrimental, to prepare the musculotendinous system for subsequent exercises, and especially for stiff muscles. It is also relevant that dynamic stretching was not better than static stretching. Even if stretch-induced impairments were mitigated compared to static stretching, dynamic stretching would not optimize muscle strength capacities and central nervous system. However, a short duration of dynamic stretching may be sufficient to reduce passive resistive torque, and therefore potentially increase maximal range of motion, without affecting muscle strength capacities. Finally, dynamic stretching could be considered as dynamic muscle activity, which would partly counteract deleterious muscle-tendon stretching effects. From a practical point of view, dynamic stretching could be a part of warm-up procedure, but should be associated to stronger contractions to optimize the improvement in muscle strength capacities. In summary, the variability of neuromuscular responses to stretch would be dependent on specific factors, such as stretching modality and relative stiffness of the musculotendinous system, emphasizing the importance of taking it into consideration in practice.

Key words: static stretching; dynamic stretching; muscle activity; muscle-tendon stiffness; contractile properties; corticospinal excitability.

SOMMAIRE

i. Remerciements

ii. Liste des publications

iii. Résumé

TABLE DES ILLUSTRATIONS	12
LISTE DES ABREVIATIONS	19
INTRODUCTION GENERALE	22
CADRE THEORIQUE.....	25
I. Description du système neuromusculaire.....	26
I.1. La voie corticospinale	26
I.2. Les boucles de régulation spinale	29
I.3. Le système musculo-tendineux.....	31
I.3.1. Le muscle squelettique	31
I.3.2. Les tissus tendineux et aponévrotiques	33
II. Étirement du système musculo-tendineux et réponses adaptatives du système neuromusculaire.....	34
II.1. Comportement mécanique du système musculo-tendineux à l'étirement	34
II.2. Structures impliquées dans la réponse mécanique à l'étirement.....	36
II.3. Propriétés viscoélastiques et étirement du système musculo-tendineux.....	39
II.4. Propriétés neurophysiologiques et étirement du système musculo-tendineux.....	44
III. Étirements et performance musculaire et fonctionnelle	50
III.1. Étirements statiques	51
III.1.1. Effets sur la performance musculaire et fonctionnelle	51
III.1.2. Mécanismes sous-jacents	52
III.2. Étirements dynamiques	56
III.2.1. Effets sur la performance musculaire et fonctionnelle	56
III.2.2. Mécanismes sous-jacents	58
PROBLEMATIQUE.....	62

MATERIELS ET METHODES	66
IV. Matériels	69
IV.1. Dynamomètre isocinétique	69
IV.1.1. Articulation de la cheville.....	69
IV.1.2. Articulation du genou.....	71
IV.2. Echographie	71
IV.3. Paramètres neurophysiologiques et mécaniques associés.....	72
IV.3.1. Electromyographie de surface	73
IV.3.2. Technique de stimulation électrique percutanée.....	73
IV.3.3. Technique de stimulation transcrânienne	75
V. Protocoles.....	75
V.1. Contraction maximale volontaire isométrique	75
V.2. Etirement passif.....	75
V.3. Protocole de stimulation électrique percutanée	76
V.4. Protocole de stimulation magnétique transcrânienne.....	76
V.5. Protocoles d'étirement	77
VI. Analyse des données	78
VI.1. Analyse de la raideur musculo-tendineuse.....	78
VI.2. Analyse de l'activité EMG.....	79
VI.3. Analyse des réponses neurophysiologiques et mécaniques évoquées	80
VI.4. Analyse statistique	82
CONTRIBUTIONS EXPERIMENTALES	83
Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale : le cas particulier de la durée d'étirements statiques et du groupe musculaire.....	84
Etude A.....	89
Etude B.....	102
Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale : le cas particulier des étirements dynamiques	116

Etude C.....	119
Etude D.....	132
CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES	149
BIBLIOGRAPHIE.....	155



TABLE DES ILLUSTRATIONS

Cadre théorique

Figure 1. Schéma simplifié de la voie corticospinale.	26
Figure 2. Représentation somatotopique du cortex moteur primaire selon l’Homunculus moteur (Penfield et Jasper 1954).....	27
Figure 3. Résumé schématique des différentes boucles de régulation de l’activité des motoneurones α . Les ronds noirs et blancs représentent respectivement les interneurones inhibiteurs et excitateurs (Gandevia 2001).....	30
Figure 4. Représentation schématique du muscle squelettique.....	31
Figure 5. Organisation schématique d’un sarcomère.....	32
Figure 6. Représentation de la structure du tendon (Kastelic et al. 1978).	33
Figure 7. Représentation schématique du système musculo-tendineux, présentant les fascicules musculaires, les aponévroses, les tendons et les jonctions tendon-os (JTO) (Lieber et al. 1992).	34
Figure 8. Modélisation du système musculo-tendineux à trois composantes. CC, composante contractile ; CES, composante élastique série ; CEP, composante élastique parallèle (Zajac 1989).35	
Figure 9. Relations force-longueur (a) active, (b) passive et (c) totale d’un sarcomère (Gordon et al. 1966).	36
Figure 10. Relation entre le moment passif et la déformation (strain) des fascicules musculaires (\square), du tendon (\bullet) et de l’aponévrose (Δ) lors d’un étirement passif (Kubo et al. 2005).	37
Figure 11. Moment passif développé en résistance à cinq étirements passifs de faible amplitude des muscles fléchisseurs du poignet, en fonction de l’angle articulaire. L’augmentation biphasique du moment passif au cours du premier étirement (1 st) témoigne de la présence de la composante élastique « Short Range Elastic Component », qui disparaît dès le second étirement (2 nd) (Axelson et Hagbarth 2001).	39
Figure 12. Cycle de charge/décharge présentant l’angle articulaire en fonction (A) du temps et (B) du moment musculaire. L’aire de l’hystérésis (zone grise) correspond à l’énergie dissipée par le système musculo-tendineux (Nordez 2006).....	40
Figure 13. Exemple de courbes force-longueur lors de cycles de charge effectués à différentes vitesses. Pour une même variation de longueur, la force développée par le système musculo-tendineux est plus importante au cours d’un étirement rapide (Taylor et al. 1990).	41

Figure 14. (A) Moment maximal passif et (B) déformation de la longueur de l'unité musculo-tendineuse du long extenseur du pouce lors de 10 cycles charge/décharge (Taylor et al. 1990). (C) Courbes moment-angle lors du premier et dixième cycle charge/décharge (Magnusson et al. 1996a). (D) Courbes moment-angle lors du premier et cinquième étirement d'une série d'étirements statiques de 90 s des muscles ischio-jambiers (Magnusson et al. 1998)..... 42

Figure 15. Essai de relaxation présentant le temps en fonction (A) de l'angle articulaire et (B) du moment (ou couple) musculaire au cours d'un étirement passif des muscles fléchisseurs plantaires, impliquant deux phases dynamiques (charge et décharge du système musculo-tendineux) ainsi qu'une phase statique. ↓ Diminution du moment musculaire, correspondant au relâchement musculaire (Nordez 2006). 43

Figure 16. Essais de relaxation au cours de 10 étirements passifs statiques de 30 s du muscle long extenseur du pouce (Taylor et al. 1990)..... 44

Figure 17. (A) Excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}) et (B) corticospinale (PME/M_{max}) du muscle soléaire en fonction de l'amplitude d'étirement statique du triceps sural (Guissard et al. 2001). 46

Figure 18. Excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}) en fonction de la vitesse angulaire. Les valeurs négatives et positives correspondent respectivement à l'étirement et au raccourcissement passif des fléchisseurs plantaires, les carrés noirs aux réponses du soléaire et les carrés blancs aux réponses du gastrocnémien médial (Pinniger et al. 2001)..... 47

Figure 19. Evolution de l'amplitude du réflexe H au cours de l'étirement statique relative aux valeurs initiales (%) (Budini et al. 2018b)..... 48

Figure 20. Evolution de l'inhibition du réflexe H, suite à des mouvements de flexion dorsale (Budini and Tilp 2016)..... 49

Figure 21. Variations du ratio H/M suite à 1 h de flexions dorsales passives relatives aux valeurs initiales (%) (Avela and Kyro 1999)..... 49

Figure 22. Effets des étirements statiques sur la production de force et de puissance (Behm and Chaouachi 2011). 52

Figure 23. Changements de la vitesse de développement de force (% pre-tests), immédiatement, 10, 20 et 30 min après quatre conditions expérimentales (contrôle (CON), 2 (PS₂), 4 (PS₄) et 8 min (PS₈) d'étirements statiques). * Diminution significative comparativement aux valeurs Pre-tests (Ryan et al. 2008a)..... 52

Figure 24. Force maximale volontaire isométrique à différentes positions angulaires de la flexion dorsale mesurée avant, 30 min et 60 min après un protocole de 30 min d'étirements statiques. Différence significative avec * les valeurs PRE et # les valeurs à 0° de flexion dorsale (P<0,05) (Fowles et al. 2000).....54

Figure 25. (A) Raideur musculaire du gastrocnémien médial (GM) (B) et moment maximal concentrique des muscles fléchisseurs plantaires à différentes positions angulaires avant, immédiatement et 30 min après 3 × 60 s d'étirements statiques. * Diminution significative comparativement aux valeurs Pre-tests (Kay et Blazevich 2009a).....55

Figure 26. Relation entre les variations de force et les variations (A) de l'activité EMG (normalisé par l'onde M) du muscle soléaire et (B) du niveau d'activation volontaire (Trajano et al. 2013).....56

Tableau 1. Caractéristiques descriptives des étirements dynamiques et balistiques selon la littérature scientifique (Opplert et Babault 2018)58

Figure 27. Images ultrasons illustrant le déplacement de la jonction musculo-tendineuse (JMT) du muscle GM entre (A) avant et (B) après étirements dynamiques. (C) Amplitude articulaire maximale des fléchisseurs plantaires et (D) déplacement de la JMT, avant et après étirements dynamiques (Samukawa et al. 2011).....60

Figure 28. Figure récapitulative des quatre études réalisées au cours de cette thèse. Les modulations neuromusculaires induites par étirements statiques et dynamiques ont été évaluées pour les muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou.....65

Matériels et méthodes

Figure 29. Procédure expérimentale commune aux 4 études. Le type de mesures et le nombre de conditions peuvent varier selon l'étude. CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; EMG, Electromyographie ; PME, Potentiel moteur évoqué.....68

Figure 30. Position neutre d'un sujet au cours (A) des études A et B et (B) des études C et D impliquant des étirements dynamiques pour les muscles fléchisseurs plantaires.....70

Figure 31. Position neutre d'un sujet au cours de l'étude B pour les muscles extenseurs du genou. Sur cette figure, la jambe gauche est tendue pour rendre la jambe droite visible.....71

Figure 32. Méthodologie d'enregistrement du réflexe H (Aagaard et al. 2002a).....74

- Figure 33.** Représentation somatotopique du cortex moteur. La représentation corticale du triceps sural est représentée en rouge (Penfield et Jasper 1954).77
- Figure 34.** Extrapolation de la longueur d'un fascicule musculaire du gastrocnémien médial. La longueur du fascicule (L_f) a été calculée à partir de la formule : $L_f = \sin(\beta + 90^\circ) \times EM / \sin(180^\circ - (\beta + 180^\circ - \alpha))$. EM, Epaisseur musculaire ; α , angle de pennation ; β , angle entre l'aponévrose superficielle et profonde..... 79
- Figure 35.** Mesure de l'amplitude pic à pic des réponses (A) H_{max} et (B) M_{max} , obtenues par stimulation électrique percutanée au repos. Trois tracés sont superposés. La flèche représente l'artefact de stimulation.81
- Figure 36.** Mesure de l'amplitude pic à pic d'un potentiel moteur évoqué (PME), obtenu par stimulation magnétique transcrânienne au cours d'une contraction sous-maximale isométrique, et de la durée de la période de silence corticale. Six tracés sont superposés. La flèche représente l'artefact de stimulation.....82

Contributions expérimentales

- Figure 37.** Relation entre la souplesse des ischio-jambiers relative des individus et les variations de force suite à un protocole d'étirements statiques (Babault et al. 2015).88

❖ Etude A

- Figure 38.** Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude A.92
- Figure 39.** Indice de raideur des fascicules du gastrocnémien médial avant (noir, PRE), immédiatement (gris, POST0) et 5 min (blanc, POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne \pm écart type).94
- Figure 40.** Indice de raideur des fascicules du gastrocnémien médial avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après étirements statiques. Les valeurs des cinq conditions ont été moyennées (moyenne \pm écart type) afin de mettre en évidence l'effet temps. * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$).94
- Tableau 2.** Variations du moment passif, de longueur des fascicules et de l'angle de pennation mesurés avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne \pm écart type). * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$). .95

Figure 41. (A) Pic de force évoqué (PFE), (B) vitesse de développement de force (VDF) et (C) délai électromécanique (DEM) avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après étirements statiques. Les valeurs des cinq conditions ont été moyennées (moyenne \pm écart type) afin de mettre en évidence l'effet temps. * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$)..... 96

Tableau 3. Amplitudes des réponses H_{\max} et M_{\max} , et ratio H_{\max}/M_{\max} enregistrés avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne \pm écart type). 97

❖ Etude B

Figure 42. Représentation schématique du système musculo-tendineux du semi-tendineux de la grenouille (Lieber et al. 1992)..... 104

Figure 43. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude B. CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; DF, Droit fémoral ; GM, Gastrocnémien médial ; JMT, Jonction musculo-tendineuse..... 106

Tableau 4. Longueur au repos (L_f -repos), élongation (L_f -élong) et déformation (L_f -repos/ L_f -élong) des fascicules, déplacement de la jonction musculo-tendineuse ($JMT_{\text{dépl}}$), moment passif et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P < 0,05$)..... 108

Figure 44. Indices de raideur des fascicules des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P < 0,05$)..... 110

Figure 45. Indices de raideur de la jonction musculo-tendineuse (JMT) des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P < 0,05$)..... 110

❖ Etude C

Figure 46. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude C. AMSI, Activité musculaire sous-maximale isométrique ; CON, Condition contrôle ; CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; ES, Etirements statiques ; ED, Etirements dynamiques..... 123

Tableau 5. Pic de force évoqué (PFE), vitesse de développement de force (VDF), délai électromécanique (DEM) et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED), activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et condition contrôle (CON) (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et † les trois autres conditions (P<0,05).
 125

Tableau 6. Variations de moment passif et de longueur des fascicules enregistrées immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED), activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et condition contrôle (CON) (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE, # CON, ‡ ES et † les trois autres conditions (P<0,05).
 127

❖ Etude D

Figure 47. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude D. CON, condition contrôle ; CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; ED, Etirements dynamiques ; ES, Etirements statiques ; PME, Potentiel moteur évoqué. 136

Tableau 7. Amplitude du potentiel moteur évoqué (PME) et des réponses H_{max} et M_{max} , ratios PME/M_{max} , H_{max}/M_{max} et EMG/M_{max} et durée de la période de silence cortical (PSc) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour les muscles soléaire (SOL), et gastrocnémien médial (GM) et latéral (GL) (moyenne \pm erreur standard). * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).
 139

Tableau 8. Amplitude du potentiel moteur évoqué (PME) et des réponses H_{max} et M_{max} , ratios PME/M_{max} , H_{max}/M_{max} et EMG/M_{max} , durée de la période de silence cortical (PSc), pic de force évoqué (PFE) et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour le triceps sural (moyenne \pm erreur standard). * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).
 140

Figure 48. Moyenne (\pm erreur standard) et données individuelles des ratios (A) PME/M_{max} , et (B) H_{max}/M_{max} enregistrés immédiatement avant (gris, PRE) et 10 s après (blanc, POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour le triceps sural. * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).
 141



LISTE DES ABREVIATIONS

AAM	Amplitude Articulaire Maximale
AMSI	Activité Musculaire Sous-maximale Isométrique
CC	Composante Contractile
CEP	Composante Élastique Parallèle
CES	Composante Élastique Série
CMVI	Contraction Maximale Volontaire Isométrique
CON	Contrôle
DEM	Délai Electromécanique
DF	Droit Fémoral
ED	Etirement Dynamique
EM	Epaisseur Musculaire
EMG	Electromyographie
ES	Etirement Statique
FD	Flexion Dorsale
FNM	Fuseaux Neuromusculaires
FP	Flexion Plantaire
GM	Gastrocnémien Médial
GL	Gastrocnémien Latéral
HPAD	Homosynaptic Post Activation Depression
JMT	Jonction Musculo-Tendineuse
JTO	Jonction Tendon-Os
L_f	Longueur des fascicules
MMVI	Moment Maximal Volontaire Isométrique
MP	Moment Passif
OTG	Organes Tendineux de Golgi
PAD	Primary Afferent Depolarisation

PAP	Post-Activation Potentiation
PCSA	Surface de Section Transversale Physiologique
PME	Potentiel Moteur Evoqué
PFE	Pic de Force Evoqué
PNF	Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive
PMCE	Potentiel Moteur Cortico-médullaire Evoqué
PSc	Période de Silence Corticale
RMS	Root Mean Square
SOL	Soléaire
SMTr	Stimulation Magnétique Transcrânienne
TA	Tibial Antérieur
TS	Triceps Sural
VDF	Vitesse de Développement de Force



INTRODUCTION GENERALE

Depuis les années 1960, les étirements se sont répandus dans le domaine de la performance sportive et de la santé. Ils se sont vite imposés comme un élément fondamental de la condition physique (Caspersen et al. 1985; Shehab et al. 2006) et de la santé (Corbin et Noble 1980), permettant d'augmenter la flexibilité, faisant référence à l'amplitude articulaire maximale (AAM) d'une ou d'un groupe d'articulations (Liemohn 1988; Alter 2004).

D'un point de vue fonctionnel, une meilleure flexibilité permettrait un meilleur relâchement musculaire et une réduction du coût énergétique des activités physiques de la vie quotidienne telles que la marche, et par conséquent une amélioration du confort de vie (Caspersen et al. 1985; Blazevich et al. 2012). Une meilleure flexibilité améliorerait également la posture en diminuant les tensions appliquées aux différentes articulations (Corbin et Noble 1980; Alter 2004). Dans un contexte de performance sportive, une amélioration de l'amplitude articulaire maximale diminuerait le coût énergétique pour des actions nécessitant des amplitudes importantes. Par exemple, des auteurs ont mis en évidence une relation significative entre la vitesse de lancer d'un joueur de baseball et l'amplitude de rotation externe de l'épaule (Sandstead 1968), ou encore entre la vitesse de service au tennis et l'amplitude de flexion du poignet, de flexion et de rotation interne de l'épaule (Cohen et al. 1994).

D'autre part, il est depuis longtemps accepté dans l'inconscient collectif que les étirements peuvent diminuer le risque de blessures liées à l'activité physique (Witvrouw et al. 2004). Bien que quelques études aient mis en doute l'utilité des étirements pour la prévention des blessures (Thacker et al. 2004; Lauersen et al. 2014), certains auteurs ont montré une relation entre un manque de flexibilité et un nombre de blessures plus important (Jones et Knapik 1999). Il est également suggéré que l'utilisation régulière d'étirements réduise le nombre de blessures musculo-tendineuses et ligamentaires, particulièrement pour des sports impliquant des actions pliométriques, qui nécessitent un système musculo-tendineux plus compliant pour emmagasiner de hauts niveaux d'énergie élastique (Witvrouw et al. 2004; Behm 2018).

Enfin, les étirements sont depuis longtemps associés, dans l'esprit des sportifs et des entraîneurs, à une meilleure récupération. En ce sens, il a été montré qu'un individu présentant un haut niveau de flexibilité pouvait récupérer plus rapidement suite à une perte de force et à des douleurs musculaires induites par un entraînement excentrique (McHugh et al. 1999). Néanmoins, il n'existe aucune preuve expérimentale à ce jour quant à l'efficacité d'une séance d'étirements consécutive à un entraînement provoquant une diminution de performance musculaire et/ou fonctionnelle (Herbert et Gabriel 2002).

Que ce soit pour un gain de flexibilité ou une volonté de réduire le risque de blessures liées à l'activité, les étirements, et notamment les étirements statiques¹, font partie intégrante de l'échauffement précédent une activité ou une performance musculaire et sportive (McHugh et Cosgrave 2010; Behm et Chaouachi 2011). Cependant, depuis les années 1990, de nombreuses études montrent que ce type d'étirement peut induire une altération de la production de force (Behm et al. 2001, 2016; Kay et Blazevich 2012). Néanmoins, il existe une grande variabilité dans les résultats, suggérant l'influence d'un certain nombre de facteurs sur les réponses du système musculo-tendineux à l'étirement. A contrario, les étirements dynamiques² se voient aujourd'hui attribuer un intérêt à être pratiqués à court terme puisqu'ils pourraient induire une amélioration de cette performance (Behm et Chaouachi 2011). Cependant, il existe peu d'informations sur les mécanismes sous-jacents.

L'objectif principal de ce travail de thèse était d'étudier l'influence de différentes variables, telles que la durée ou la modalité d'étirement, mais aussi le groupe musculaire, sur les modulations neuromusculaires induites par un protocole aigu d'étirement du système musculo-tendineux. La présentation de ce travail de thèse est structurée en cinq parties principales. La première, introduisant la problématique générale, développe les connaissances actuelles sur la structure et le fonctionnement du système neuromusculaire ainsi que sur ses réponses adaptatives à l'étirement. La méthode générale est ensuite présentée en deuxième partie, avant d'exposer les études réalisées au sein d'une troisième et quatrième partie. Enfin, une cinquième partie conclue sur l'ensemble des résultats obtenus et présente quelques perspectives de recherches pour de futures études.

¹ Les étirements statiques impliquent le mouvement d'un membre, généralement jusqu'à l'amplitude articulaire maximale, et le maintien de cette position plusieurs secondes (Young et Behm 2002).

² Les étirements dynamiques consistent à effectuer des mouvements à travers l'amplitude articulaire maximale, en contractant les muscles agonistes, dans le but d'étirer les muscles antagonistes, sans maintien de position (Samukawa et al. 2011).



CADRE THEORIQUE

I. Description du système neuromusculaire

Afin de caractériser le comportement mécanique et neurophysiologique du système neuromusculaire à l'étirement et de comprendre les mécanismes sous-jacents, une description structurelle et fonctionnelle de ce système est nécessaire. Cette première partie du cadre théorique fait donc une brève description des structures anatomo-fonctionnelles qui régissent le système neuromusculaire et qui peuvent être sollicitées lors d'un étirement : la voie corticospinale, les boucles de régulation spinale et le système musculo-tendineux.

I.1. La voie corticospinale

D'un point de vue fonctionnel, la contraction musculaire résulte d'une commande motrice issue du cortex cérébral moteur et transmise aux motoneurones du tronc cérébral et de la moelle épinière par les axones moteurs corticospinaux. La commande arrive ensuite aux fibres musculaires, qui constituent avec le motoneurone α qui les innerve, une unité motrice, qui génère enfin la contraction musculaire (Figure 1).

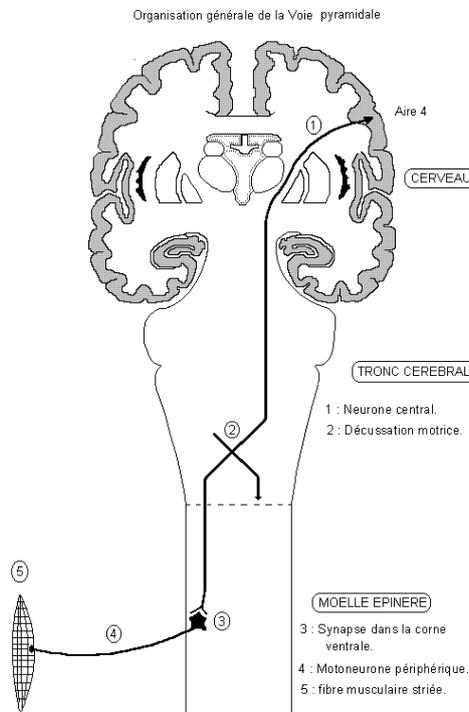


Figure 1. Schéma simplifié de la voie corticospinale.

La contraction musculaire est issue de potentiels moteurs générés au niveau cortical. Le cortex cérébral est à la fois un centre d'intégration des informations sensorielles et de prise de décisions (généralement motrices). Il est organisé en aires sensorielles (recevant les informations sensorielles), motrices (commandant le mouvement) et intégratives (intégrant et traitant les informations). D'après la théorie de Brodmann (Brodmann 1909), le cortex cérébral est organisé en 52 aires réparties dans 4 lobes (frontal, pariétal, temporal, occipital), avec chacune une fonction spécifique. Avant qu'une commande motrice soit générée, l'environnement et l'état du système neuromusculaire sont analysés, en partie, par le cortex sensoriel somatique primaire à partir d'informations sensorielles venant de la périphérie. C'est ensuite au niveau du cortex préfrontal que la décision et le déclenchement de l'action s'effectuent. L'action est par la suite planifiée dans le cortex pariétal, en association avec le cervelet et les ganglions de la base. Ces informations sont transmises à l'aire motrice primaire (ou aire M1), par le biais des aires prémotrice et motrice supplémentaire, qui composent l'aire motrice associative et permettent le lien entre les aires sensorielles et motrices. Avec les neurones pyramidaux, l'aire motrice primaire est le point de départ de la voie corticospinale, avant l'étage spinal et musculaire. Ces neurones sont répartis au niveau de l'aire M1 selon une cartographie de la musculature striée squelettique, mise en évidence par Penfield (Penfield et Jasper 1954). Cette somatotopie est représentée schématiquement par l'homonculus moteur (Figure 2).

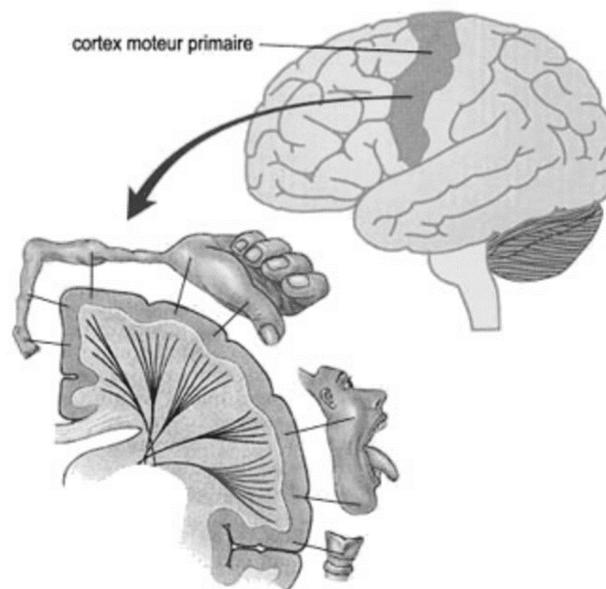


Figure 2. Représentation somatotopique du cortex moteur primaire selon l'Homonculus moteur (Penfield et Jasper 1954).

La moelle épinière est à la fois un relais pour la commande motrice descendante, entre le cortex moteur et le muscle, et un centre d'intégration des informations sensorielles, provenant du cortex cérébral et des récepteurs sensoriels périphériques (Pierrot-Desseilligny et Burke 2005). Les récepteurs sensoriels sont des structures chargées de détecter des modifications de l'état du système. Si le stimulus est suffisamment important, les récepteurs envoient des signaux, via des fibres nerveuses afférentes spécifiques, à la moelle épinière et au cerveau, qui vont à leur tour envoyer des potentiels d'action afin de réguler l'état du système. Il existe trois types de récepteurs selon leur situation anatomique : les extérocepteurs (sensibles aux stimuli provenant de l'environnement), les intérocepteurs (sensibles aux stimuli provenant du milieu interne, i.e. des viscères et des vaisseaux) et les propriocepteurs (sensibles aux stimuli internes et situés dans les muscles squelettiques, les tendons, le tissu conjonctif et les os). On peut ensuite les classer en fonction du type de stimulus auquel ils réagissent : les mécanorécepteurs (changements d'ordre mécanique), les chimiorécepteurs (changements d'ordre chimique), les thermorécepteurs (changements de température), les photorécepteurs (changement de lumière) et les nocicepteurs (douleur). Si on considère le système musculo-tendineux, seuls les propriocepteurs sont susceptibles d'être sollicités, dont les fuseaux neuromusculaires (FNM), les organes tendineux de Golgi (OTG), et les récepteurs articulaires :

❖ Les fuseaux neuromusculaires sont des mécanorécepteurs sensibles à l'étirement, situés au sein du muscle squelettique, parallèlement aux fibres musculaires contractiles (extrafusales). Ils sont composés de fibres musculaires intrafusales, qui possèdent une région centrale non-contractile (terminaisons sensibles primaires) et des extrémités contractiles (terminaisons sensibles secondaires). Les terminaisons sensibles primaires détectent à la fois les variations de longueur et la vitesse de ces variations. Elles se projettent sur la moelle épinière par les neurofibres ou afférences de type Ia, pour former des synapses avec les motoneurons alpha (α). Les terminaisons sensibles secondaires ne détectent que les changements de longueur musculaire et se projettent par les afférences de type II. Tout étirement du muscle va entraîner une augmentation de la décharge des fuseaux neuromusculaires par les fibres Ia. A l'inverse, si le muscle se raccourcit, la fréquence de décharge diminue. Enfin, les terminaisons sensibles secondaires sont innervées par les motoneurons gamma (γ). Leur rôle est d'ajuster la sensibilité des fuseaux neuromusculaires à l'allongement, pour qu'ils restent actifs quelle que soit la longueur du muscle. Le processus de co-activation alpha-gamma permet notamment de maintenir les fuseaux étirés et actifs lorsque le muscle se contracte.

❖ Les organes tendineux de Golgi sont des mécanorécepteurs sensibles à la tension musculaire exercée sur le tendon, situés à la jonction du muscle et du tendon. Ils sont placés en série avec les fibres musculaires et peuvent être activés lors de l'étirement et de la contraction du muscle.

Dans ce cas, par les afférences de type Ib, les organes tendineux de Golgi excitent des interneurons de la moelle épinière, qui ont une action inhibitrice sur les motoneurons α et provoquent le relâchement du muscle.

❖ Les récepteurs articulaires sont situés à l'intérieur et autour des capsules des articulations synoviales, ainsi que dans les ligaments, et sont sensibles à la position et aux changements de positions relatives de ces articulations. Il existe les corpuscules de Ruffini et de Pacini, innervés par les fibres A β ou encore les organes tendineux de Golgi situés dans les ligaments et innervés par les fibres A α . Aussi, les terminaisons nerveuses libres, situées à la fois dans les ligaments et les capsules articulaires et innervées par les afférences de type III et IV, sont sensibles à la fatigue ou encore à la douleur lors de mouvements excessifs.

I.2. Les boucles de régulation spinale

La commande motrice est également générée au niveau spinal ; on parle alors de réflexe. Un réflexe est une réponse motrice involontaire générée au niveau de la moelle épinière suite à une stimulation des propriocepteurs. Ce stimulus peut être d'origine différente, impliquant ainsi un type de récepteur sensoriel spécifique et donc une réponse motrice adaptée. Afin de réguler et d'optimiser la tension musculaire, il existe différentes boucles réflexes opérant des récepteurs périphériques au système musculo-tendineux, en passant par les motoneurons α et parfois sous influence supraspinale (Figure 3) :

❖ Le réflexe myotatique correspond à la contraction d'un muscle après son étirement soudain. Lors de l'étirement, les fuseaux neuromusculaires détectent la variation de longueur du muscle et envoient l'information aux motoneurons α par les afférences Ia. Un potentiel d'action est ensuite envoyé jusqu'aux fibres musculaires innervées par les motoneurons, induisant ainsi une contraction musculaire réflexe. On parle de réflexe ou de voie réflexe monosynaptique.

❖ Le réflexe myotatique inverse intervient lorsque la tension au sein du muscle augmente. L'entrée sensorielle provenant des organes tendineux de Golgi et transitant à travers les afférences Ib, active un interneurone inhibiteur. Cet interneurone inhibe l'activité des motoneurons α , provoquant ainsi le relâchement du muscle. On parle alors de réflexe polysynaptique puisqu'il fait intervenir au moins deux synapses entre l'afférence et le motoneurone. Ce réflexe permet de maintenir une force constante ou d'éviter une surcharge, et par conséquent de protéger le système musculo-tendineux lors d'une tension trop importante.

❖ L'inhibition réciproque est une boucle réflexe qui intervient lors d'une contraction volontaire afin de limiter la co-contraction agoniste-antagoniste. En plus de l'activation des motoneurons du muscle agoniste, les afférences activent également des interneurons inhibiteurs qui se projettent sur les motoneurons du muscle antagoniste (Tanino et al. 2004), sous influence supraspinale.

❖ Les motoneurons α possèdent des branches collatérales excitatrices qui se projettent sur des interneurons, nommés cellules de Renshaw (Renshaw 1941). Ces cellules se projettent sur le motoneurone lui-même dans le but de réguler son activité. Cette régulation, appelée inhibition récurrente, est également régulée par les centres supraspinaux.

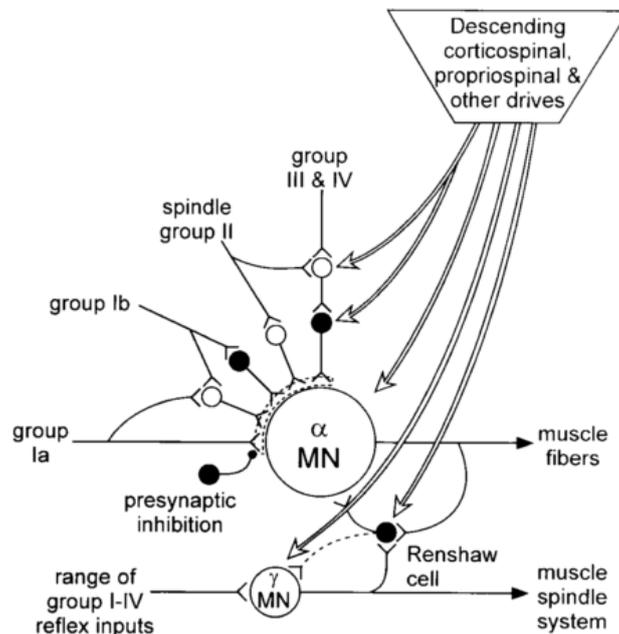


Figure 3. Résumé schématique des différentes boucles de régulation de l'activité des motoneurons α . Les ronds noirs et blancs représentent respectivement les interneurons inhibiteurs et excitateurs (Gandevia 2001).

Finalement, la production de force musculaire, volontaire ou réflexe, dépend de la commande motrice générée à la fois au niveau cortical et spinal, mais également des structures périphériques formant le système musculo-tendineux : le muscle squelettique et les tissus tendineux et aponévrotiques.

I.3. Le système musculo-tendineux

I.3.1. Le muscle squelettique

Le tissu musculaire squelettique est constitué d'un ensemble de muscles squelettiques, recouvrant et s'attachant au système osseux. Les muscles squelettiques sont responsables des mouvements volontaires et du maintien de la posture. Ils possèdent 4 propriétés principales que sont (i) l'excitabilité, renvoyant à la capacité de percevoir et de réagir à un stimulus (généralement de nature chimique) en produisant une réponse physiologique (impulsion électrique (ou potentiel d'action)) conduisant à la contraction musculaire ; (ii) la contractilité, qui est la capacité du tissu musculaire de se contracter en présence d'un stimulus ; (iii) l'extensibilité, traduisant la capacité du muscle à s'étirer, même au-delà de sa longueur de repos ; et (iv) l'élasticité, la capacité du muscle à retrouver sa longueur d'origine après avoir été étiré.

D'un point de vue structurel, le muscle squelettique est composé de fibres musculaires, disposées parallèlement et reliées entre elles de manière hiérarchique par trois gaines de tissu conjonctif ; l'épimysium, qui recouvre l'ensemble du muscle, le péri-mysium, délimitant les faisceaux de fibres musculaires (ou fascicules) et l'endomysium qui enveloppe les fibres musculaires (Figure 4).

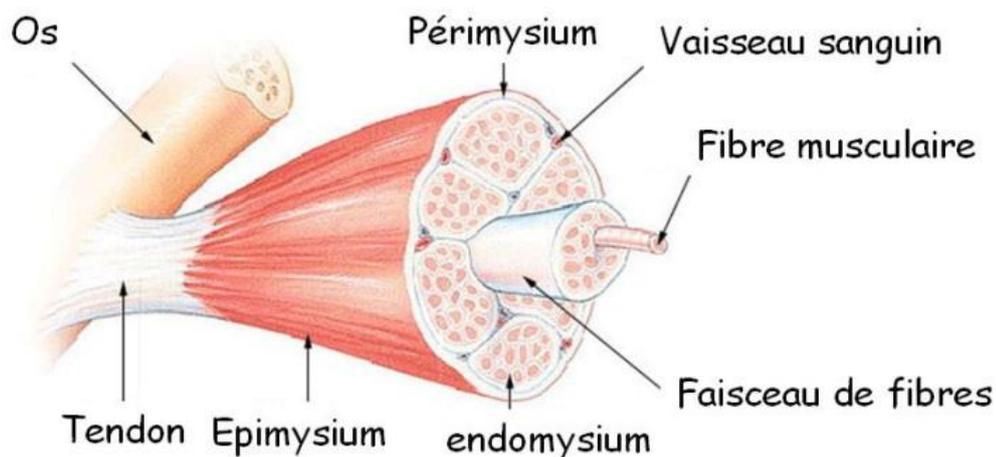


Figure 4. Représentation schématique du muscle squelettique

La cellule fondamentale du tissu musculaire est le fascicule musculaire. C'est une longue cellule cylindrique, contenant un grand nombre de noyaux, de mitochondries et de myofibrilles. Les myofibrilles occupent la plus grande partie du volume de la cellule musculaire. Chaque myofibrille

présente une alternance de bandes sombres (les bandes ou stries A, pour anisotrope) et de bandes claires (les bandes ou stries I, pour isotrope). Chaque bande A intègre une bande plus claire : la zone H, elle-même divisée par une ligne M. Egalement, au milieu de chaque strie I apparaît une ligne Z. La région comprise entre deux lignes Z successives constitue le sarcomère (Figure 5) : l'unité fonctionnelle du muscle squelettique. Mis bout à bout, les sarcomères forment les myofibrilles. Ils sont constitués de protéines contractiles (actine et myosine), de protéines régulatrices (e.g. tropomyosine et troponine) ainsi que de protéines structurales (e.g. titine, desmine, nébuline).

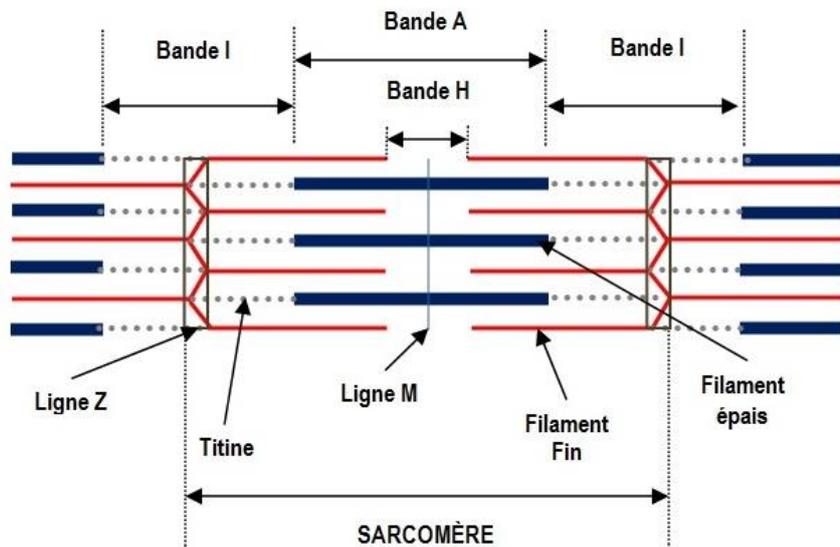


Figure 5. Organisation schématique d'un sarcomère.

Les filaments de protéines contractiles sont les éléments fondamentaux de la contraction musculaire. Les filaments d'actine sont des filaments fins, attachés à chaque extrémité du sarcomère au niveau des lignes Z, et s'étendent le long de la bande I et d'une partie de la bande A. Les filaments de myosine sont des filaments épais, qui parcourent toute la longueur de la bande A, et sont enrobés par les filaments d'actine. Les deux filaments se superposent, interagissent et forment des ponts d'union (ponts d'actine-myosine) qui sont responsables des changements de longueur du muscle et donc de la production de force. On parle de la théorie des filaments glissants (Huxley 1957), puisque lorsque le muscle se contracte, les filaments glissent les uns sur les autres, rapprochant ainsi les lignes Z du sarcomère.

Les filaments d'actine possèdent des protéines qui régulent l'interaction actine-myosine au cours des contractions musculaires. Parmi ces protéines régulatrices, la tropomyosine masque les sites actifs d'actine aux têtes de myosine, et la troponine, formant un complexe de trois polypeptides, est

responsable de la liaison avec le calcium (troponine C), avec la tropomyosine (troponine T) et de l'inhibition de la liaison entre l'actine et la myosine (troponine I).

Enfin, le sarcomère est également formé de protéines structurales, de type élastique, telles que la titine (ou connectine), la desmine et la nébuline. La titine s'étend de la ligne Z au filament de myosine pour se fixer sur la ligne M. Elle a pour fonction de maintenir les filaments de myosine en place et donc stabiliser la strie A, mais également de permettre au muscle de reprendre sa forme initiale après avoir été étiré. La desmine et la nébuline sont des filaments intermédiaires, qui relient transversalement les sarcomères entre eux, permettant de solidariser les myofibrilles.

I.3.2. Les tissus tendineux et aponévrotiques

Les tissus conjonctifs s'unissent à chaque extrémité du muscle pour former les tendons, constituant ainsi le lien entre l'os et le muscle. Le muscle produit une force que les tissus tendineux transmettent à l'articulation. Le tendon se distingue en trois parties : la jonction muscle-tendon, le tendon propre et la jonction os-tendon. C'est un tissu conjonctif fibreux, flexible mais non élastique, car composé essentiellement de fibres de collagène. Sa structure est organisée de manière similaire à celle du muscle, puisque le tendon se compose de fascicules ou faisceaux, de paquets de fibres, de fibres et de fibrilles, également enveloppés par des couches de tissu conjonctif (Figure 6).

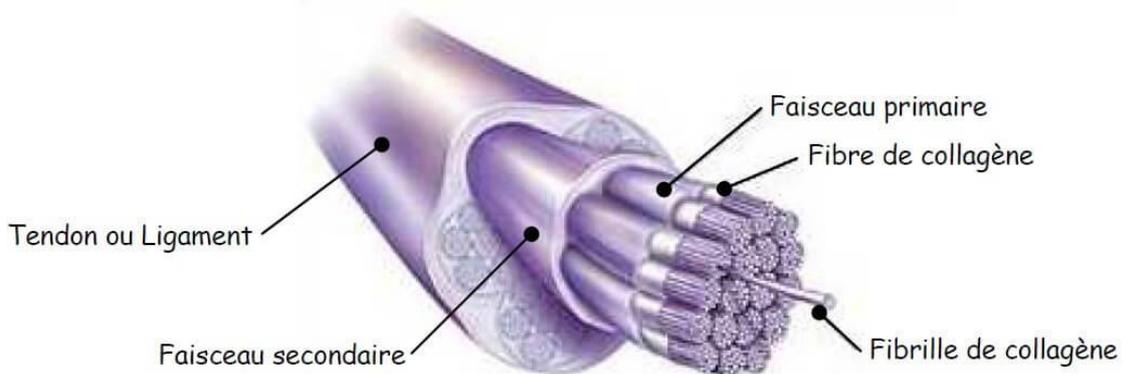


Figure 6. Représentation de la structure du tendon (Kastelic et al. 1978).

Les fascicules s'insèrent sur les tendons ou les aponévroses (Figure 7), de larges feuillets plats de tissu conjonctif qui entourent le muscle et situés en série du tendon. La composition et la structure de l'aponévrose sont similaires à celles du tendon puisque les deux sont principalement composés de collagène, organisé de manière hiérarchique. L'aponévrose a un rôle important dans le stockage et la

restitution d'énergie lors d'un mouvement et du retour à la longueur initiale du système musculo-tendineux (Bonnell et al. 2007).

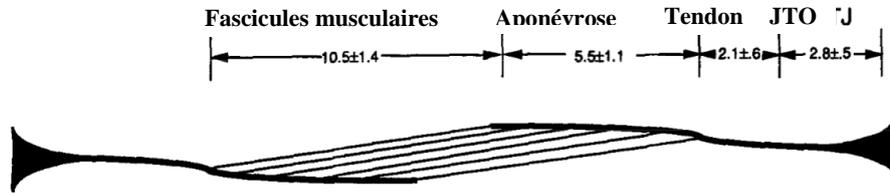


Figure 7. Représentation schématique du système musculo-tendineux, présentant les fascicules musculaires, les aponévroses, les tendons et les jonctions tendon-os (JTO) (Lieber et al. 1992).

II. Étirement du système musculo-tendineux et réponses adaptatives du système neuromusculaire

Un étirement consiste à mobiliser une articulation dans le but d'augmenter de manière aiguë la longueur des muscles croisant cette articulation. En résistance à l'étirement, le système musculo-tendineux va produire une tension passive sollicitant différentes structures qui vont, de par leurs propriétés, induire des adaptations à la fois d'ordre mécanique et neurophysiologique.

II.1. Comportement mécanique du système musculo-tendineux à l'étirement

Afin d'appréhender les réponses du système musculo-tendineux à l'étirement, il nous convient de rappeler (i) le modèle rhéologique de ce système initialement développé par Hill (Hill 1938) puis adapté (Hill 1951; Shorten 1987; Zajac 1989; Goubel et Linsel-Corbeil 2003), et (ii) l'une des relations qui le caractérise, c'est-à-dire la relation force-longueur.

Ce modèle mécanique décrit le comportement mécanique du système musculo-tendineux à partir de trois composantes, comprenant une composante contractile (CC), une composante élastique série (CES) et une composante élastique parallèle (CEP). La CC est génératrice de force puisqu'elle correspond aux ponts formés entre les filaments d'actine et de myosine. La CES, située en série de la CC, est classiquement divisée en une fraction active (CES1) localisée au niveau des ponts d'actine-

myosine et une fraction passive (CES2) au niveau des tendons et aponévroses. Elle a pour rôle principal la transmission de force entre la composante contractile et les structures osseuses. La CEP, située en parallèle de la composante contractile, est localisée au niveau des tissus conjonctifs, du sarcolemme et des protéines élastiques du sarcomère comme la titine (CEP1) ainsi qu'au niveau des structures tendineuses (CES2). Zajac (Zajac 1989) a proposé de dissocier au sein des composantes élastiques en séries et parallèles, les structures élastiques musculaires (CES1 et CEP1) et tendineuses (CES2 et CEP2) (Figure 8).

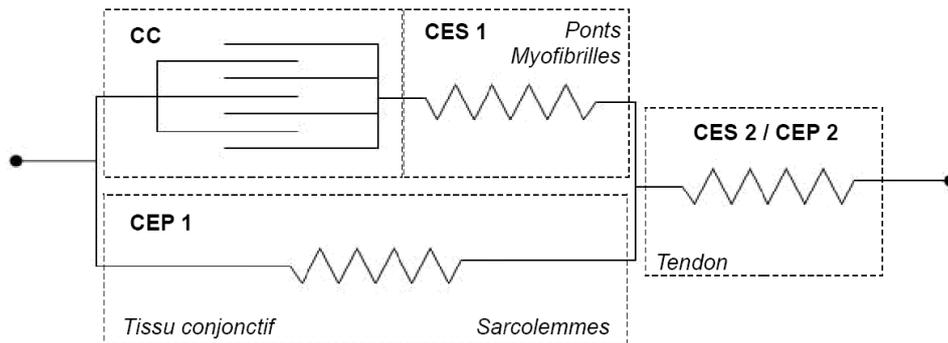


Figure 8. Modélisation du système musculo-tendineux à trois composantes. CC, composante contractile ; CES, composante élastique série ; CEP, composante élastique parallèle (Zajac 1989).

Selon ce modèle, la force produite est la somme de la force active, développée par la CC, et de la force passive, développée par l'étirement des structures élastiques (CEP + CES). La force produite par la CC dépend de la longueur musculaire et plus particulièrement du niveau de recouvrement des filaments d'actine et de myosine. La relation force-longueur représentative de cette composante, de forme parabolique (Figure 9a), est expliquée par la théorie des filaments glissants (Huxley 1957). Cette théorie repose sur le fait que plus le nombre de ponts formés entre les deux filaments est grand, plus la force développée est grande (Gordon et al. 1966). La force maximale est alors générée à une longueur musculaire permettant un recouvrement optimal entre les filaments. Lorsqu'on évalue la force développée par les composantes élastiques lors de l'étirement du système musculo-tendineux, on observe une relation d'allure exponentielle (Figure 9b), caractéristique des propriétés viscoélastiques (développé partie II.3.). Ce n'est qu'au-delà de la longueur optimale du sarcomère, que les structures élastiques développent un niveau de force passive. La force totale du système musculo-tendineux est alors la somme des forces développées par les composantes contractiles et élastiques (Figure 9c). En-dessous de la longueur optimale, seule la CC permet de produire une force, tandis qu'au-delà de cette longueur, la force est développée à la fois par la CC et

les structures élastiques. A noter également que la force passive augmente exponentiellement, traduisant une participation croissante des structures élastiques, contrairement à la force active qui diminue progressivement.

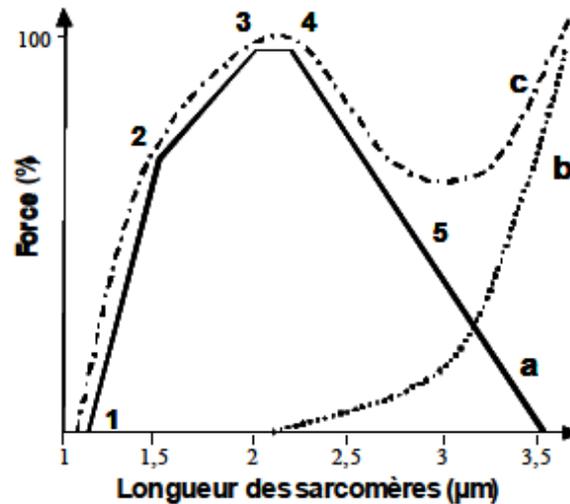


Figure 9. Relations force-longueur (a) active, (b) passive et (c) totale d'un sarcomère (Gordon et al. 1966).

II.2. Structures impliquées dans la réponse mécanique à l'étirement

Différentes structures peuvent être impliquées dans la production de force passive en résistance à l'étirement. La contribution des éléments situés en série, a souvent été négligée comparativement à celle du muscle. En effet, lorsque deux éléments élastiques placés en série sont étirés, la contribution de l'élément le plus raide est négligeable. Etant plus raides que le muscle (Gajdosik 2001), le tendon et l'aponévrose participeraient par conséquent moins à la production de force en résistance à l'étirement. Kubo et al. (Kubo et al. 2005) ont montré une déformation³ des fascicules environ cinq fois supérieure à celle du tendon et environ dix fois supérieure à celle de l'aponévrose (Figure 10). Toutefois, ces auteurs affirment que ces structures participent de manière significative à la production de force passive, puisqu'ils reportent une déformation d'environ 12% pour le tendon et d'environ 5% pour l'aponévrose lors de l'étirement passif. C'est parce qu'elle subit

³ La déformation correspond à l'allongement d'une structure relatif à sa longueur au repos.

une contrainte à la fois longitudinale et transversale (en raison de l'orientation et le mouvement des fascicules musculaires), que l'aponévrose développe une raideur plus importante que le tendon, et par conséquent, qu'elle se déforme moins (Azizi et Roberts 2009). Il est important de noter également que la contribution relative des différentes structures peut dépendre de l'amplitude de l'étirement ; pour des amplitudes importantes, la force passive serait principalement générée par les structures musculaires (Gajdosik 2001).

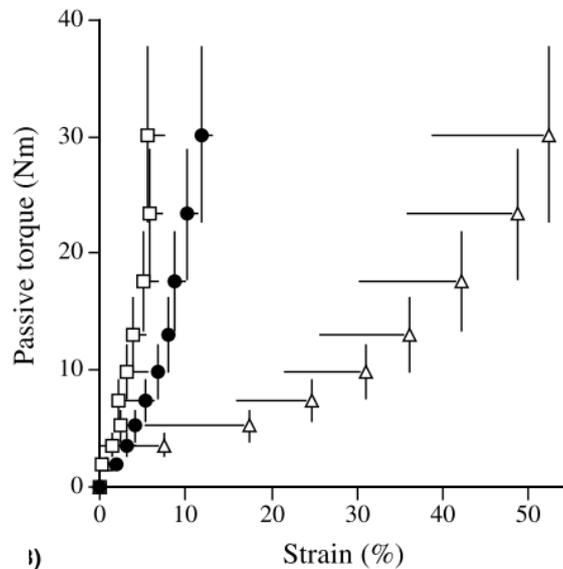


Figure 10. Relation entre le moment passif et la déformation (strain) des fascicules musculaires (□), du tendon (•) et de l'aponévrose (Δ) lors d'un étirement passif (Kubo et al. 2005).

Lorsque l'étirement devient important, la force passive serait principalement produite par les tissus conjonctifs (épimysium, périmysium et endomysium) et le sarcolemme (Magnusson 1998; Gajdosik 2001). C'est le périmysium qui contribuerait principalement à cette résistance passive, et particulièrement proche des amplitudes articulaires maximales (Purslow 1989; Gajdosik 2001). Sous la contrainte de l'étirement passif, ces différentes enveloppes musculaires subissent une déformation mécanique et un réalignement des fibres de collagène (Purslow 1989; Gajdosik 2001).

La force produite en résistance à l'étirement pourrait également provenir des éléments du sarcomère, à la fois des protéines élastiques et des protéines contractiles (Proske et Morgan 1999). Les protéines élastiques du sarcomère, et notamment la titine, seraient très sollicitées lors des étirements passifs (Proske et Morgan 1999; Gajdosik 2001). Selon ces auteurs, c'est l'une des principales sources de résistance passive à l'étirement. Une altération de la titine pourrait également

modifier le recouvrement des filaments d'actine et de myosine, et par conséquent le nombre de ponts d'actine-myosine résiduels et la raideur des sarcomères (Horowitz et al. 1986). Les autres protéines élastiques, telles que la desmine et la nébuline, présenteraient une raideur plus importante que la titine et seraient donc sollicitées pour des longueurs de sarcomère plus importantes (Anderson 2000).

Enfin, il a été suggéré que la raideur des fascicules musculaires dépendait aussi du nombre (Ford et al. 1981) et de la raideur (Huxley et Simmons 1971) des ponts d'actine-myosine formés. La présence de ponts résiduels d'actine-myosine faiblement attachés au repos participerait donc à la raideur musculaire et au développement de force passive lors de l'étirement (Proske et Morgan 1999; Gajdosik 2001; Axelson et Hagbarth 2001). Leur contribution serait principalement significative au tout début de l'étirement, puisqu'à partir d'une certaine amplitude, ces ponts seraient rompus (Proske et Morgan 1999). En effet, lors d'un étirement passif de faible amplitude, l'augmentation de la tension est biphasique, puisqu'elle augmente davantage lors de la première phase (Figure 11). Ce comportement serait attribué à la présence de la composante élastique appelée « Short Range Elastic Component » (Hill 1968), qui refléterait la présence de ces ponts résiduels (Proske et Morgan 1999; Gajdosik 2001; Axelson et Hagbarth 2001). Néanmoins, il a été montré que cette composante pouvait disparaître après le premier étirement, témoignant du comportement thixotrope⁴ du système musculo-tendineux, c'est-à-dire de sa dépendance à l'histoire du chargement (Proske et Morgan 1999).

⁴ La notion de thixotropie implique que la tension et la raideur passive du système musculo-tendineux soient dépendantes des sollicitations précédentes (Barnes 1997; Axelson et Hagbarth 2001).

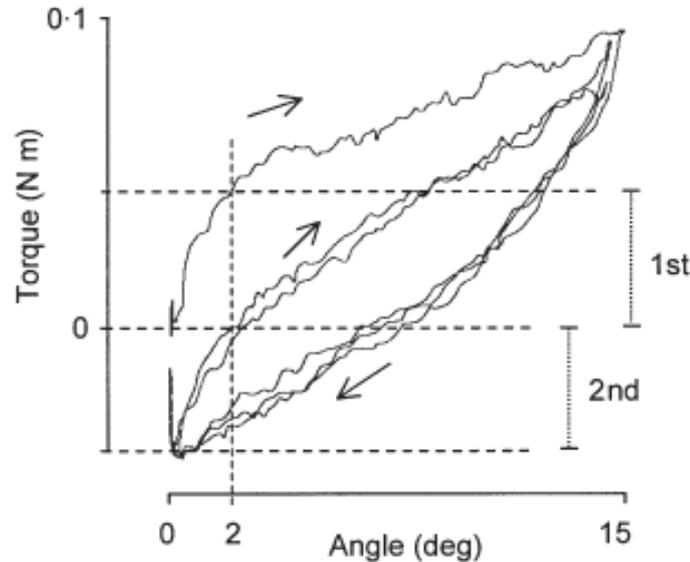


Figure 11. Moment passif développé en résistance à cinq étirements passifs de faible amplitude des muscles fléchisseurs du poignet, en fonction de l'angle articulaire. L'augmentation biphasique du moment passif au cours du premier étirement (1st) témoigne de la présence de la composante élastique « Short Range Elastic Component », qui disparaît dès le second étirement (2nd) (Axelson et Hagbarth 2001).

II.3. Propriétés viscoélastiques et étirement du système musculo-tendineux

Le comportement mécanique du système musculo-tendineux lors de l'étirement peut être étudié à partir de deux essais : le cycle de charge/décharge et l'essai de relaxation (Magnusson 1998) (Figure 12).

❖ Cycle de charge/décharge

Le cycle de charge/décharge, généralement effectué à partir d'un dynamomètre isocinétique, consiste à étirer puis à raccourcir le système à une vitesse angulaire constante (Figure 12A). A partir de ce test, il est alors possible de déterminer (i) l'indice de raideur musculo-tendineuse, défini par la pente de la relation moment-angle, autrement dit, par le ratio entre la variation de force et la variation de longueur ou de déplacement du système musculo-tendineux. Egalement, (ii) l'énergie potentielle élastique peut être définie par l'aire sous la courbe moment-angle (Magnusson 1998; Gajdosik 2001). Le cycle de charge/décharge est généralement effectué à faible vitesse angulaire afin de limiter l'apparition d'un réflexe d'étirement (McNair et al. 2000).

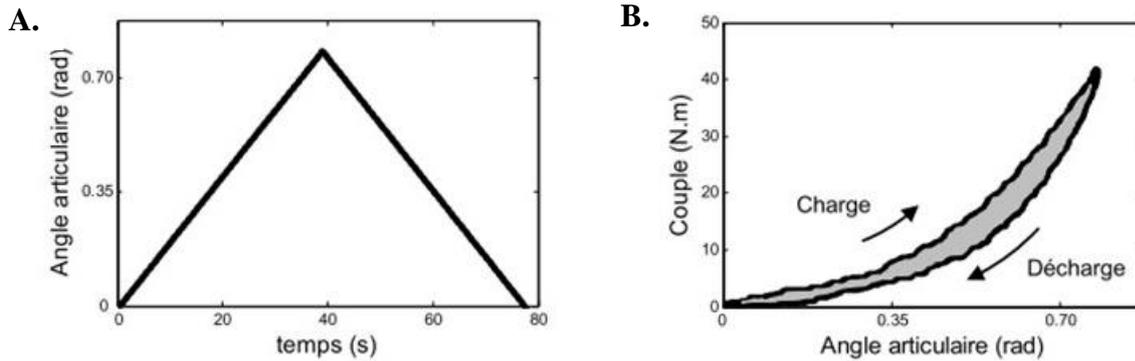


Figure 12. Cycle de charge/décharge présentant l'angle articulaire en fonction (A) du temps et (B) du moment musculaire. L'aire de l'hystérésis (zone grise) correspond à l'énergie dissipée par le système musculo-tendineux (Nordez 2006).

On constate que lors de l'allongement passif (cycle de charge), le moment, l'indice de raideur ainsi que l'énergie potentielle élastique augmentent de façon non linéaire en fonction de l'amplitude articulaire. En effet, pour une même variation de longueur, la variation de force ou d'énergie potentielle élastique est plus grande pour des longueurs musculaires plus importantes. Ceci reflète un comportement viscoélastique, impliquant à la fois des propriétés de viscosité et d'élasticité, décrites proportionnellement par les modèles rhéologiques de Hooke (« spring », ressort parfait, où le changement de longueur est proportionnel aux forces appliquées) et de Newton (« dashpot », amortisseur, où la vitesse et la durée de déformation sont proportionnelles aux forces appliquées) (Taylor et al. 1990). Le cycle charge/décharge permet de démontrer la présence d'une hystérésis (Figure 12B), autre caractéristique d'un système viscoélastique. L'hystérésis correspond à la non linéarité de la relation moment-angle lors du cycle charge/décharge, c'est à dire à la différence d'énergie élastique potentielle entre l'allongement et le raccourcissement. On constate que le moment développé est plus faible lors de la décharge, reflétant une dissipation d'énergie potentielle élastique (Taylor et al. 1990; Magnusson 1998).

Le moment développé lors de l'étirement est donc dépendant de l'angle articulaire (autrement dit, des forces appliquées au système) mais également de la vitesse de déformation (Taylor et al. 1990; Magnusson 1998). Le système musculo-tendineux développe un niveau de raideur et d'énergie élastique potentielle plus important lors d'un étirement passif rapide relativement à un étirement passif lent (Figure 13). D'un point de vue biomécanique, cela s'expliquerait par un relâchement musculaire moins important lors d'un étirement rapide, ne permettant pas de réduire le moment passif en résistance à l'étirement.

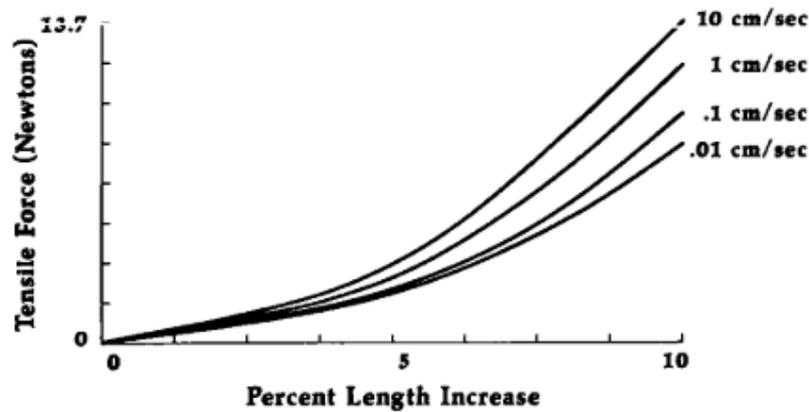


Figure 13. Exemple de courbes force-longueur lors de cycles de charge effectués à différentes vitesses. Pour une même variation de longueur, la force développée par le système musculo-tendineux est plus importante au cours d'un étirement rapide (Taylor et al. 1990).

Outre l'amplitude et la vitesse, il apparaît que le comportement viscoélastique du système musculo-tendineux peut être modulé par la répétition d'étirements. Par exemple, Taylor et al. (Taylor et al. 1990) ont montré une diminution progressive du moment maximal passif (Figure 14A), ainsi qu'une déformation de la longueur du système musculo-tendineux (Figure 14B), entre le premier et le dixième cycle de charge/décharge du muscle long extenseur du pouce. De la même manière, Magnusson et al. (Magnusson et al. 1998) ont reporté une diminution de l'hystérésis entre le premier et le dixième cycle charge/décharge (Figure 14C). D'autre part, Magnusson et al. (Magnusson et al. 1996a) ont mis en évidence une réduction de la raideur musculo-tendineuse et de l'énergie potentielle élastique (Figure 14D) entre le premier et le cinquième étirement statique de 90 s des muscles ischio-jambiers.

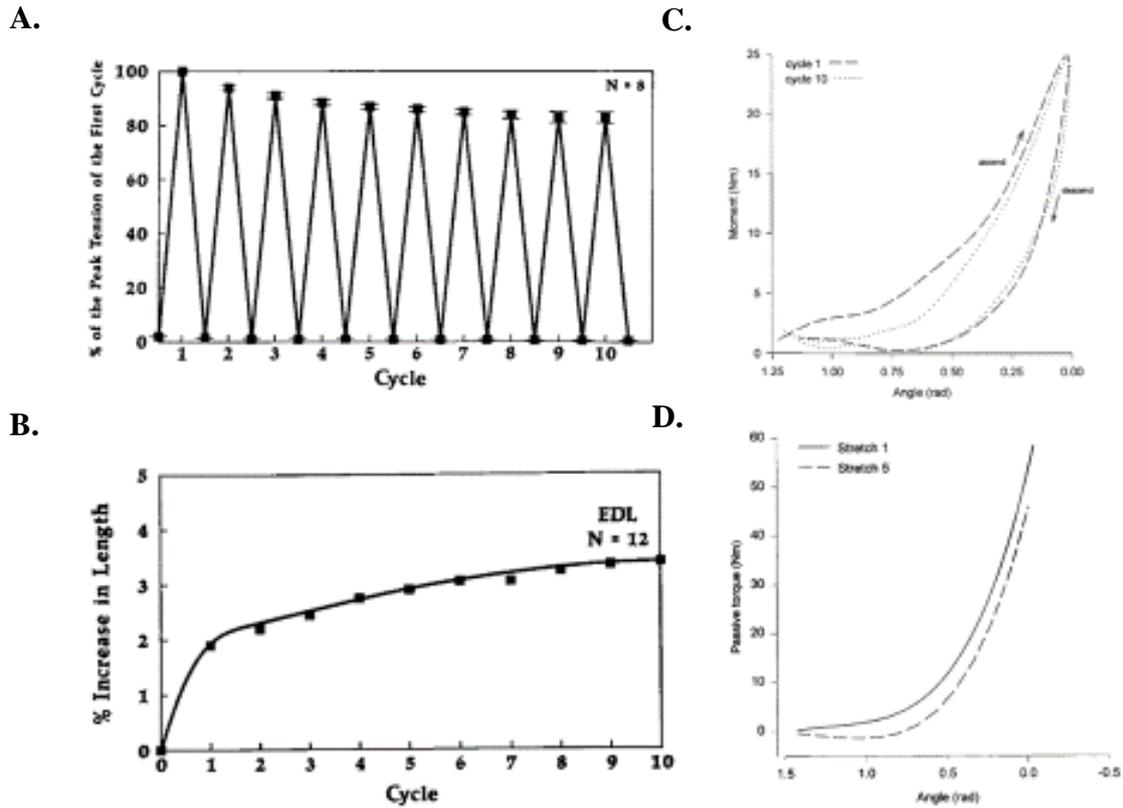


Figure 14. (A) Moment maximal passif et (B) déformation de la longueur de l'unité musculo-tendineuse du long extenseur du pouce lors de 10 cycles charge/décharge (Taylor et al. 1990). (C) Courbes moment-angle lors du premier et dixième cycle charge/décharge (Magnusson et al. 1996a). (D) Courbes moment-angle lors du premier et cinquième étirement d'une série d'étirements statiques de 90 s des muscles ischio-jambiers (Magnusson et al. 1998).

❖ Essai de relaxation

L'essai de relaxation permet également d'étudier le comportement viscoélastique du système musculo-tendineux. Ce test consiste à maintenir le système en position étirée pendant une durée donnée (Figure 15A). On observe alors une diminution du moment à cet angle donné au cours du temps (Figure 15B), reflétant à la fois un comportement visqueux (diminution du moment musculaire avec le temps) et élastique (persistance/rémanence d'un certain niveau de force) (Taylor et al. 1990; Gajdosik 2001). La différence entre le moment maximal et le moment final correspond au relâchement musculaire (ou « viscoelastic stress relaxation »).

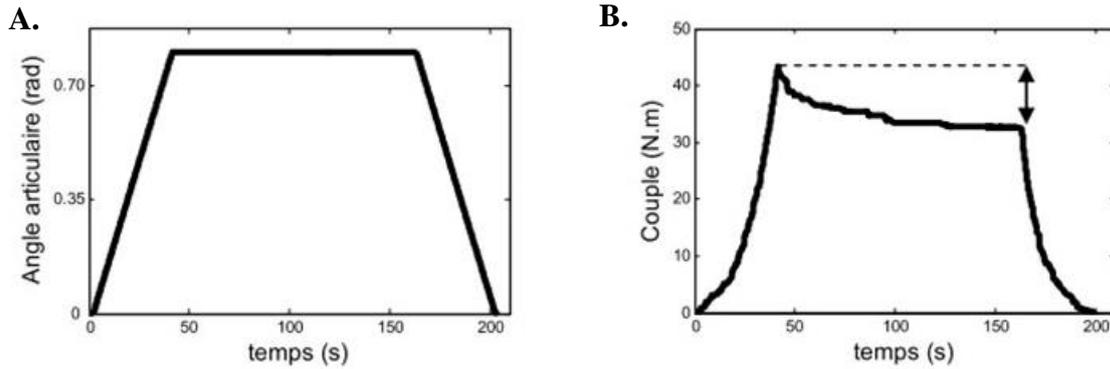


Figure 15. Essai de relaxation présentant le temps en fonction (A) de l'angle articulaire et (B) du moment (ou couple) musculaire au cours d'un étirement passif des muscles fléchisseurs plantaires, impliquant deux phases dynamiques (charge et décharge du système musculo-tendineux) ainsi qu'une phase statique. \updownarrow Diminution du moment musculaire, correspondant au relâchement musculaire (Nordez 2006).

La répétition d'étirements peut également moduler la réponse viscoélastique lors de la phase statique. A partir d'une série d'étirements statiques à angle constant, Magnusson et al. (Magnusson et al. 1996a) montrent une diminution des valeurs de moment maximal et final ainsi que du relâchement musculaire entre le premier et cinquième étirement statique. Egalement, Taylor et al. (Taylor et al. 1990) mettent en évidence une diminution du relâchement musculaire avec la répétition d'étirements. La figure 16 montre un relâchement musculaire plus important lors du premier et du deuxième étirement, comparativement aux autres répétitions. Les auteurs ne relèvent aucune différence significative entre le quatrième et dixième étirement. Les propriétés viscoélastiques évoluent donc en fonction du nombre d'étirements, autrement dit, des sollicitations antérieures. Ceci souligne le comportement thixotropique des structures du système musculo-tendineux, mis en évidence par un changement de raideur à la suite d'un allongement ou d'un étirement (Barnes 1997).

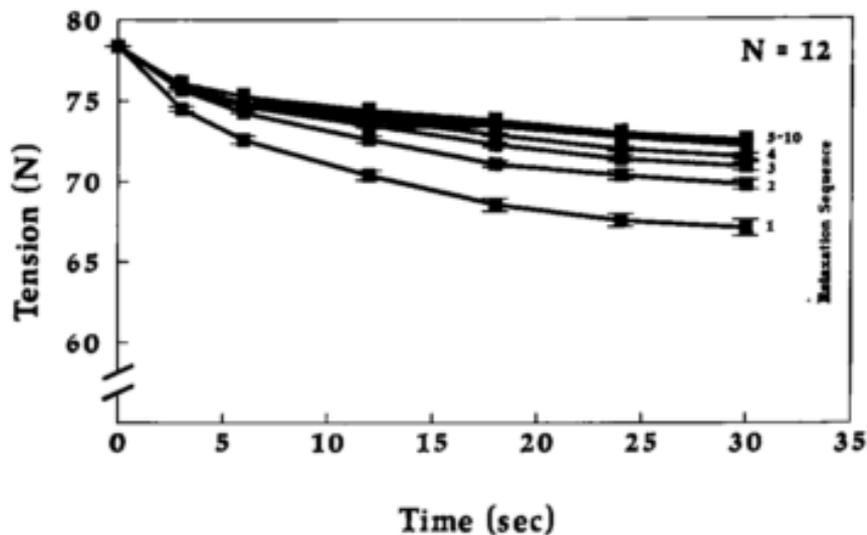


Figure 16. Essais de relaxation au cours de 10 étirements passifs statiques de 30 s du muscle long extenseur du pouce (Taylor et al. 1990).

L'origine de ces modulations viscoélastiques pendant et suite à l'étirement n'est pas encore clairement identifiée. Par exemple, pour certains auteurs (Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011) la diminution de la raideur musculo-tendineuse suite à une série d'étirements statiques ne serait pas due à une modification de la raideur tendineuse mais plutôt de la raideur musculaire ou aponévrotique. D'un autre côté, Kubo et al., (Kubo et al. 2001b) reportent des changements de propriétés viscoélastiques (diminution de raideur et de l'hystérésis) du tendon du gastrocnémien médial. Toutefois, ces modulations ont été observées suite à une durée importante d'étirements statiques (10 min). Par ailleurs, des auteurs (Magnusson et al. 1996a) ont associé les diminutions de raideur musculo-tendineuse, de l'énergie potentielle élastique et du moment maximal passif, à un changement des propriétés viscoélastiques au niveau des structures élastiques parallèles.

II.4. Propriétés neurophysiologiques et étirement du système musculo-tendineux

Un étirement passif peut également induire des modulations d'ordre neurophysiologique, et notamment des changements d'excitabilité de la voie corticospinale, par la sollicitation de structures périphériques. Cette excitabilité peut être évaluée à partir des réponses électromyographiques (EMG) induites par des stimulations au niveau spinal ou supraspinal. On parle alors respectivement d'excitabilité spinale, quantifiée par l'amplitude du réflexe de Hoffmann (H) et évoqué par neurostimulation, et d'excitabilité corticospinale, mesurée par l'amplitude du potentiel moteur

évoqué (PME) induit par stimulation magnétique transcrânienne (SMTr) (voir partie Matériels et méthodes). L'excitabilité spinale représente ainsi l'efficacité de la transmission entre les afférences Ia et les motoneurones α , et l'excitabilité corticospinale, de la transmission entre les aires motrices corticales et les motoneurones α . Le mode de sollicitation musculaire peut impacter l'excitabilité de la voie corticospinale, à travers des mécanismes d'inhibition ou de facilitation. Lors de conditions passives, il a été montré une diminution de l'excitabilité corticospinale et spinale lors d'un étirement comparativement à un raccourcissement (Romanò et Schieppati 1987; Guissard et al. 2001; Pinniger et al. 2001). D'après la littérature, ces modulations seraient principalement attribuées à des mécanismes d'inhibition au niveau spinal, résultant de l'activité des récepteurs sensoriels périphériques, influençant la transmission entre les afférences et la moelle épinière et/ou le cortex moteur.

Lors d'un étirement passif, une diminution du réflexe H (Romanò et Schieppati 1987; Guissard et al. 1988, 2001; Pinniger et al. 2001) et du PME (Guissard et al. 2001; Coxon et al. 2005; Chye et al. 2010) a été mesurée à de nombreuses reprises dans la littérature. Ces modulations d'excitabilité seraient principalement attribuées à des mécanismes d'inhibition au niveau spinal : le phénomène de dépression postactivation (Burke et al. 1978) et d'inhibition présynaptique (Zehr 2002) :

❖ Phénomène de dépression postactivation (« homosynaptic post activation depression » ou HPAD). Comme évoqué précédemment, l'activité des afférences Ia augmente suite à la sollicitation des fuseaux neuromusculaires, qui sont sensibles à l'allongement (Burke et al. 1978). Ceci entraînerait une diminution de la libération de neurotransmetteurs au niveau de la synapse entre les afférences Ia et les motoneurones α . On appelle alors HPAD, la diminution de neurotransmetteurs libérés suite à une sollicitation répétée des afférences Ia, induisant potentiellement une diminution de l'amplitude du réflexe H (Hultborn et al. 1996).

❖ Inhibition présynaptique (« primary afferent depolarisation » ou PAD). L'inhibition du réflexe H pourrait également être liée à un interneurone inhibiteur situé avant la synapse et agissant sur le bouton terminal des afférentes Ia. L'activité des fibres Ia induite par l'étirement provoquerait une activation de cet interneurone inhibiteur, réduisant la quantité de neurotransmetteurs libérés au niveau de la synapse et donc inhibant la transmission et la dépolarisation du motoneurones (Zehr 2002). L'origine de cette inhibition serait périphérique mais la littérature n'exclut pas l'influence potentielle de la commande supraspinale (Stein 1995; Zehr 2002).

Par ailleurs, il apparaît que les modulations d'excitabilité spinale (Guissard et al. 1988, 2001; Pinniger et al. 2001) et corticospinale (Guissard et al. 2001; Coxon et al. 2005) sont dépendantes de l'amplitude de l'étirement, soulignant des mécanismes d'inhibition plus importants pour des amplitudes plus grandes (Figure 17). Il a été suggéré que les modulations d'excitabilité spinale et corticospinale étaient principalement liées à l'activité particulière des afférences Ia suite au changement de longueur du muscle (Lewis et al. 2001), de par une sollicitation des fuseaux neuromusculaires, sensibles aux variations de longueur musculaire.

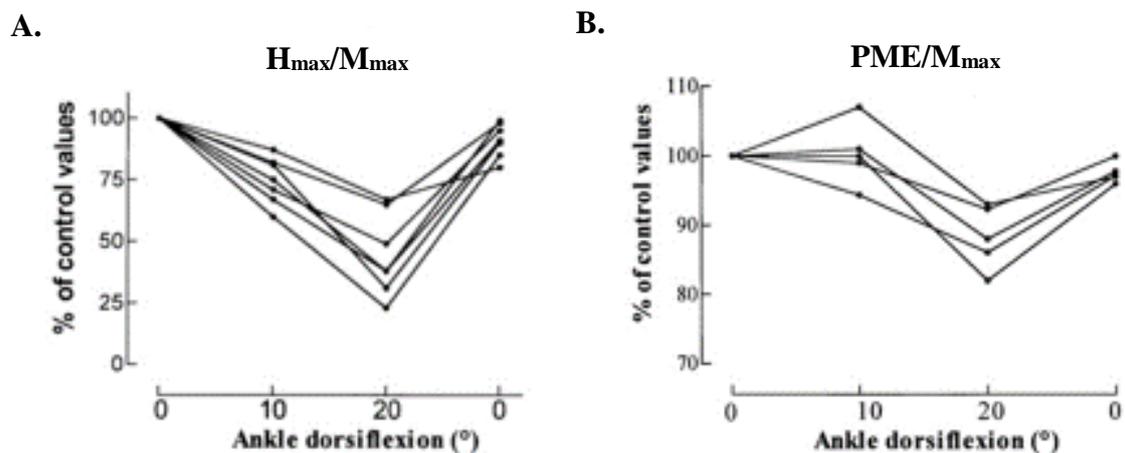


Figure 17. (A) Excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}) et (B) corticospinale (PME/M_{max}) du muscle soléaire en fonction de l'amplitude d'étirement statique du triceps sural (Guissard et al. 2001).

Le niveau d'excitabilité peut également être dépendant de la vitesse d'étirement, avec des mécanismes d'inhibition proportionnels à la vitesse d'allongement (Romanò et Schieppati 1987; Voigt et Sinkjaer 1998; Pinniger et al. 2001; Duclay et al. 2009; Budini et Tilp 2016). Par exemple, Pinniger et al., (Pinniger et al. 2001) ont évalué le niveau d'excitabilité spinale lors d'allongements passifs à différentes vitesses (-15, -5 et -2°/s). La figure 18 met en évidence l'influence de la vitesse d'étirement sur l'excitabilité spinale, avec un ratio H_{max}/M_{max} ⁵ plus faible à -15°/s, comparativement à -2°/s. Ces résultats suggèrent une augmentation du niveau d'inhibition spinale avec l'augmentation

⁵ H_{max}/M_{max} : indice d'excitabilité spinale.

de la vitesse angulaire, en raison d'une activité plus importante des fuseaux neuromusculaires, sensibles également aux variations de vitesse.

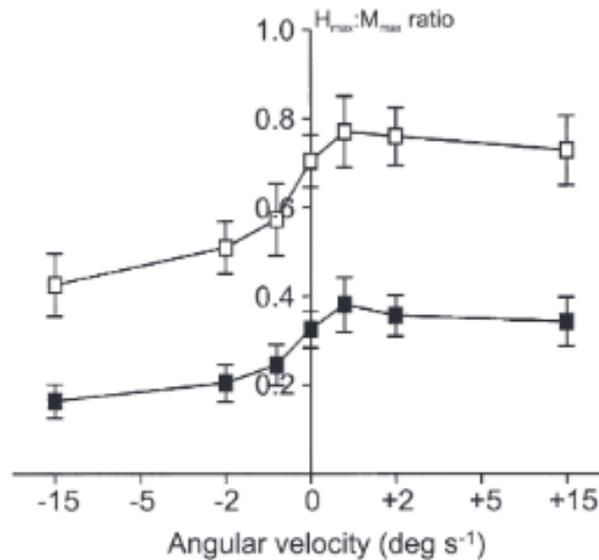


Figure 18. Excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}) en fonction de la vitesse angulaire. Les valeurs négatives et positives correspondent respectivement à l'étirement et au raccourcissement passif des fléchisseurs plantaires, les carrés noirs aux réponses du soléaire et les carrés blancs aux réponses du gastrocnémien médial (Pinniger et al. 2001).

Par ailleurs, des auteurs ont montré une diminution de cette inhibition une fois le muscle maintenu en position étirée (phase statique) (Budini et al. 2018a). Il est alors suggéré une reconstitution des neurotransmetteurs, due à une réduction de la fréquence de décharge des afférences Ia. Comme indiqué précédemment, les afférences ont une fréquence de décharge de base qui augmente avec l'allongement mais qui diminue légèrement une fois le système musculo-tendineux maintenu en position étirée (Cooper 1961; Budini et al. 2018a). Les fuseaux neuromusculaires répondant à la variation de longueur, la fréquence de décharge des afférences diminue, pouvant ainsi augmenter le nombre de neurotransmetteurs disponibles. La figure 19 met en évidence l'évolution de la variation relative de l'amplitude du réflexe H pendant l'étirement par rapport aux valeurs initiales. On observe une diminution de cette variation, et donc de l'inhibition, non linéaire et présentant trois stades : (i) jusqu'à 3 s d'étirement statique, le niveau d'inhibition est le plus élevé, (ii) de 6 à 18 s d'étirement statique, l'inhibition diminue et se stabilise, puis (iii) diminue davantage à partir de 21 s. Cette évolution pourrait refléter une activité des fuseaux neuromusculaires et une fréquence de décharge des afférences Ia plus importantes lors de l'allongement, entraînant ainsi une réduction

importante, prolongée et décroissante de neurotransmetteurs une fois l'étirement maintenu à angle constant.

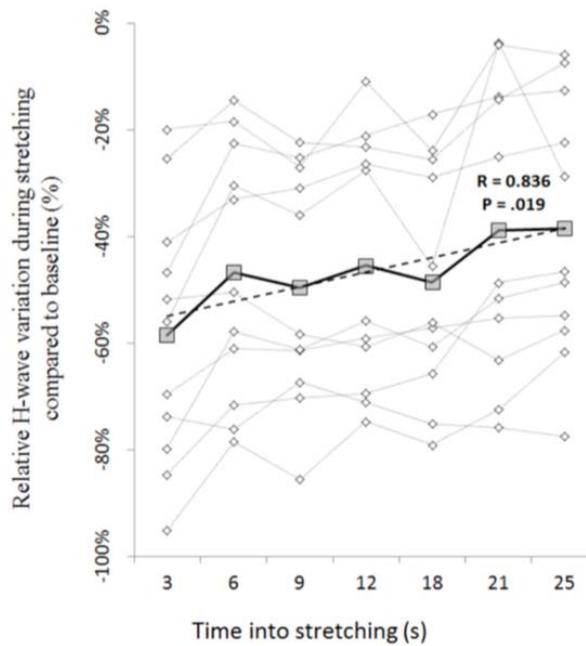


Figure 19. Evolution de l'amplitude du réflexe H au cours de l'étirement statique relative aux valeurs initiales (%) (Budini et al. 2018b).

Finalement, la littérature montre de manière unanime une diminution de l'excitabilité spinale et corticospinale au cours de l'étirement du système musculo-tendineux (Guissard et al. 1988; Pinniger et al. 2001; Guissard et Duchateau 2006; Budini et al. 2018a). A travers un ensemble d'études effectuant une répétition d'étirements cycliques (sans phase statique), Budini et al., (Budini et Tilp 2016) montrent la non persistance de l'inhibition du réflexe H, qui tend à revenir à des valeurs de base dans un délai de 2 à 15 s (Figure 20). Les auteurs suggèrent alors que lorsqu'un étirement est suivi par un raccourcissement, toute diminution d'excitabilité spinale pourrait être rétablie. De manière similaire, suite à des durées modérées d'étirements statiques (de 30 à 240 s), la plupart de la littérature n'a reporté aucune modification du réflexe H (Guissard et al. 1988, 2001; Vujnovich et Dawson 1994; Yapicioglu et al. 2013) et/ou du PME (Guissard et al. 2001; Budini et al. 2017). Cependant, la grande variabilité des valeurs d'excitabilité implique un nombre important de mesures. Par exemple, après leur protocole d'étirements, Budini et al. (Budini et al. 2017) ont induit 30 PME sur une durée totale de 150 s. On ne peut exclure la possibilité que réaliser une moyenne sur une telle période pourrait masquer les modulations transitoires potentielles d'excitabilité corticospinale après étirement.

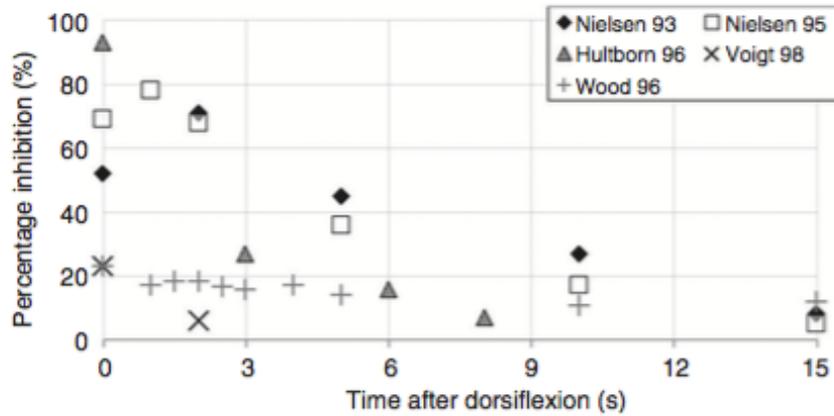


Figure 20. Evolution de l'inhibition du réflexe H, suite à des mouvements de flexion dorsale (Budini and Tilp 2016).

Toutefois, des durées d'étirement ou d'allongement plus importantes semblent induire de plus grandes inhibitions et/ou sur une durée plus importante (Avela et Kyro 1999; Avela et al. 2004; Weir et al. 2005). Suite à 10 min d'étirements statiques, Weir et al. (Weir et al. 2005) ont mesuré une diminution du réflexe H de 12,1%, plus de 3 min après la fin du protocole d'étirement. Egalement, Avela et al. (Avela et Kyro 1999) ont reporté une réduction (43,8%) de l'excitabilité spinale (ratio H/M) suite à 1 h de flexions dorsales passives (Figure 21).

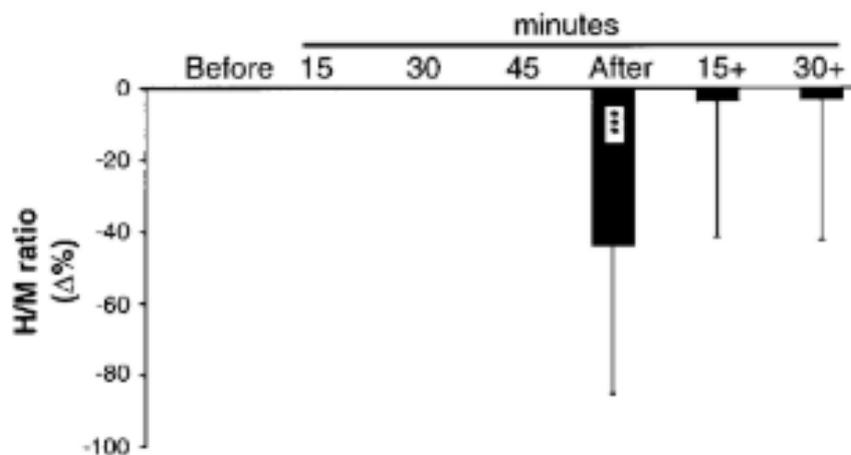


Figure 21. Variations du ratio H/M suite à 1 h de flexions dorsales passives relatives aux valeurs initiales (%). *** Diminution significative comparativement aux valeurs pre-tests ($P < 0,001$) (Avela and Kyro 1999).

III. Étirements et performance musculaire et fonctionnelle

Dans un contexte de performance sportive ou de santé, les étirements sont régulièrement utilisés afin d'augmenter l'amplitude articulaire maximale et d'optimiser l'exercice musculaire subséquent. Il existe trois modalités d'étirement principales ; les étirements statiques, dynamiques et PNF (Facilitation Neuromusculaire Proprioceptive) (Page 2012). Les étirements statiques impliquent l'allongement d'un groupe musculaire, généralement jusqu'à l'amplitude articulaire maximale, et le maintien de cette position plusieurs secondes (Young et Behm 2002). Les étirements dynamiques consistent à effectuer des mouvements à travers l'amplitude articulaire maximale en contractant les muscles agonistes, dans le but d'étirer les muscles antagonistes, sans maintien de position (Smith 1994; Jagers et al. 2008). Enfin, les étirements PNF consistent en une alternance d'étirements statiques et de contractions isométriques. Il existe deux techniques PNF principales, dont le contracté-relâché⁶ et le contracté-relâché-contraction de l'antagoniste⁷ (Sharman et al. 2006).

A la base utilisés comme technique de réhabilitation de patients souffrant de spasticité ou de parésie (Kabat et Knott 1953), les étirements PNF sont désormais réalisés afin d'améliorer l'amplitude articulaire maximale et donc la performance motrice. Bien que cette modalité d'étirement soit la plus efficace pour le gain d'amplitude articulaire (Sharman et al. 2006; Behm et al. 2016), elle est rarement intégrée aux routines d'échauffement et de préparation à l'exercice musculaire. En effet, cette technique considérée comme inconfortable et douloureuse, nécessite l'aide d'un partenaire et pourrait induire des dommages musculaires (Butterfield et Herzog 2006) et potentiellement un risque accru de lésions musculaires (Beaulieu 1981), en raison des contractions musculaires effectuées à des longueurs musculaires importantes.

A l'inverse, les étirements statiques et dynamiques font partie intégrante de l'échauffement précédent une activité ou une performance musculaire et sportive, dans le but d'augmenter l'amplitude articulaire maximale et de préparer à l'exercice musculaire subséquent (McHugh et Cosgrave 2010; Behm et Chaouachi 2011). C'est pourquoi nous nous sommes intéressés aux effets

⁶ Étirement contracté-relâché : étirement statique + contraction musculaire isométrique du muscle étiré + étirement statique additionnel (Sharman et al. 2006).

⁷ Étirement contracté-relâché-contraction de l'antagoniste : étirement statique + contraction musculaire isométrique du muscle étiré + étirement statique et contraction additionnelle de l'antagoniste (Sharman et al. 2006).

aigus des étirements statiques et dynamiques sur la performance musculaire et fonctionnelle subséquente.

III.1. Étirements statiques

III.1.1. Effets sur la performance musculaire et fonctionnelle

L'utilisation des étirements statiques a largement démontré l'augmentation subséquente de l'amplitude articulaire maximale (Wiemann et Hahn 1997; Young et Behm 2002; Behm et Chaouachi 2011; Behm et al. 2016), notamment par une réduction de la raideur musculo-tendineuse (Wilson et al. 1991; Morse et al. 2008), une augmentation de la tolérance à l'étirement⁸ (Halbertsma et al. 1996; Magnusson et al. 1996b), et/ou encore une diminution de l'excitabilité corticospinale (Guissard et al. 2001; Trajano et al. 2014b). Néanmoins, un grand nombre d'études a montré qu'une série d'étirements statiques pouvait induire une réduction significative de la performance de force, de puissance ou encore de vitesse de course (Behm et al. 2001; Zakas et al. 2006; Behm et Chaouachi 2011; Kay et Blazevich 2012; Behm et al. 2016). Ces mesures de performance incluent des mesures effectuées en laboratoire, telles que le moment isocinétique ou isométrique, et effectuées sur le terrain, telles que la force maximale sur une répétition, la hauteur de saut vertical, la vitesse maximale de course, le temps de réaction et de mouvement, l'économie de course, la consommation maximale d'oxygène, l'agilité, ou encore l'endurance. La figure 22, issue de la revue de littérature de Behm et Chaouachi (Behm et Chaouachi 2011), montre la prépondérance des études reportant une diminution de la performance en termes de force et de puissance isocinétique. Un constat similaire a été fait pour la hauteur de saut en réponse à ce type d'étirement (Behm et Chaouachi 2011). Concernant la vitesse de course, ces auteurs mettent en évidence la non-significativité d'une grande partie des résultats. Aussi, la littérature a montré une altération des capacités intrinsèques musculaires suite à des étirements statiques, et notamment une diminution de la force maximale évoquée (Fowles et al. 2000; Behm et al. 2001; Esposito et al. 2011b, a; Trajano et al. 2013), de la vitesse de développement de force (Ryan et al. 2008a) (Figure 23) ou encore du délai électromécanique (Esposito et al. 2011b).

⁸ Tolérance à l'étirement : s'explique par une modification de la perception d'inconfort et peut être liée à des adaptations nociceptives (Magnusson et al. 1996b, d)

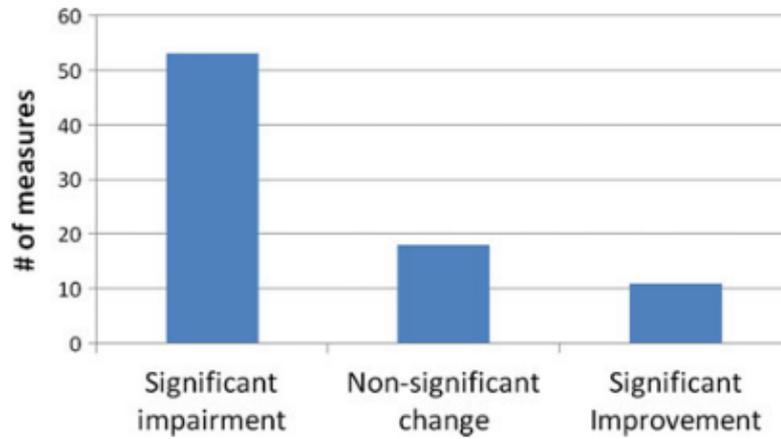


Figure 22. Effets des étirements statiques sur la production de force et de puissance (Behm and Chaouachi 2011).

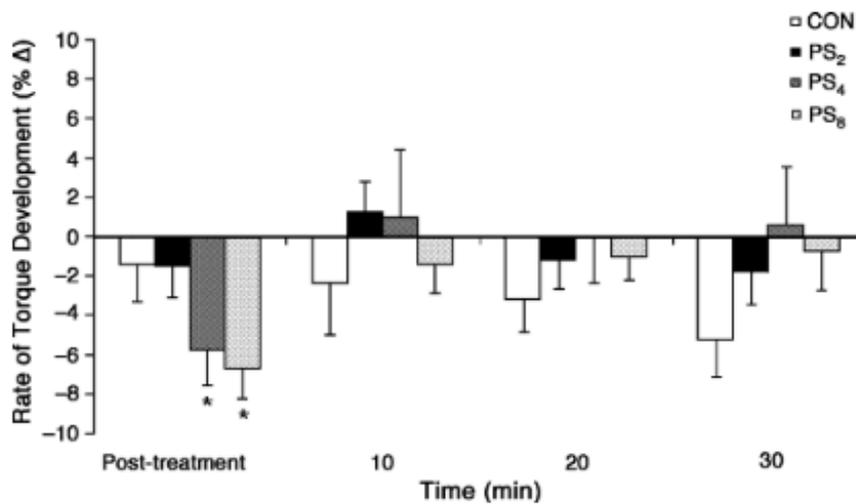


Figure 23. Changements de la vitesse de développement de force (% pre-tests), immédiatement, 10, 20 et 30 min après quatre conditions expérimentales (contrôle (CON), 2 (PS₂), 4 (PS₄) et 8 min (PS₈) d'étirements statiques). * Diminution significative comparativement aux valeurs Pre-tests (Ryan et al. 2008a).

III.1.2. Mécanismes sous-jacents

Ces modulations peuvent être attribuées à un ensemble de mécanismes d'ordre mécanique, impliquant une diminution de la raideur, un décalage de la relation force-longueur (Kokkonen et al.

1998; Fowles et al. 2000; Power et al. 2004; Cramer et al. 2007) ou encore une altération des propriétés nerveuses (Fowles et al. 2000; Behm et al. 2001).

Un certain nombre d'études a reporté une diminution de la raideur musculo-tendineuse, déterminée à partir de la relation entre l'angle articulaire et la force passive développée, suite à une série d'étirements statiques (Magnusson et al. 1997; Magnusson 1998; Nordez et al. 2006). Plus récemment, des techniques d'imagerie, telles que l'ultrasonographie, sont utilisées afin de dissocier le comportement mécanique des tissus musculaires et tendineux (Morse et al. 2008; Abellaneda et al. 2009; Nakamura et al. 2011; Hirata et al. 2016), permettant ainsi d'obtenir des informations sur le comportement musculaire, aponévrotique ou tendineux à l'étirement. Cependant, la littérature n'apporte pas de consensus quant à l'origine des modulations de raideur, en les attribuant à des modifications au niveau de l'aponévrose et du tissu conjonctif (Gajdosik 2001; Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011), des fascicules musculaires (Morse et al. 2008) ou encore du tendon (Kubo et al. 2001b, a). Pour d'autres, la diminution de raideur ne serait pas de nature architecturale mais plutôt mécanique, soulignée par une diminution de la force passive (Morse et al. 2008; Mizuno et al. 2013b; Herda et al. 2014), suggérant une altération des ponts résiduels d'actine-myosine (Proske et Morgan 1999; Gajdosik 2001) ou encore des protéines élastiques du sarcomère (Wiemann et Hahn 1997).

Il a été suggéré que cette altération de raideur musculo-tendineuse pourrait induire des dommages au muscle lui-même, et ainsi altérer ses fonctions contractiles (Behm et al. 2001; Ryan et al. 2008a; Esposito et al. 2011b; Trajano et al. 2013). En effet, une réduction de la raideur tendineuse pourrait affecter le transfert de force produite par la composante contractile à l'articulation en série (Proske et Morgan 1987) et ainsi réduire le délai électromécanique (Cresswell et al. 1995; Rosenbaum et Hennig 1995) et la vitesse de développement de force (Wilkie 1949; Rosenbaum et Hennig 1995). L'altération de ces paramètres de contraction reflèterait une modification du couplage excitation-contraction (Fitts 1994; Avela et Kyro 1999; Pääsuke et al. 2000). Par ailleurs, la réduction de la force maximale évoquée suite aux étirements indiquerait une diminution du nombre de ponts d'actine-myosine formés et de la force qu'ils génèrent (Fitts 1994; Blazevich et al. 2009). Cependant, l'influence de telles modulations périphériques sur les changements de production de force maximale reste à éclaircir. En effet, Trajano et al. (Trajano et al. 2014a) ont reporté une faible corrélation statistique entre les diminutions de force évoquée (-9,4%) et maximale volontaire (-15,7%) suite à 5-min d'étirements statiques. Les auteurs ont montré que les capacités contractiles du muscle n'étaient que modérément altérées et ne permettaient pas d'expliquer la diminution de force maximale volontaire.

Une diminution de raideur du système musculo-tendineux pourrait induire un changement de la relation force-longueur (Fowles et al. 2000; Behm et al. 2001). Suite à un protocole d'étirements statiques, Fowles et al., (Fowles et al. 2000) ont montré une diminution de force aux différentes longueurs musculaires testées en isométrie, ainsi qu'une variation de l'angle auquel la force maximale a été développée (Figure 24). Une diminution du moment passif pourrait suggérer une augmentation de la longueur des sarcomères, qui produiraient par conséquent des valeurs de force maximale à une longueur musculaire plus importante.

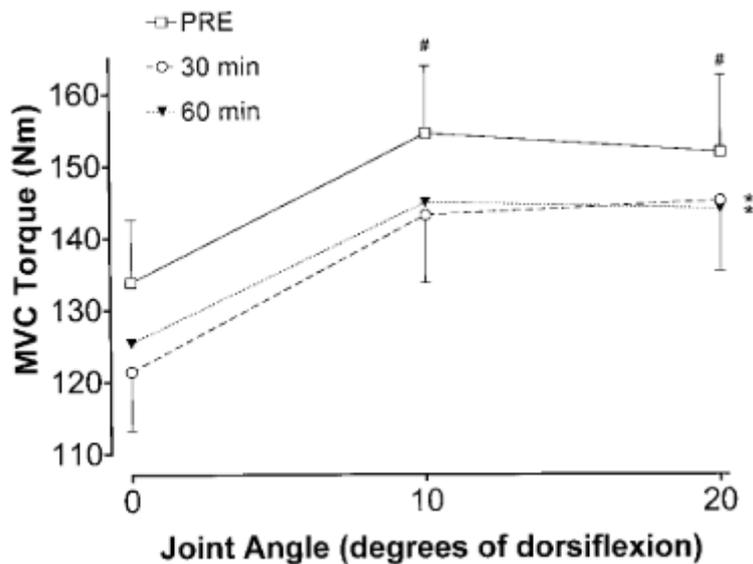


Figure 24. Force maximale volontaire isométrique à différentes positions angulaires de la flexion dorsale mesurée avant, 30 min et 60 min après un protocole de 30 min d'étirements statiques. Différence significative avec * les valeurs PRE et # les valeurs à 0° de flexion dorsale ($P < 0,05$) (Fowles et al. 2000).

Toutefois, Kay et Blazevich (Kay et Blazevich 2009a) n'ont montré aucune modification de la relation force-longueur, avec une diminution de la force (Figure 25A) et de raideur musculo-tendineuse (Figure 25B) similaire aux différents angles testés. Ceci suggère que la diminution de force ne serait pas expliquée par des modifications de longueur musculaire après étirement. Si l'influence des étirements statiques sur le décalage de la relation force-longueur n'est pas encore bien définie, il semble néanmoins que les diminutions de force soient associées à des modifications de raideur du système musculo-tendineux.

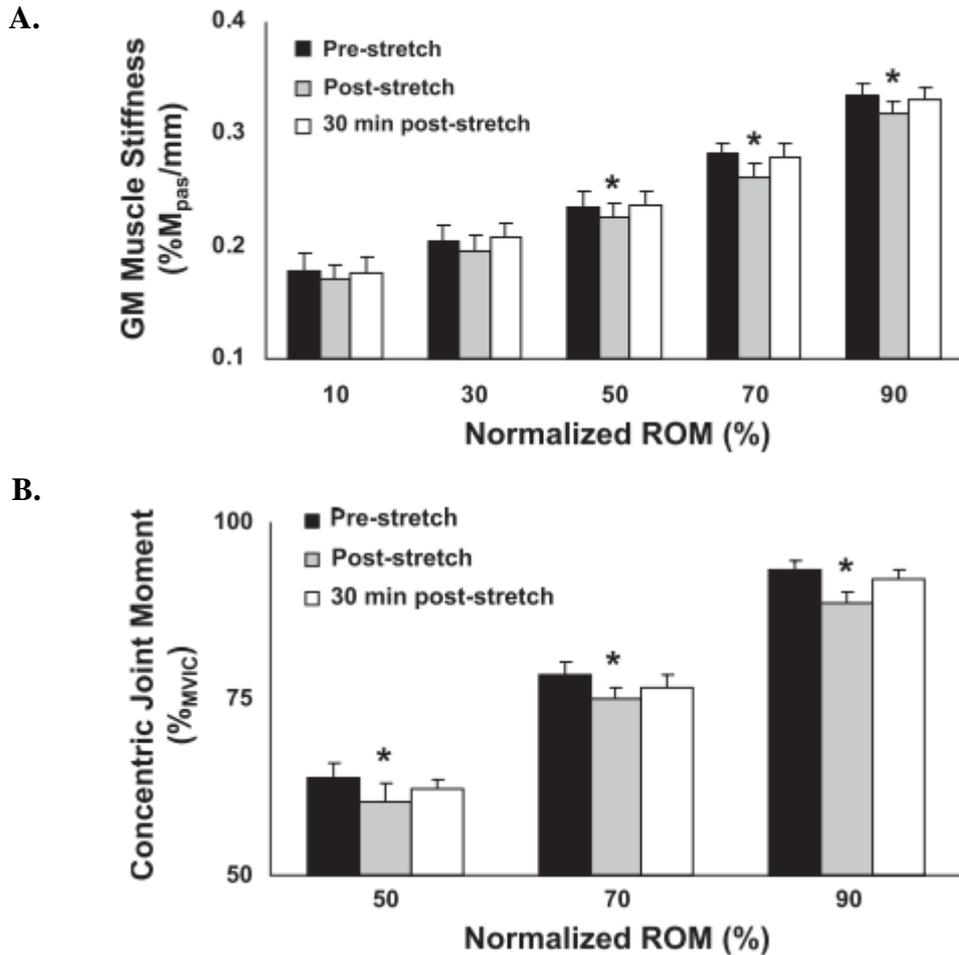


Figure 25. (A) Raideur musculaire du gastrocnémien médial (GM) (B) et moment maximal concentrique des muscles fléchisseurs plantaires à différentes positions angulaires avant, immédiatement et 30 min après 3×60 s d'étirements statiques. * Diminution significative comparativement aux valeurs Pre-tests ($P < 0,05$) (Kay et Blazevich 2009a).

Enfin, la littérature actuelle montre que la diminution de force induite par les étirements statiques pouvait être attribuée à une modulation des facteurs nerveux, et notamment une altération de la commande nerveuse et/ou de l'efficacité de sa transmission jusqu'au muscle (Trajano et al. 2017). Une réduction de la commande nerveuse, mesurée par le niveau d'activité EMG, a été mise en évidence suite à une série d'étirements statiques (Fowles et al. 2000; Behm et al. 2001; Kay et Blazevich 2009a; Babault et al. 2010). Trajano et al. (Trajano et al. 2013) montrent même une forte corrélation entre la réduction de force maximale induite par étirements statiques et la diminution de l'activité EMG du soléaire (Figure 26A), ainsi que le niveau d'activation volontaire (Figure 26B). Néanmoins, l'origine de ces altérations n'est encore bien déterminée. D'autre part, au cours de l'étirement, il a été montré l'influence des afférences sensorielles au niveau spinal et supraspinal,

réduisant ainsi l'excitabilité de la voie corticospinale (Guissard et al. 1988, 2001). Cependant, une fois l'étirement terminé, la littérature n'apporte pas de consensus, présentant d'un côté une récupération complète des inhibitions (Guissard et al. 1988, 2001), et de l'autre une courte période de facilitation spinale (Budini et al. 2017) et corticale (Budini et al. 2018b).

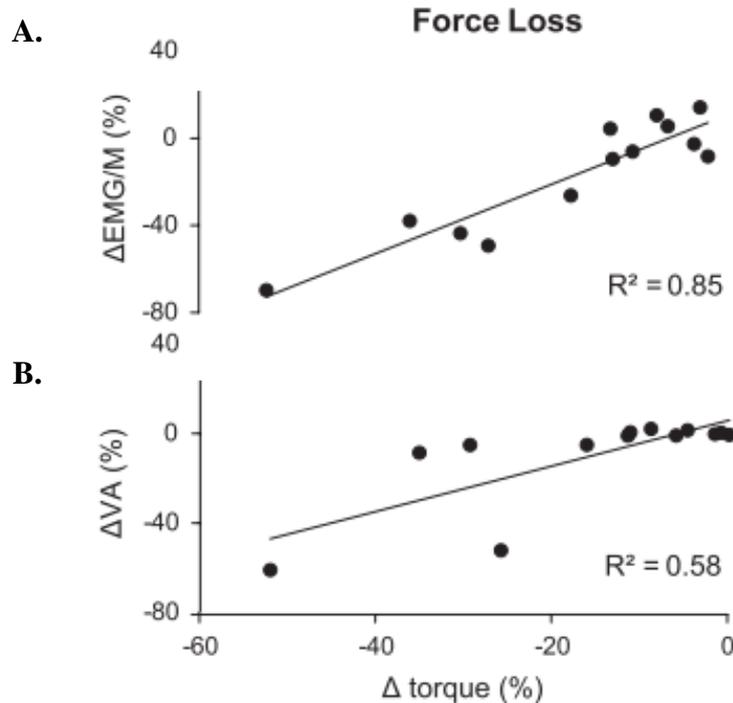


Figure 26. Relation entre les variations de force et les variations (A) de l'activité EMG (normalisé par l'onde M) du muscle soléaire et (B) du niveau d'activation volontaire (Trajano et al. 2013).

III.2. Étirements dynamiques

III.2.1. Effets sur la performance musculaire et fonctionnelle

Ainsi, la littérature scientifique affirme que les étirements statiques doivent être utilisés avec précaution, voire même être exclus de l'échauffement avant une performance sportive. Depuis quelques années, un intérêt a été porté à d'autres modalités d'étirement, tels que les étirements dynamiques, dont l'utilisation semble être préférable à celle des étirements statiques au sein d'une routine d'échauffement (Bacurau et al. 2009; Curry et al. 2009; Herda et al. 2012; Ryan et al. 2014; Su et al. 2016). Tout d'abord, les étirements dynamiques ont largement montré qu'ils pouvaient induire une augmentation de l'amplitude articulaire maximale (Bacurau et al. 2009; Curry et al. 2009; Perrier et al. 2011; Morrin et Redding 2013) similaire, voire supérieure, à des étirements statiques

(Curry et al. 2009; Perrier et al. 2011). De plus, il a été montré une amélioration de la performance, en termes de force et de puissance (Herda et al. 2012; Turki et al. 2012; Costa et al. 2014; Sá et al. 2015), de détente verticale (Hough et al. 2009; Fletcher 2010; Perrier et al. 2011) ou encore de vitesse (Fletcher et Jones 2004; Fletcher et Monte-Colombo 2010; Gelen 2010), suite à une série d'étirements dynamiques. Si le but d'un échauffement est d'augmenter l'amplitude articulaire et d'améliorer la force musculaire et/ou la puissance, cette modalité d'étirement semble être une alternative appropriée aux étirements statiques.

Il existe toutefois une partie de la littérature n'ayant montré aucune influence (Jaggers et al. 2008; Curry et al. 2009; Carvalho et al. 2012), voire une diminution de la performance subséquente (Nelson et al. 2001a; Samuel et al. 2008; Alemdaroğlu et al. 2017). Les différences observées, ne permettant pas d'établir un consensus sur les effets de ce type d'étirement, pourraient être liées à une méthodologie peu homogène et cohérente. Par exemple, les étirements dynamiques et balistiques consistent à effectuer des mouvements à travers l'amplitude articulaire maximale en contractant les muscles agonistes dans le but d'étirer les muscles antagonistes, sans maintien de position (Smith 1994; Alter 2004; Jaggers et al. 2008; Samukawa et al. 2011; Yamaguchi et Ishii 2014). Néanmoins, alors que les étirements dynamiques sont effectués de manière contrôlée, les étirements balistiques sont des mouvements rapides, incontrôlés et pouvant inclure un « rebond » (Tableau 1), susceptible d'induire d'importantes tensions musculaires (Bandy et al. 1998). Malgré leurs différentes caractéristiques, ces deux modalités sont généralement analysées et comparées sans distinction. Pourtant, les effets peuvent être différents ; les étirements dynamiques n'auraient pas d'influence ou amélioreraient la performance (Yamaguchi et Ishii 2005; Hough et al. 2009; Fletcher 2010; Turki et al. 2012), tandis que les étirements balistiques n'auraient pas d'effet ou altèreraient la performance (Nelson et Kokkonen 2001; Unick et al. 2005; Carvalho et al. 2012; Sá et al. 2015; Alemdaroğlu et al. 2017).

References	Dynamic stretching	Ballistic stretching
Alter, 2004		(...) is usually associated with bobbing, bouncing, rebounding, and rhythmic motion. It imposes passive momentum that exceeds static range of motion (...).
Bandy et al., 1998	(...) through the full range of motion at a controlled, slow tempo. All movements are performed slowly and deliberately.	(...) is a bouncing, rhythmic motion and uses the momentum of a swinging body segment to vigorously lengthen the muscle.
Jagger et al., 2008	(...) is the act of moving a joint through its entire range of motion in a quick manner with little resistance.	(...) is a rapid, bouncing movement (...) through the range of motion until the muscles are stretched to their limits. (...) is performed at high speeds, making it difficult to control the rate and degree of stretch as well as the amount of force being applied.
Samukawa et al., 2011	(...) through range of motion by contracting the agonist muscles, which allows the antagonist muscles to relax and elongate (...).	
Smith, 1994		(...) involves repetitive bouncing movements in the muscle's lengthened position.
Yamaguchi et al., 2014	(...) by contracting antagonist muscle group(s) of target muscle group(s) without bouncing (...).	

Tableau 1. *Caractéristiques descriptives des étirements dynamiques et balistiques selon la littérature scientifique (Opplert et Babault 2018).*

Egalement, on retrouve dans la littérature des étirements dynamiques (i) impliquant une seule articulation et effectués sur place, (ii) effectués en déplacement (« dynamic exercises » (Fletcher 2010)), ou encore (iii) au sein d'un échauffement global comportant des étirements dynamiques impliquant plusieurs articulations (squat, fente, etc.), des exercices de vitesse (« agility »), de pliométrie ou des activités spécifiques (« dynamic warm-up » (Aguilar et al. 2012)). Aussi, une différenciation pourrait être faite entre ces différentes méthodologies. Fletcher et al., (Fletcher et Jones 2004) ont montré une amélioration de performance en sprint suite à une série d'étirements dynamiques réalisés en marchant comparativement à sur place. Il est alors suggéré qu'effectuer des étirements dynamiques en marchant permettrait de répéter des mouvements dans un pattern plus spécifique à la performance subséquente (sprint), notamment en améliorant la pré-activation et donc la transition entre contractions excentriques et concentriques (Fletcher et Jones 2004; Yamaguchi et Ishii 2005).

III.2.2. Mécanismes sous-jacents

Malgré ces différences observées dans la littérature, les étirements dynamiques semblent induire une amélioration de la performance subséquente. Différents mécanismes, principalement liés

aux contractions musculaires inhérentes à cette modalité, ont été proposés pour justifier ces modulations. Puisque les muscles se contractent de manière active et répétée, l'étirement dynamique pourrait induire un processus d'échauffement, augmentant la fréquence cardiaque et la température musculaire et corporelle (Yamaguchi et Ishii 2005; Herda et al. 2008; Fletcher 2010; Fletcher et Monte-Colombo 2010). Fletcher et Monte-colombo (Fletcher et Monte-Colombo 2010) ont montré une fréquence cardiaque supérieure suite à une série d'étirements dynamiques (158 ± 15 battements par minute) comparativement à une condition contrôle (130 ± 12 battements par minute) et à des étirements statiques (92 ± 14 battements par minute). Ils ont également relevé une augmentation de la température corporelle suite aux étirements dynamiques par rapport aux deux autres conditions ($+0,18^{\circ}\text{C}$ et $+0,19^{\circ}\text{C}$, respectivement). Toutefois, il faut noter que la température corporelle est mesurée par voie tympanique et donc certainement sous-estimée par rapport à des mesures par voie rectale, oesophagienne (Moran et Mendal 2002; Bishop 2003).

Une conséquence possible de cette augmentation de température musculaire est une diminution de viscosité (Moran et Mendal 2002; Bishop 2003), et donc une augmentation de l'amplitude articulaire maximale (Kubo et al. 2001b). On peut suggérer qu'en raison de l'augmentation de température ou de l'étirement lui-même, les étirements dynamiques peuvent moduler les propriétés viscoélastiques du système musculo-tendineux. Par exemple, suite à une durée modérée d'étirements dynamiques, Samukawa et al., (Samukawa et al. 2011) ont reporté une augmentation de l'amplitude articulaire maximale des muscles fléchisseurs plantaires, ainsi qu'une augmentation du déplacement de la jonction musculo-tendineuse (JMT), mesuré par ultrasons (Figure 27). Herda et al. (Herda et al. 2012) ont par ailleurs mesuré une réduction du moment passif et de la raideur passive du système, suite à 2 min d'étirements dynamiques. Récemment, quelques études ont évalué les modulations de raideur suite à des étirements dynamiques (Mizuno et Umemura 2016; Mizuno 2017) et balistiques (Konrad et al. 2016) par le biais de l'ultrasonographie. La raideur musculo-tendineuse, le moment passif et le déplacement de la jonction musculo-tendineuse n'ont pas été altérés suite à 4 séries (Mizuno 2017) et 7 séries (Mizuno et Umemura 2016) de 30 s d'étirements dynamiques. A l'inverse, 4×30 s d'étirements balistiques ont induit une diminution de la raideur musculo-tendineuse, musculaire et du moment passif (Konrad et al. 2016), probablement de par une vitesse et une amplitude d'étirement plus grande, ainsi qu'une activité musculaire plus importante, comparativement aux étirements dynamiques.

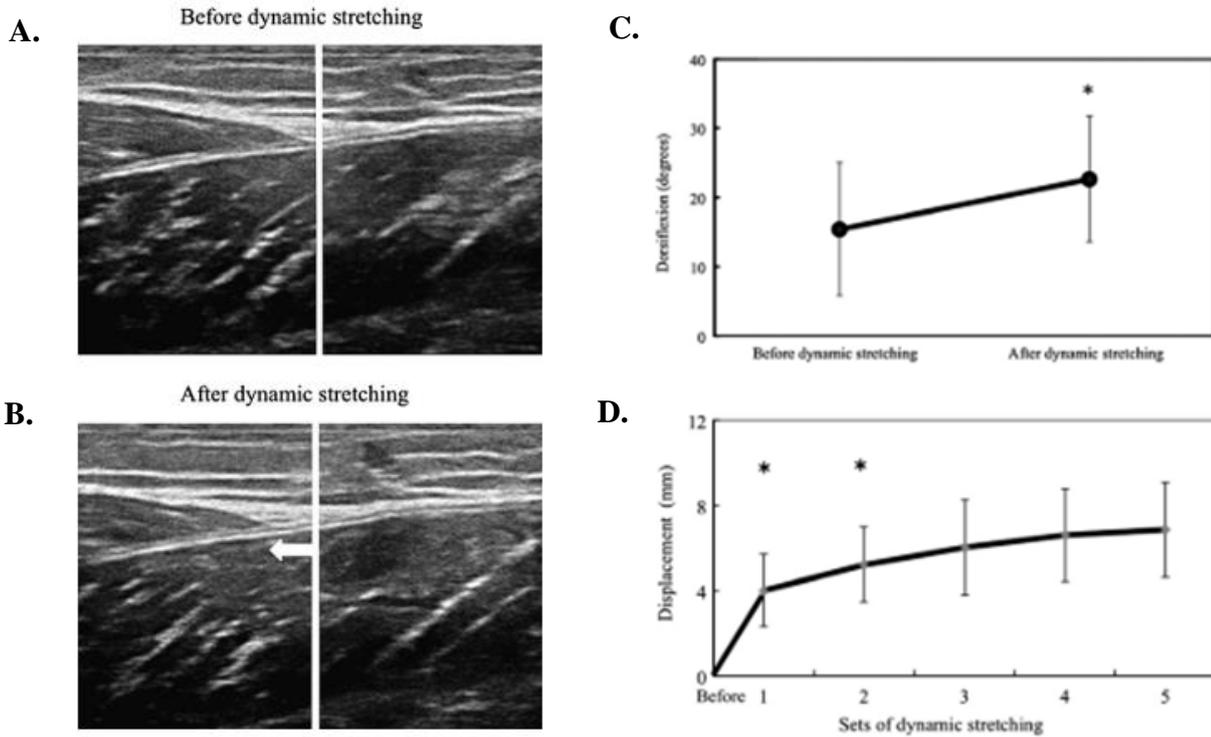


Figure 27. Images ultrasons illustrant le déplacement de la jonction musculo-tendineuse (JMT) du muscle GM entre (A) avant et (B) après étirements dynamiques. (C) Amplitude articulaire maximale des fléchisseurs plantaires et (D) déplacement de la JMT, avant et après étirements dynamiques (Samukawa et al. 2011).

Comme suggéré par certains auteurs, les étirements dynamiques pourraient également induire une potentialisation post-activation⁹, ou « post activation potentiation » (PAP) (Yamaguchi et al. 2007; Fletcher 2010). Le mécanisme de PAP repose sur la phosphorylation des chaînes légères régulatrices de myosine qui rendrait l'interaction entre l'actine et la myosine plus sensible au relâchement du calcium du réticulum sarcoplasmique (Sweeney et al. 1993; Rassier et MacIntosh 2000; Sale 2002), et se traduit par une amélioration des propriétés contractiles musculaires (Sale 2002; Hodgson et al. 2005; Tillin et Bishop 2009). Cette potentialisation peut se traduire par une augmentation de la force maximale évoquée et de la vitesse de développement de force ou encore par une diminution du temps de contraction musculaire, et pourrait améliorer la performance fonctionnelle de force et de vitesse (Sale 2002).

⁹ Potentialisation post-activation : amélioration transitoire de la capacité contractile musculaire suite à une contraction volontaire conditionnée (Sale 2002).

Enfin, l'amélioration de la performance suite aux étirements statiques pourrait être due, en partie, à une modulation de la commande nerveuse (Herda et al. 2008; Hough et al. 2009; Fletcher 2010). Ces auteurs reportent une augmentation de l'activité EMG, reflétant une meilleure activation des unités motrices (Herda et al. 2008; Hough et al. 2009; Fletcher 2010), une meilleure propagation neuromusculaire et/ou un recrutement et synchronisation plus importante (Hough et al. 2009). Il est également suggéré que cette amélioration de la fonction neuromusculaire résulte de l'augmentation de la température musculaire et corporelle induite par ce type d'activité (Tillin et Bishop 2009; Fletcher et Monte-Colombo 2010; Sekir et al. 2010). Aussi, un changement d'excitabilité de la voie corticospinale pourrait contribuer à ces modulations d'activité EMG. Cependant, à notre connaissance, il n'existe aucune étude mesurant l'excitabilité spinale ou corticospinale à la suite d'un protocole d'étirements dynamiques. Puisqu'il est bien établi que ces mécanismes sont dépendants d'un certain nombre de facteurs centraux et périphériques, tels que la vitesse et l'amplitude du mouvement (Guissard et al. 2001; Duclay et al. 2009), ou encore le niveau d'activation musculaire (Chye et al. 2010; Blazeovich et al. 2012), il serait intéressant d'étudier comment les étirements dynamiques affectent spécifiquement le niveau d'excitabilité aux niveaux spinal et supraspinal.



PROBLEMATIQUE

Il a été montré que l'étirement du système musculo-tendineux pouvait influencer de manière aiguë la performance musculaire et fonctionnelle des muscles impliqués (Behm et Chaouachi 2011; Opplert et Babault 2018). La littérature actuelle propose que des modifications d'ordre mécanique (Morse et al. 2008), structurel (Mizuno et al. 2013a) ou encore neurophysiologique (Trajano et al. 2017) soient à l'origine de ces effets sur la performance subséquente. Cependant, il existe une grande variabilité dans les résultats (Behm et Chaouachi 2011; Behm et al. 2016; Opplert et Babault 2018), soulignant l'influence d'un certain nombre de facteurs sur les réponses du système aux étirements, tels que la durée (Kay et Blazevich 2012) et l'intensité (Behm et Chaouachi 2011) de l'étirement, le mode (McBride et al. 2007) et la vitesse (Nelson et al. 2001b) de contraction subséquente au protocole d'étirement, ou encore le muscle (Hirata et al. 2016) et la population (Babault et al. 2015) considérée. L'objectif de cette thèse était alors d'étudier l'influence de différents paramètres sur les modulations neuromusculaires induites par un protocole aigu d'étirement du système musculo-tendineux.

Parmi ces différents facteurs, la littérature actuelle tend à montrer que la durée d'étirements statiques influence les modifications de performance musculaire et fonctionnelle, avec par exemple des diminutions de force plus importantes pour des durées d'étirements supérieures à 90-s ($-5,8 \pm 6,4\%$) par rapport à des durées inférieures ($-3,3 \pm 4,1\%$) (Behm et Chaouachi 2011). Toutefois, l'influence de ce paramètre sur les propriétés neuromusculaires n'est pas clairement définie, voire même inexplorée pour ce qui est des propriétés neurophysiologiques. Egalement, le groupe musculaire, et plus précisément la raideur relative du système musculo-tendineux, pourrait influencer les modifications de performance subséquente (Behm et Chaouachi 2011). Mais encore une fois, les effets de ce paramètre sur les modulations neuromusculaires suite à un protocole d'étirement restent méconnus.

Afin d'apporter des recommandations pratiques quant à l'utilisation des étirements avant un exercice ou une performance musculaire ou fonctionnelle, les deux premières études de cette thèse avaient pour objectif d'examiner les effets de la durée d'étirement (étude A) et du groupe musculaire (étude B) sur les modulations neuromusculaires induites par les étirements statiques (Figure 28). Nous avons émis les hypothèses que les altérations des propriétés neuromusculaires observées après les étirements statiques seraient dépendantes de (i) la durée d'étirement, avec de plus grandes modifications pour des durées plus importantes, et du (ii) groupe musculaire, avec des modulations plus importantes pour les muscles présentant un plus haut niveau de raideur.

D'autre part, la littérature montre que ces changements peuvent également être dus à la modalité d'étirement utilisée (Behm et Chaouachi 2011; Opplert et Babault 2018). En effet, il est

aujourd'hui établi que les étirements statiques peuvent induire une altération de la performance subséquente, contrairement aux étirements dynamiques qui se révéleraient être moins néfastes, voire bénéfiques. Cette amélioration serait principalement liée à l'activité musculaire inhérente aux étirements dynamiques, qui permettrait une augmentation de la température musculaire et donc une amélioration de la performance musculaire et/ou fonctionnelle. (Fletcher 2010; Fletcher et Monte-Colombo 2010). Cependant, il n'existe que très peu d'informations quant aux effets de cette modalité sur les propriétés neuromusculaires.

Afin de faire des recommandations quant à l'utilisation de ce type d'étirement comme alternative aux étirements statiques pour préparer au mieux la performance subséquente, il apparaît essentiel de comprendre les mécanismes neuromusculaires liés aux étirements dynamiques, et de ce fait à l'activité musculaire qui en résulte. Les deux études suivantes avaient alors pour objectif de définir ces mécanismes sous-jacents, en évaluant les effets aigus des étirements dynamiques et statiques sur les propriétés mécaniques et structurelles (étude C), ainsi que neurophysiologiques (étude D) du système neuromusculaire (Figure 28). En raison de l'activité musculaire répétée des étirements dynamiques, nous avons fait l'hypothèse que les propriétés neuromusculaires ne seraient pas altérées comparativement aux étirements statiques, ni améliorées, en raison de l'étirement des structures musculo-tendineuses. Autrement dit, au cours des étirements dynamiques, les effets de l'activité musculaire compenseraient les effets de l'étirement.



Etude A

Effets de la durée d'étirements statiques
sur les propriétés mécaniques, structurelles et
neurophysiologiques des muscles fléchisseurs
plantaires



Etude B

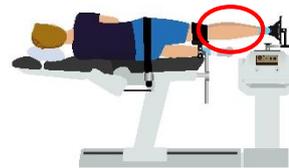
Effets du groupe musculaire
(fléchisseurs plantaires vs extenseurs genou)
sur les modulations des propriétés mécaniques et
structurelles induites par les étirements statiques

**Effets aigus des étirements sur
le système neuromusculaire :
influence de différents facteurs**



Etude C

Effets de la modalité d'étirement
(étirements statiques vs dynamiques)
sur les propriétés mécaniques et structurelles
des muscles fléchisseurs plantaires



Etude D

Effets de la modalité d'étirement
(étirements statiques vs dynamiques)
sur les propriétés neurophysiologiques
des muscles fléchisseurs plantaires

Figure 28. Figure récapitulative des quatre études réalisées au cours de cette thèse. Les modulations neuromusculaires induites par étirements statiques et dynamiques ont été évaluées pour les muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou.



MATERIELS ET METHODES

Cette partie présente l'essentiel des aspects méthodologiques des études A à D, dont la procédure expérimentale, les outils et techniques de mesure utilisés, les protocoles mis en place, ainsi que l'analyse des données.

Les études réalisées au cours de cette thèse ont nécessité l'évaluation de paramètres mécaniques, architecturaux et neurophysiologiques sur les articulations de la cheville et du genou, au repos et lors de contractions volontaires isométriques maximales et sous-maximales. Ces mesures ont été effectuées avant et après différentes conditions expérimentales, réalisées de manière randomisée et espacées d'au moins 24h. Pour l'ensemble des expérimentations, les changements neuromusculaires ont été évalués sur les muscles fléchisseurs plantaires : le muscle soléaire (SOL) et les muscles gastrocnémiens médial (GM) et latéral (GL) ; ainsi que sur le muscle droit fémoral (DF) du quadriceps pour l'étude B. Enfin, une session de familiarisation a été préalablement réalisée afin d'habituer les sujets aux différentes mesures et conditions expérimentales (Figure 29).

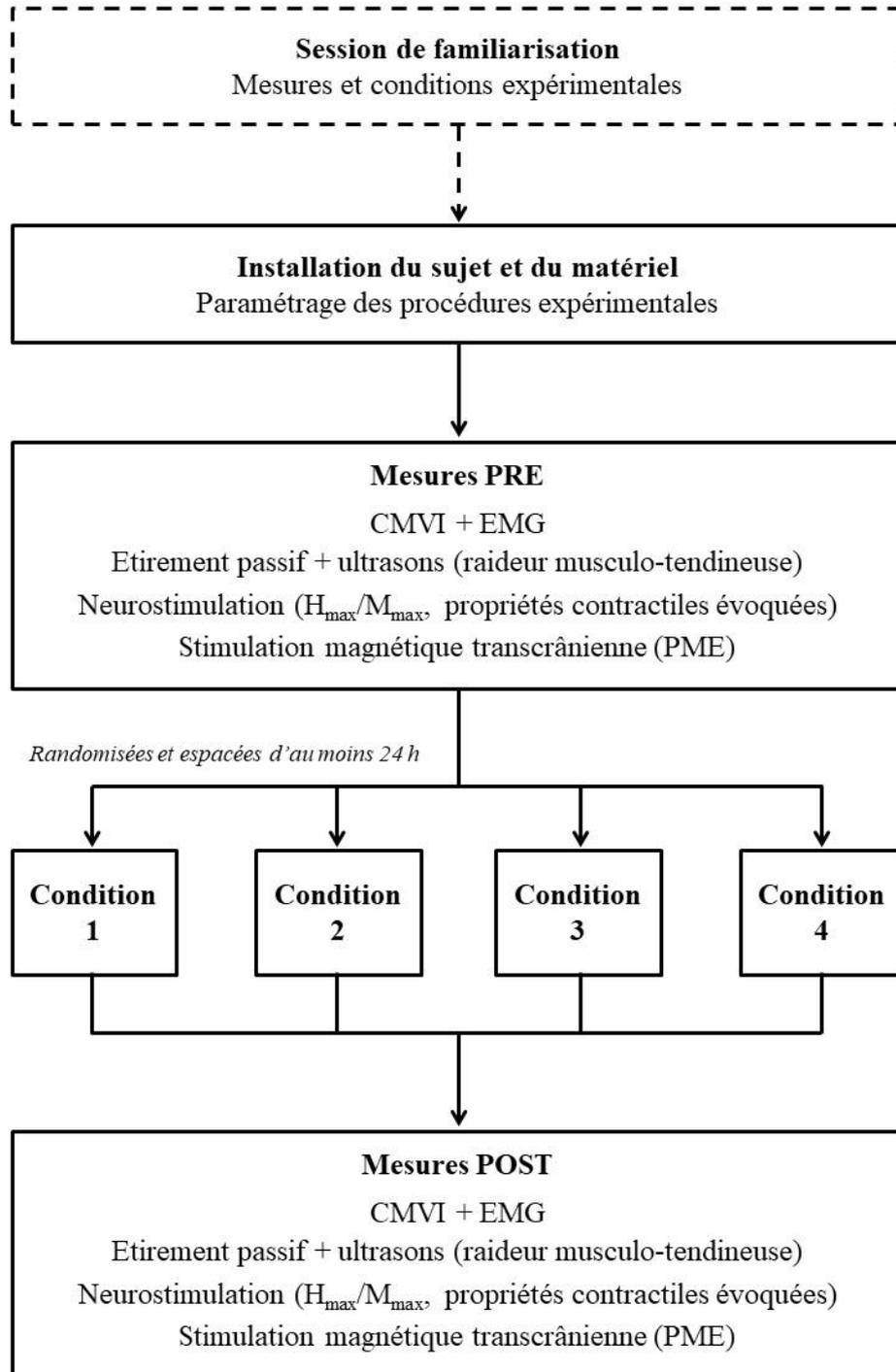


Figure 29. Procédure expérimentale commune aux 4 études. Le type de mesures et le nombre de conditions peuvent varier selon l'étude. CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; EMG, Electromyographie ; PME, Potentiel moteur évoqué.

IV. Matériels

Au cours de nos études, les effets de protocoles d'étirements statiques et dynamiques sur les propriétés neuromusculaires des muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou ont été évalués. Un dynamomètre isocinétique a été utilisé afin de quantifier le moment musculaire développé au cours des évaluations PRE et POST. Les paramètres architecturaux ont été mesurés à l'aide de l'échographie. Les paramètres neurophysiologiques ont été évalués à partir de l'EMG de surface, ainsi que des techniques de neurostimulation et de stimulation magnétique transcrânienne.

IV.1. Dynamomètre isocinétique

Le moment musculaire exercé au niveau d'une articulation a été mesuré à partir d'un dynamomètre isocinétique Biodex System 4 (Biodex corporation, Shirley, New York, USA). Le principe de l'isocinétisme renvoie à une action musculaire dynamique dont la vitesse est constante et contrôlée (Thistle et al. 1967). Au cours d'un mouvement à vitesse constante, le moment exercé par le dynamomètre doit être équivalent et opposé au moment musculaire développé, en prenant en compte le poids du segment mobile, de sorte que la somme de ces trois moments soit nulle. Le moment mesuré par le dynamomètre représente alors le moment musculaire exercé au niveau de l'articulation, c'est-à-dire le moment résultant des muscles agonistes et de la co-contraction des muscles antagonistes (Falconer et Winter 1985). Ce système est constitué d'un moteur, relié à un ordinateur, dont l'axe correspond à l'axe articulaire et sur lequel est fixé un bras de levier. Le moment musculaire développé a été mesuré instantanément, puis analysé par le logiciel TIDA (Heka Elektronik, Lambrecht, Allemagne) ou AcqKnowledge (AcqKnowledge 4.2, Biopac Systems Inc, Santa Barbara, CA).

IV.1.1. Articulation de la cheville

L'ensemble des mesures ont été réalisées sur la jambe droite. Afin d'investiguer les effets des étirements statiques sur muscles fléchisseurs plantaires, les sujets étaient installés en décubitus ventral sur le dynamomètre, les jambes en extension complète, avec une angulation de 180° entre le tronc et la cuisse et entre la cuisse et la jambe, et de 90° entre la jambe et le pied (position neutre) (Figure 30A). Lors des expérimentations impliquant des étirements dynamiques, et par conséquent des contractions volontaires contre faible résistance, les sujets étaient allongés sur le flanc gauche, afin d'éviter toute influence de la gravité et du poids du levier sur la cheville (Figure 30B). La jambe droite était en extension complète et la cheville en position neutre. Pour le confort des sujets, la jambe

droite était supportée au niveau du genou à l'aide d'un accessoire, et la jambe gauche était fléchie (angulation de la hanche et du genou d'environ 90°). Pour ces deux conditions, l'axe de rotation de la cheville était aligné avec l'axe de rotation du moteur. Les sujets étaient maintenus dans cette position à l'aide de sangles afin de limiter les mouvements de tronc, de hanche et de cuisse. Ainsi, seule l'articulation de la cheville était sollicitée pour que ne résulte que le moment musculaire des fléchisseurs plantaires. Egalement, afin de minimiser les déplacements de la cheville, le pied a été positionné et attaché dans une chaussure (adaptée au participant et fixée sur le levier du dynamomètre) à l'aide d'une sangle. Une attention particulière était portée sur le positionnement et la stabilisation des sujets étaient essentiels pour une bonne reproductibilité des mesures interindividuelle et intersessions.

A.



B.



Figure 30. Position neutre d'un sujet au cours (A) des études A et B et (B) des études C et D impliquant des étirements dynamiques pour les muscles fléchisseurs plantaires.

IV.1.2. Articulation du genou

Les effets des étirements statiques ont également été évalués sur les muscles du quadriceps. Les sujets étaient alors allongés sur le dos avec une angulation de hanche de 180° et de genou de 90° . L'axe de rotation du genou était aligné à l'axe de rotation du moteur. La jambe était maintenue au bras de levier à l'aide d'un protège-tibia, fixé par une sangle au bras de levier du dynamomètre, 2-3 cm au-dessus de la malléole externe de la jambe droite. En raison de l'épaisseur et de la souplesse du siège, l'étirement maximal du quadriceps est difficilement réalisable. Un coussin et une planche fine ont été installés entre le siège et les sujets, afin de palier à ce problème. Egalement, les sujets étaient maintenus à l'aide de sangles au niveau des hanches et du genou droit (Figure 31).



Figure 31. Position neutre d'un sujet au cours de l'étude B pour les muscles extenseurs du genou. Sur cette figure, la jambe gauche est tendue pour rendre la jambe droite visible.

IV.2. Echographie

Les paramètres architecturaux, tels que la longueur des fascicules ou encore le déplacement de la jonction musculo-tendineuse, ont été mesurés avant et après les conditions expérimentales à l'aide de l'échographie. L'échographie est une technique d'imagerie non invasive, utilisant des ultrasons. Les ultrasons sont des ondes acoustiques (mécaniques) qui se propagent dans la matière, caractérisées par leur fréquence, leur longueur d'onde (distance parcourue pour une période donnée) et leur vitesse de propagation, elle-même dépendante de l'élasticité et de la densité du milieu. L'échographie est une technique permettant d'acquérir des images des différents tissus du système musculo-tendineux, à partir de la réflexion des ondes ultrasons, i.e. l'écho. La sonde à ultrasons, composée de cristaux piézoélectriques, produit des ondes ultrasonores qui vont se propager dans les différents milieux, et dont une partie va être réfléchiée et recueillie par la même sonde. L'échographie

en mode B nuance le niveau de brillance d'un point sur l'image finale en fonction de l'intensité de l'écho : plus il est intense, plus la brillance est importante. L'image recueillie est alors composée de différents niveaux de gris. Cette intensité est diminuée lorsque l'onde traverse les différents tissus, dépendamment de l'impédance acoustique ; plus l'impédance des milieux est élevée, plus l'atténuation des ondes ultrasonores est importante. La fréquence ultrasonore peut également influencer l'intensité de l'écho ; plus la fréquence est élevée, plus l'atténuation de l'écho est importante, mais plus la définition de l'image est grande.

Lors de nos expérimentations, des images ont été recueillies en mode B à partir d'un échographe (AU5, Esaote Biomedica, Florence, Italie) et d'une sonde ultrasons (7,5 MHz). La sonde était orientée le long de l'axe longitudinal de l'unité musculo-tendineuse, dans le plan. La sonde était fixée perpendiculairement à la surface de la peau à l'aide d'un système de fixation, assurant une position de la sonde constante. Un fil échogène, servant de référence, a été placé entre la peau et la sonde, afin de contrôler la position de la sonde. Enfin, pour faciliter la propagation des ultrasons jusqu'aux différents tissus, un gel aqueux a été appliqué entre la peau et la sonde, assurant ainsi une bonne lisibilité de l'image.

Afin d'étudier les changements d'architecture musculaire, la sonde était placée à 50% de la longueur des muscles considérés, c'est-à-dire à égale distance des deux jonctions musculo-tendineuses, en position neutre. Une fois les deux aponévroses (superficielle et profonde), ainsi que les fascicules musculaires clairement identifiées, la sonde était alors fixée comme décrit précédemment. Afin d'investiguer le comportement du tendon, le déplacement de la jonction musculo-tendineuse était analysé. Pour cela, la sonde était positionnée au niveau au niveau de la jonction, définie comme étant la convergence des deux aponévroses superficielle et profonde (Blazevich et al. 2003). De la même manière que pour le muscle, la sonde était fixée une fois la jonction clairement définie.

IV.3. Paramètres neurophysiologiques et mécaniques associés

Les réponses neurophysiologiques ont été évalués à partir de l'EMG de surface, mais également des techniques de neurostimulation et de stimulation magnétique transcrânienne.

IV.3.1. Electromyographie de surface

L'électromyographie de surface est une technique permettant de mesurer, sous forme de signal électrophysiologique, l'activité électrique d'un ensemble d'unités motrices situées dans la zone de détection des électrodes. Ce signal est considéré comme représentatif de l'activité du muscle entier (Bouisset et Maton 1972). Lors de nos expérimentations, le signal EMG des trois chefs (SOL, GM et GL) du triceps sural (TS) a été enregistré afin d'évaluer leur contribution aux modulations neurophysiologiques. Aussi, l'activité du muscle antagoniste, le tibial antérieur (TA), a également été quantifiée, afin de contrôler le phénomène de co-contraction. Le signal a été mesuré au moyen d'une paire d'électrodes de chlorure d'argent (10 mm de diamètre), posées de façon longitudinale sur le ventre musculaire des muscles GM, GL et TA et environ 2-cm en-dessous de l'insertion des 2 gastrocnémiens sur le tendon d'Achilles pour le SOL, avec une distance inter-électrodes de 20mm. Une électrode de référence a été placée au niveau de la patella de la jambe gauche ou au niveau de la jonction supérieure des gastrocnémiens lorsque le sujet était positionné en décubitus ventral. Afin de limiter le bruit du signal EMG, la peau était préalablement rasée, poncée et dégraissée à l'alcool, afin de réduire la résistance ($<5k\Omega$). Les signaux EMG ont été amplifiés avec une bande passante de 10Hz à 5kHz, avec une fréquence d'échantillonnage de 5kHz (gain=500), puis enregistrés via le système d'acquisition Biopac (Modèle MP150, Biopac System, Santa Barbara, CA) et analysés via les logiciels TIDA ou AcqKnowledge.

IV.3.2. Technique de stimulation électrique percutanée

Afin d'évaluer l'excitabilité spinale et les propriétés contractiles musculaires, nous avons eu recours à la technique de stimulation électrique percutanée. Cette technique est une méthode non invasive, permettant d'obtenir des informations sur la transmission au niveau spinal et sur la fonction neuromusculaire (Desmedt et Hainaut 1968). Elle consiste à induire une impulsion électrique percutanée sur le trajet du nerf moteur, afin d'entraîner une dépolarisation des afférences Ia en direction de la moelle épinière. En fonction de l'intensité et de la durée de l'impulsion électrique, les axones des motoneurones α sont également dépolarisés, entraînant une réponse électrophysiologique et une réponse mécanique au niveau du muscle.

Deux réponses électrophysiologiques peuvent être observées, dépendamment de l'intensité de stimulation. A faible intensité, les afférences Ia sont activées (Figure 32, 1) préférentiellement en raison de leur gros diamètre, entraînant un potentiel d'action qui transite jusqu'à la moelle épinière puis jusqu'au muscle par l'intermédiaire du motoneurone α (Figure 32, 2). On enregistre alors une

réponse H (réflexe de Hoffmann) de longue latence (25-40 ms selon le muscle et la taille du sujet (Allum et Mauritz 1984). L'amplitude de ce réflexe est étudiée afin d'obtenir des informations sur la transmission entre les afférences Ia et les motoneurones α . En augmentant l'intensité de stimulation, l'axone moteur est activé, provoquant 2 potentiels d'action : l'un se dirigeant vers le muscle (Figure 32, 3), engendrant ainsi une réponse M de courte latence (4-10 ms), l'autre se propageant dans le sens antidromique vers la moelle épinière (Figure 32, 3'), rentrant ainsi en collision avec le potentiel d'action issu de l'excitation des afférences Ia. L'amplitude de cette réponse est un indice d'excitabilité musculaire qui renseigne sur l'activation des unités motrices et l'efficacité de la propagation/transmission neuromusculaire (Moritani et al. 1985; Fuglevand et al. 1993). Ces réponses électrophysiologiques sont accompagnées d'une réponse mécanique, appelée secousse musculaire (« twitch »), représentant la force résultante de toutes les unités motrices activées et permettant l'étude des propriétés contractiles musculaires.

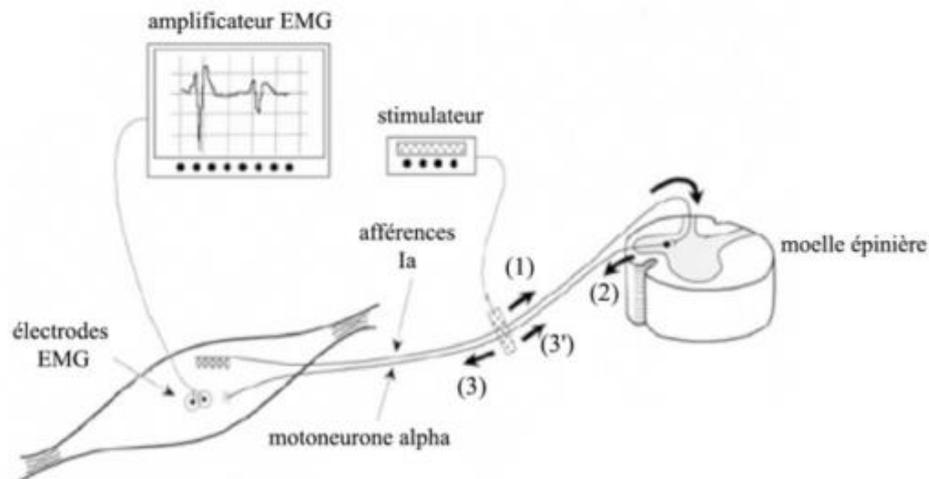


Figure 32. Méthodologie d'enregistrement du réflexe H (Aagaard et al. 2002a).

Lors de nos expérimentations, des impulsions rectangulaires d'une durée de 1 ms (Zehr 2002), ont été délivrées par un neurostimulateur Digitimer (Modèle DS7, Digitimer, Hertfordshire, Angleterre), au niveau du nerf tibial afin de stimuler les muscles fléchisseurs plantaires. Une électrode rectangulaire adhésive de 5×10 cm (Medicompex SA, Ecublens, Suisse), représentant l'anode, était appliquée au niveau du tendon rotulien. Le site de stimulation, situé au niveau du creux poplité et permettant d'obtenir la plus grande réponse électrophysiologique pour une intensité donnée, était déterminé grâce à un stylet. Une électrode de chlorure d'argent (10 mm de diamètre) était ensuite appliquée et maintenue à l'aide d'une bande adhésive.

IV.3.3. Technique de stimulation magnétique transcrânienne

La stimulation magnétique transcrânienne (SMTr) a été utilisée afin d'évaluer les modulations d'excitabilité corticospinale suite aux différentes conditions expérimentales. La SMTr est une technique non invasive et indolore, permettant de stimuler une zone précise de l'aire motrice primaire dans le but de générer, par un courant électrique descendant le long de la voie corticospinale, une réponse électrophysiologique au niveau du muscle, appelée potentiel moteur évoqué. L'amplitude de cette réponse reflète le niveau d'excitabilité corticospinale. Au cours des expérimentations, les impulsions étaient générées à partir d'une bobine à double cônes (70 mm de diamètre), connectée à un stimulateur magnétique (Magstim 2002, Magstim, Whitland, Dyfed, Angleterre).

V. Protocoles

V.1. Contraction maximale volontaire isométrique

Au cours des différentes expérimentations, des mesures de moment maximal volontaire isométrique (MMVI) des muscles fléchisseurs plantaires et des muscles extenseurs du genou ont été réalisées avant et après chaque condition, au cours de contractions maximales volontaires isométriques (CMVI). Les contractions étaient réalisées en position neutre, sur une période de 3 à 5 s.

V.2. Étirement passif

Avant et après chaque condition expérimentale, des mesures de raideur musculo-tendineuse ont été réalisées lors d'un étirement passif, réalisé à une vitesse lente (de 2 à 5°/s selon les études), afin d'éviter l'intervention du réflexe myotatique (Blazevich et al. 2014) et de s'assurer que le moment soit développé en condition passive. L'articulation était alors mobilisée par le dynamomètre isocinétique jusqu'à l'étirement maximal du système musculo-tendineux, sans maintenir cette position (détaillé dans les parties « Matériels et méthodes » des contributions expérimentales). Au cours de l'étirement, il était demandé aux sujets de se relâcher afin de n'offrir aucune résistance au mouvement.

V.3. Protocole de stimulation électrique percutanée

Lors de nos expérimentations, les stimulations étaient délivrées automatiquement par les logiciels Tida ou AcqKnowledge. Avant d'effectuer les mesures PRE et POST, une courbe de recrutement (détaillé dans les parties « Matériels et méthodes » des contributions expérimentales) était réalisée afin de définir les intensités de stimulation permettant d'obtenir les réponses maximales du réflexe H (H_{\max}) et de l'onde M (M_{\max}) au niveau du soléaire. Ensuite, les protocoles de stimulation ont été réalisés en appliquant des stimulations aux intensités de H_{\max} et M_{\max} , préalablement déterminées, avant (mesures PRE) et après (mesures POST) chaque condition expérimentale. Enfin, le signal EMG du tibial antérieur était également enregistré afin de contrôler que le nerf péronier ne soit pas stimulé, et qu'aucun phénomène de co-contraction ou d'inhibition réciproque ne soit impliqué (Schieppati 1987).

Les propriétés contractiles musculaires ont été évaluées à partir de la secousse mécanique associée à l'onde M_{\max} . L'amplitude de cette secousse pouvant être influencée par la fatigue ou la potentialisation, des stimulations électriques doubles (deux stimuli espacés de 10 ms ; fréquence : 100 Hz ; intensité : $1,2 \times M_{\max}$) ou triples (trois stimuli espacés de 10 ms ; fréquence : 100 Hz ; intensité : M_{\max}) ont été délivrés, afin de s'assurer que l'ensemble des unités motrices soient recrutées.

V.4. Protocole de stimulation magnétique transcrânienne

Lors de nos expérimentations, les stimulations magnétiques étaient délivrées manuellement. Avant d'effectuer les mesures PRE et POST, le site de stimulation permettant d'évoquer le plus grand PME au niveau du triceps sural a été déterminé, en se référant aux représentations somatotopiques du cortex moteur (Figure 33). Pour cela, les stimulations ont été générées à une intensité donnée (entre 50 et 65% de l'intensité maximal du stimulateur), au cours de faibles contractions correspondant à 30% du moment maximal volontaire isométrique afin de faciliter l'apparition des potentiels évoqués, difficile au repos (Sacco et al. 1997). Une fois le site de stimulation déterminé, une marque a été positionnée avec un morceau de ruban adhésif, afin d'assurer une position de la bobine constante tout au long de l'expérimentation. L'intensité de stimulation était ensuite déterminée à partir du seuil moteur actif, c'est-à-dire l'intensité la plus faible permettant de détecter un PME et sa période silence (au moins 3 réponses identifiables sur 4). Au cours du protocole de SMTr réalisé avant et après chaque condition, 6 stimulations ont été délivrées à une intensité de 130% du seuil moteur actif (Sacco et al. 1997), avec un intervalle de 5 s entre chaque stimulation.

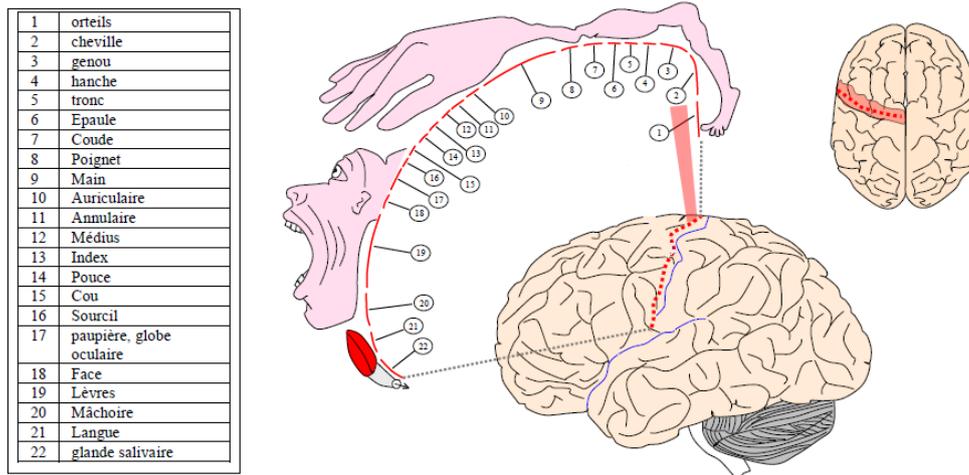


Figure 33. Représentation somatotopique du cortex moteur. La représentation corticale du triceps sural est représentée en rouge (Penfield et Jasper 1954).

V.5. Protocoles d'étirement

Dans toutes nos études, l'amplitude articulaire maximale a été préalablement déterminée manuellement. Au cours de l'étude C et avant chaque condition expérimentale (dans un souci de reproductibilité intersessions), il était ensuite demandé aux sujets d'effectuer 5 étirements dynamiques (voir la procédure ci-dessous) afin de mesurer l'activité EMG de l'ensemble des muscles fléchisseurs plantaires et de la reproduire lors de la condition AMSI (voir la procédure ci-dessous). Au cours de nos expérimentations, quatre conditions expérimentales ont été réalisées : étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED), activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et condition contrôle (CON). Afin de permettre une comparaison intersessions, les conditions expérimentales étaient de durées similaires (excepté pour l'étude A).

❖ Les étirements statiques ont été réalisés en mobilisant l'articulation à travers l'amplitude articulaire maximale à une vitesse de 2 à 5°/s selon les études. La position d'étirement maximal était ensuite maintenue 30 s, avant que l'articulation ne revienne dans la position initiale à une vitesse plus importante de 5 à 60°/s. Cette procédure a été réalisée plusieurs fois en fonction des études. Les sujets avaient pour consigne de se relâcher tout au long de la procédure, afin de n'offrir aucune résistance au dynamomètre.

❖ Les étirements dynamiques ont été réalisés sur les muscles fléchisseurs plantaires, au cours des études C et D. Il était demandé aux sujets de mouvoir la cheville contre une résistance inférieure

à 0,5 N, le plus rapidement possible, de la flexion plantaire maximale (FP_{max}) à la flexion dorsale maximale (FD_{max}), et inversement, à un rythme permettant un cycle flexion plantaire – flexion dorsale par seconde. Une série d'étirements dynamiques était composée de 20 cycles, effectués à travers l'amplitude articulaire maximale. Une période de récupération de 20 s en position neutre était imposée entre chaque série.

❖ Lors de l'étude C, les sujets devaient effectuer une série de contractions sous-maximales isométriques en position neutre (i.e. activité sous-maximale isométrique, AMSI), dans le but d'éviter tout étirement du système musculo-tendineux. Cette condition expérimentale consistait à reproduire l'activité EMG des fléchisseurs plantaires, préalablement déterminée au cours de 5 étirements dynamiques (voir partie « Matériels et méthodes » de l'étude C), dans des conditions isométriques. Pour cela, il était demandé aux sujets de réaliser 20 contractions isométriques volontaires des fléchisseurs plantaires à une intensité cible¹⁰, toutes les secondes pendant 20 s, suivies d'une récupération de 20 s.

❖ Enfin, les études C et D présentaient une condition contrôle, pendant laquelle les sujets restaient relâchés en position neutre, pour une durée équivalente à la durée des autres conditions expérimentales.

VI. Analyse des données

VI.1. Analyse de la raideur musculo-tendineuse

Au cours de l'étirement passif (mesures PRE et POST), les acquisitions des paramètres mécaniques issus du dynamomètre isocinétique (moment passif et position angulaire) et de l'échographie étaient synchronisées à l'aide d'un trigger. Les paramètres architecturaux ont ensuite été étudiés à partir des images enregistrées, puis exportées vers un logiciel de mesure (Image J, NIH, USA). Lorsqu'un fascicule s'étendait au-delà de l'image enregistrée, la longueur de la partie manquante était estimée en extrapolant linéairement le fascicule ainsi que les aponévroses (Blazevich 2006) (Figure 34). La longueur des fascicules (L_f) était alors calculée avec la formule (1), à partir de

¹⁰ L'intensité cible était préalablement déterminée. Les sujets avaient pour cela, un retour visuel direct de l'activité EMG des fléchisseurs plantaires (EMG SOL + EMG GM + EMG GL).

l'épaisseur musculaire (EM), de l'angle de pennation (α) et de l'angle entre l'aponévrose superficielle et profonde (β). L'épaisseur musculaire était la moyenne de EM1 et EM2.

$$(1) L_f = \sin(\beta + 90^\circ) \times EM / \sin(180^\circ - (\beta + 180^\circ - \alpha))$$

L'angle de pennation des fascicules a également été mesuré entre les fascicules et l'aponévrose profonde. Un marqueur échogène était installé comme référence afin de contrôler la position de la sonde, mais également pour quantifier le déplacement de la jonction musculo-tendineuse, déterminé par la distance entre la jonction et le marqueur (Morse 2008). A partir de la variation de moment passif (ΔMP), de la variation de longueur des fascicules (ΔL_f) et du déplacement de la jonction musculo-tendineuse ($\Delta JMT_{\text{dépl}}$) ont été calculé les indices de raideur des fascicules ($\Delta MP / \Delta L_f$) et de la JMT ($\Delta MP / \Delta JMT_{\text{dépl}}$).

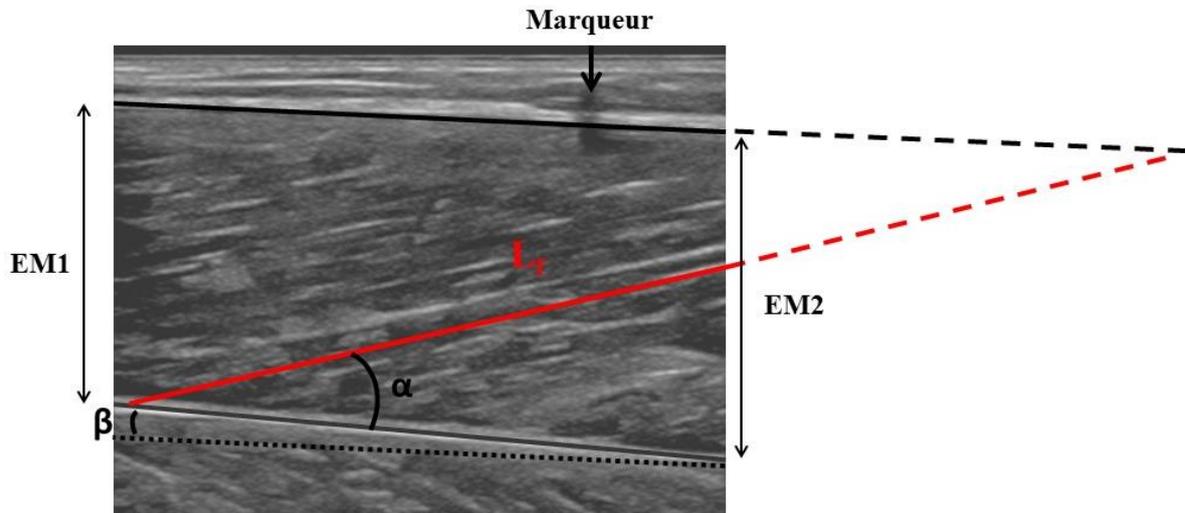


Figure 34. Extrapolation de la longueur d'un fascicule musculaire du gastrocnémien médial. La longueur du fascicule (L_f) a été calculée à partir de la formule : $L_f = \sin(\beta + 90^\circ) \times EM / \sin(180^\circ - (\beta + 180^\circ - \alpha))$. EM, Epaisseur musculaire ; α , angle de pennation ; β , angle entre l'aponévrose superficielle et profonde.

VI.2. Analyse de l'activité EMG

Le signal EMG représente l'état de la commande nerveuse et peut être considéré comme un indicateur du recrutement spatial et temporel des unités motrices (Moritani et Muro 1987). Les signaux EMG ont été quantifiés à l'aide d'un paramètre relatif à l'évolution temporelle du signal. On obtient alors la valeur efficace du signal : la Root Mean Square (RMS) (2), calculée sur un intervalle

de temps (T). Cette valeur permet de s'affranchir du phénomène d'annulation du signal, dû au recouvrement des phases positives et négatives des potentiels d'action (Farina et al. 2004).

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

Les valeurs RMS ont été enregistrées lors des différentes conditions expérimentales afin de contrôler (i) le relâchement musculaire lors des étirements statiques et de la condition contrôle, (ii) l'activité du muscle antagoniste, et (iii) l'activité lors de la condition AMSI. Les valeurs RMS ont également été enregistrées avant et après chaque condition expérimentale, au cours des CMVI, ainsi que lors des contractions sous-maximales isométriques réalisées au cours du protocole de stimulation. Ces valeurs ont ensuite été normalisées par l'amplitude de l'onde M_{\max} afin de s'affranchir d'éventuels phénomènes périphériques (modulations d'excitabilité musculaire, de l'impédance de la peau, variabilité interindividuelle, etc.).

VI.3. Analyse des réponses neurophysiologiques et mécaniques évoquées

Les réponses H_{\max} et M_{\max} ont été évoquées par stimulation électrique percutanée. L'amplitude maximale pic à pic de ces réponses a été mesurée au cours de chaque stimulation (Figure 35). Les valeurs de l'ensemble des acquisitions ont été moyennées avant et après chaque condition expérimentale. L'amplitude moyenne des réponses H_{\max} a été normalisée par l'amplitude moyenne des réponses M_{\max} ¹¹, afin de s'affranchir d'éventuelles modifications d'excitabilité musculaire. Le ratio H_{\max}/M_{\max} est un indice d'excitabilité spinale, autrement dit, de la proportion des unités motrices activées par les afférences Ia.

¹¹ M_{\max} représente l'activation maximale des unités motrices et est un indice d'excitabilité musculaire et de l'efficacité de la propagation/transmission neuromusculaire. Une diminution de l'amplitude et de la durée de M_{\max} traduit respectivement une altération de la transmission (Fuglevand et al. 1993) et de la vitesse de conduction neuromusculaire (Moritani et al. 1985).

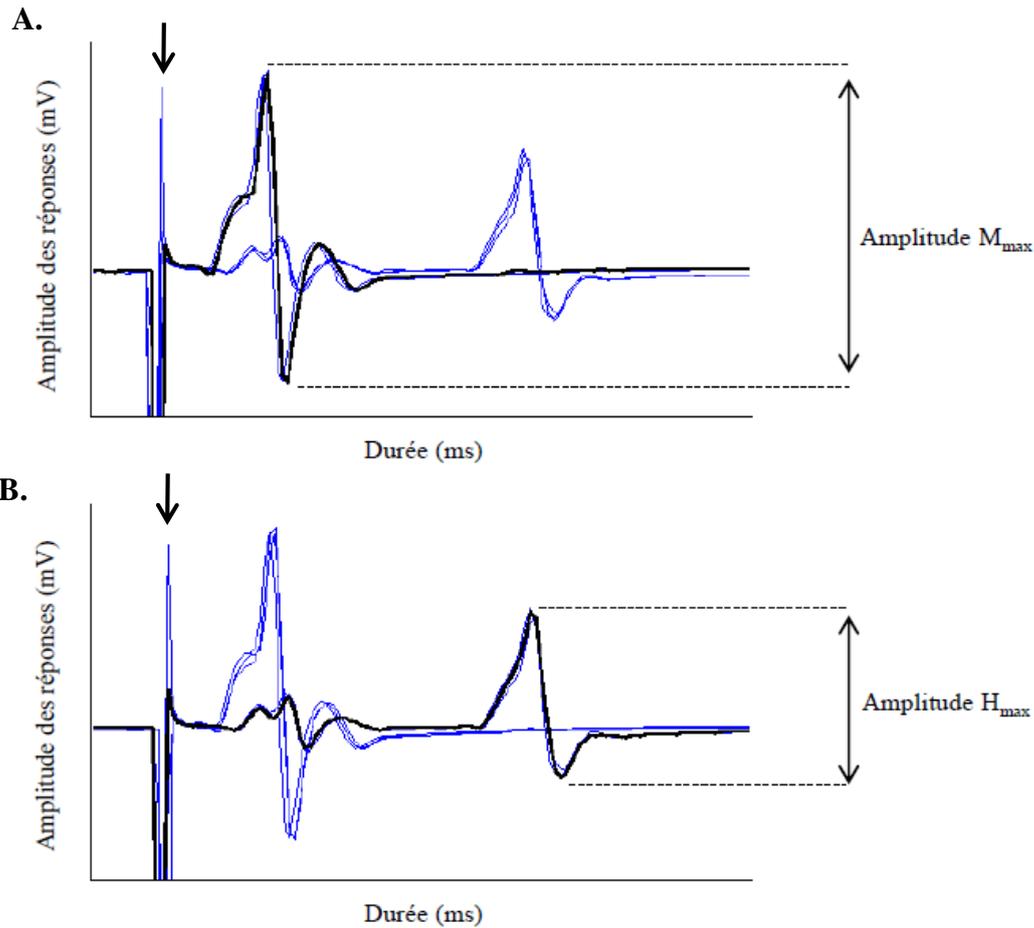


Figure 35. Mesure de l'amplitude pic à pic des réponses (A) H_{max} et (B) M_{max} , obtenues par stimulation électrique percutanée au repos. Trois tracés sont superposés. La flèche représente l'artefact de stimulation.

Les secousses, doublets ou triplets, induits par stimulation électrique percutanée, ont également été analysés. Différents paramètres ont été mesurés : le pic de force évoqué (PFE), la vitesse de développement de force (VDF) et le délai électromécanique (DEM) défini comme le temps entre l'artefact de stimulation et le début de la réponse mécanique.

L'amplitude pic à pic des PME a été mesurée (Figure 36) et moyennée avant et après chaque condition expérimentale. Les valeurs moyennes ont également été normalisées par l'amplitude moyenne des réponses M_{max} , induite par neurostimulation (Duclay et al. 2014). Le ratio PME/ M_{max} est un indice de l'excitabilité corticospinale. Aussi, le PME est immédiatement suivi par une interruption transitoire de la commande descendante (et donc de l'activité EMG), appelée période de silence corticale (PSc) (Duclay et al. 2014). Elle correspond à la durée entre l'artefact de stimulation et la reprise de l'activité EMG et serait représentatif des inhibitions au niveau cortical (Abbruzzese et Trompetto 2002).

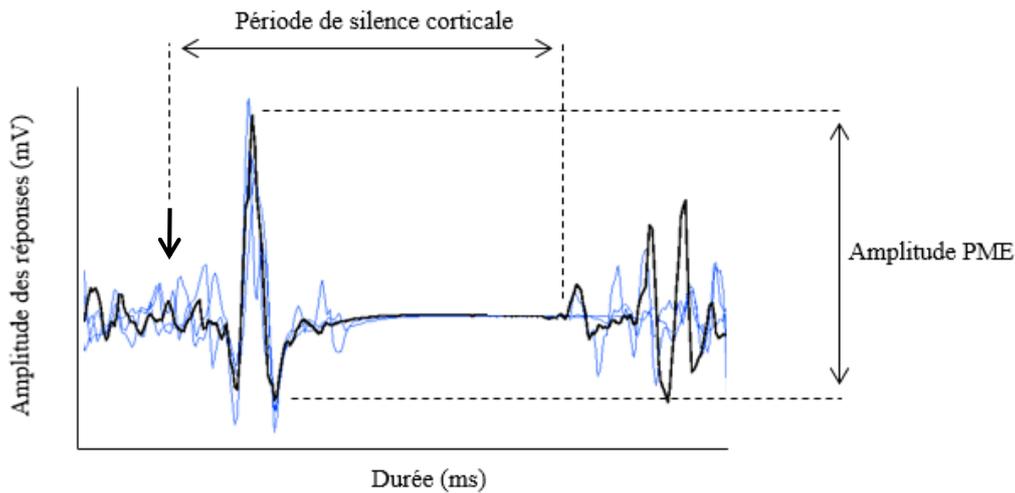


Figure 36. Mesure de l'amplitude pic à pic d'un potentiel moteur évoqué (PME), obtenu par stimulation magnétique transcrânienne au cours d'une contraction sous-maximale isométrique, et de la durée de la période de silence corticale. Six tracés sont superposés. La flèche représente l'artefact de stimulation.

VI.4. Analyse statistique

Le traitement statistique des résultats de l'ensemble des expérimentations a été réalisé à partir du logiciel Statistica (version 7.1, StatSoft, Tulsa, Oklahoma, USA). Dans un premier temps, la normalité des distributions a été testée pour l'ensemble des variables par le test de Shapiro-Wilks. Des analyses de variances à mesures répétées (ANOVA) ont été réalisées, ainsi que des tests post-hoc en cas d'interaction ou d'effet significatifs. L'eta-carré partiel (η^2) a été calculée à partir des résultats de l'ANOVA, avec des valeurs de 0,01, 0,06 et supérieures à 0,14, représentant respectivement de faibles, moyennes et larges différences statistiques (Cohen J 1988). La taille de l'effet de Cohen (d de Cohen) a été calculé à partir des résultats du test post-hoc, avec des valeurs inférieures à 0,4, entre 0,41 et 0,7 et supérieures à 0,7, représentant respectivement une faible, moyenne et importante amplitude des changements, (Cohen J 1988). Le niveau de significativité était fixé à 5%. Les valeurs exactes de P ont été spécifiées, sauf pour des valeurs $<0,001$. La puissance statistique pour l'ensemble des variables était également indiquée. Enfin, les valeurs étaient présentées sous forme de moyenne \pm écart type, et moyenne \pm erreur standard dans le texte, les tableaux et les figures de l'étude D pour plus de visibilité.



CONTRIBUTIONS EXPERIMENTALES



Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale :

le cas particulier de la durée d'étirements
statiques et du groupe musculaire

Depuis de nombreuses années, les étirements statiques font partie intégrante de l'échauffement avant une performance sportive. Pourtant, nous avons vu qu'ils pouvaient induire une altération de cette performance (Behm et Chaouachi 2011; Kay et Blazevich 2012). Néanmoins, ces deux revues de littérature ont mis en évidence un certain nombre de résultats non équivoques. Notamment, Kay et Blazevich (Kay et Blazevich 2012) rapportent que 55% des études analysées (n=106) ont mesuré une diminution de performance (force, puissance et vitesse) consécutivement à un protocole d'étirements statiques, et que 69% d'entre elles n'ont pas révélé d'altération significative. Il est alors souligné la dépendance de ces effets à différents facteurs, tels que le mode de contraction (Cramer et al. 2006) ou la vitesse angulaire (Nelson et al. 2001b) des mouvements réalisés lors des mesures de performance musculaire ou fonctionnelle, l'intensité (Freitas et al. 2015b) ou la durée (Kay et Blazevich 2008) d'étirement, la population (Babault et al. 2015) ou encore le groupe musculaire étudié (Hirata et al. 2016).

Parmi ces facteurs, la littérature tend à montrer que les diminutions de performance subséquente aux étirements statiques seraient dépendantes des conditions de mesures mises en place, telles que le mode de contraction (Cramer et al. 2006), la vitesse angulaire du mouvement (Nelson et al. 2001b), ou encore la longueur du muscle au moment des mesures (Nelson et al. 2001a). En effet, la diminution de force pourrait varier de 4,5 à 28% selon le mode de contraction (Rubini et al. 2007). Il semblerait que les étirements statiques n'auraient pas ou peu d'effets néfastes sur les contractions excentriques (Cramer et al. 2006) et pliométriques (Kallerud et Gleeson 2013). En effet, Cramer et al. (Cramer et al. 2006) n'ont reporté aucune modification de la force maximale excentrique développée à 60 et 180°/s après un protocole d'étirements statiques. Également, les étirements statiques rendraient le muscle plus compliant et capable d'emmagasiner davantage l'énergie élastique, ce qui expliquerait pourquoi les performances pliométriques ne sont pas ou peu altérées (Behm et Chaouachi 2011; Kallerud et Gleeson 2013). À l'inverse, une diminution de raideur, induite par un protocole d'étirements statiques, impacterait davantage les performances concentriques ou isométriques, et notamment la transmission de force et la vitesse de cette transmission (Behm et Chaouachi 2011), ainsi que le délai électromécanique (Esposito et al. 2011b).

D'autre part, Nelson et al., (Nelson et al. 2001b) ont reporté une altération de la force maximale volontaire développée à des vitesses angulaires faibles (60 et 90°/s) comparativement à des vitesses élevées (150, 210 et 270°/s). Il est suggéré qu'une diminution de raideur du système musculo-tendineux affecterait davantage sa capacité à produire de la force à des vitesses faibles (Nelson et al. 2001b). Également, des études (Nelson et al. 2001a; Herda et al. 2008; Behm et al. 2016) ont montré que les diminutions de force consécutives aux étirements statiques se manifestaient davantage pour

de faibles longueurs musculaires (-10,2% (Behm et al. 2016)), relativement à des longueurs plus importantes (+2,2% (Behm et al. 2016)). Ce constat s'expliquerait principalement par un décalage de la relation force-longueur ou moment-angle, reflétant un meilleur recouvrement des ponts d'actine-myosine et donc un niveau de force plus important pour de grandes longueurs musculaires (McHugh et Cosgrave 2010; Behm et al. 2016).

Au-delà des conditions de mesures, la variabilité des résultats de la littérature pourrait être due aux caractéristiques de l'étirement. Parmi ces facteurs, les effets de l'intensité de l'étirement, qui est définie par rapport à la position d'inconfort maximale (100%) subjective de l'individu, sont très peu étudiés. Il semblerait qu'un étirement statique réalisé à intensité maximale, c'est à dire jusqu'à l'amplitude articulaire maximale, induirait des diminutions de force maximale et explosive plus importantes (Young et al. 2006; Behm et Chaouachi 2011; Freitas et al. 2015b; Kataura et al. 2017). Une intensité d'étirement importante pourrait se révéler néfaste, en raison d'une tension appliquée au système musculo-tendineux trop élevée, et se traduisant par une plus grande diminution de raideur musculo-tendineuse. De meilleurs gains d'amplitude articulaire ont également été mesurés pour des intensités maximales comparativement à des intensités sous maximales (90% (Young et al. 2006), 80% (Kataura et al. 2017), 75 et 50% (Freitas et al. 2015b)). Des auteurs ont en partie expliqué cette augmentation d'amplitude articulaire maximale par des diminutions d'excitabilité spinale et corticospinale. Ces diminutions seraient dépendantes de l'amplitude de l'étirement, avec des mécanismes d'inhibition plus importants pour des amplitudes plus grandes (Guissard et al. 2001; Coxon et al. 2005). Bien que ce paramètre soit peu étudié, la majorité des études utilisent des protocoles d'étirements statiques à intensité maximale.

Par ailleurs, la littérature évalue principalement les effets d'étirements statiques effectués de manière isolée (Behm et Chaouachi 2011). Des recherches se sont néanmoins intéressées aux effets de ce type d'étirement, réalisé au sein d'une routine d'échauffement constituée d'activités musculaires dynamiques, sur la performance musculaire et fonctionnelle (Chaouachi et al. 2010; Blazeovich et al. 2018; Reid et al. 2018). Finalement, ces études ont montré que réaliser des contractions ou des activités musculaires dynamiques pouvait minimiser les effets néfastes des étirements statiques sur la performance de sprint, d'agilité, de changement de direction, de saut ou encore de force (Chaouachi et al. 2010; Blazeovich et al. 2018; Reid et al. 2018). Il peut être suggéré qu'une modification de température des différents tissus du système musculo-tendineux pourrait affecter la réponse du muscle à l'étirement (Strickler et al. 1990). Néanmoins, Reid et al., (Reid et al. 2018) ont démontré que 120 s d'étirements statiques, même inclus dans une routine d'échauffement, pouvaient suffire à altérer la performance subséquente comparativement à des durées inférieures (30

et 60 s). Ceci suggère que la durée d'étirement statique peut également influencer les réponses du système à l'étirement. Il est d'ailleurs démontré que plus la durée d'étirement statique est longue, plus la diminution de force est importante, avec un pourcentage de diminution plus important pour des durées d'étirements supérieures à 90-s ($-5,8 \pm 6,4\%$) par rapport à des durées inférieures ($-3,3 \pm 4,1\%$) (Behm et Chaouachi 2011). Toutefois, l'influence de ce paramètre sur les propriétés neuromusculaires n'est pas clairement définie, voire même inexplorée en ce qui concerne les propriétés neurophysiologiques telles que l'excitabilité de la voie corticospinale.

Outre les caractéristiques de l'étirement, la variabilité des résultats au sein de la littérature pourrait être expliquée par la population ou le muscle considéré. En effet, différents facteurs (tels que le sexe, l'âge, le niveau de souplesse, le groupe musculaire, le niveau ou le type d'entraînement) peuvent affecter les effets induits par les étirements statiques (Behm et Chaouachi 2011). Par exemple, certains auteurs supposent que des athlètes entraînés seraient moins susceptibles de voir leur performance altérée par ce type d'étirement, comparativement à des athlètes non entraînés (Unick et al. 2005; Egan et al. 2006; Chaouachi et al. 2010). Aussi, des auteurs n'ont reporté aucun changement des performances de saut et une amélioration de l'équilibre après un protocole d'étirements statiques chez des adultes d'âge moyen, alors que des diminutions ont été observées chez des sujets plus jeunes (Handrakis et al. 2010). Encore, il a été montré une corrélation entre le niveau de souplesse initial des individus et les changements de production de force consécutifs à des étirements statiques (Babault et al. 2015), avec de plus faibles changements chez les individus les plus souples (Figure 37). Ceci suggère que les effets des étirements statiques sur la performance subséquente dépendent de la raideur initiale du système musculo-tendineux et que les tissus raides seraient davantage affectés.

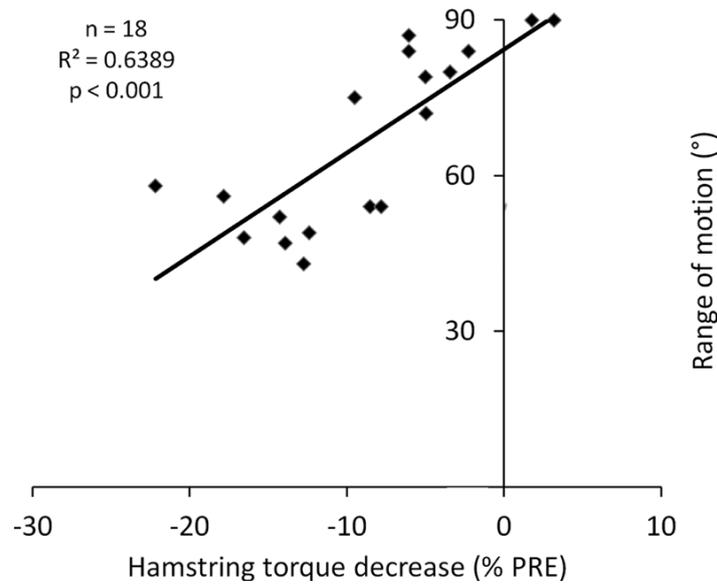


Figure 37. Relation entre la souplesse des ischio-jambiers relative des individus et les variations de force suite à un protocole d'étirements statiques (Babault et al. 2015).

Par ailleurs, il apparaît que les caractéristiques structurelles d'un muscle ou groupe musculaire peuvent influencer sa capacité de production de force et ses propriétés viscoélastiques (Lieber et Fridén 2000). En effet, la longueur des fascicules, l'épaisseur musculaire, la surface de section transversale physiologique (PCSA) ou encore la proportion muscle-tendon conditionneraient notamment le niveau de raideur du muscle (Lieber et Fridén 2000). Par conséquent, on peut s'attendre à observer des modifications de raideur musculo-tendineuse suite aux étirements statiques en fonction du groupe musculaire et de sa raideur relative. Par exemple, Hirata et al. (Hirata et al. 2016) ont récemment mesuré une réduction de raideur plus importante pour le GM, comparativement aux autres muscles du triceps sural, qui serait principalement attribuée à une raideur musculaire relative plus importante. Cependant, à notre connaissance, il n'existe pas d'étude évaluant l'influence du groupe musculaire sur les réponses neuromusculaires à l'étirement.

Finalement, peu de recherches se sont intéressées aux effets de la durée d'étirement et du groupe musculaire sur les mécanismes neuromusculaires sous-jacents d'un protocole d'étirements statiques. D'un point de vue pratique, il semble important d'identifier d'une part, la durée d'étirement à partir de laquelle il peut être observé une altération des propriétés neuromusculaires, et d'autre part, les propriétés intrinsèques musculaires préférentiellement affectées. L'objectif principal de cette partie était alors d'évaluer les effets de la durée d'étirement (étude A) et du groupe musculaire (étude B) sur les modulations neuromusculaires induites par les étirements statiques.

Etude A

La durée d'étirements statiques influence-t-elle les modulations neuromusculaires ?

Opplert, J., Genty, J-B., Babault, N. (2016). Do stretch durations affect muscle mechanical and neurophysiological properties? *International Journal of Sports Medicine*, 37(09), 673–9.

Introduction

Comme présenté précédemment, la durée d'étirement apparaît comme un paramètre pouvant influencer les changements de performance musculaire et fonctionnelle induits par des étirements statiques, et donc potentiellement, expliquer cette grande variabilité au sein de la littérature. Cependant, son impact sur les propriétés neuromusculaires, proposées comme mécanismes sous-jacents, reste peu étudié et ne fait pas l'objet d'un réel consensus. Par exemple, Matsuo et al. (Matsuo et al. 2013) ont mis en évidence une diminution de raideur musculo-tendineuse après des durées d'étirements statiques de 180 et 300 s, comparativement à des durées moins importantes (20 et 60 s). Aussi, cet indice de raideur était significativement inférieur après 300 s d'étirements statiques comparativement à 20 s. Par ailleurs, Ryan et al. (Ryan et al. 2008a) ont montré une altération de la raideur du système musculo-tendineux, mais significativement similaire suite à 2, 4 et 8 min d'étirements statiques.

D'autre part, il n'existe à notre connaissance aucune recherche qui s'est intéressée à l'influence de la durée d'étirement sur les modulations des propriétés neurophysiologiques. Si des études ont montré la faible ou non persistance des changements d'excitabilité spinale suite à des durées courtes et modérées d'étirements statiques (Budini et al. 2017; Guissard et al. 2001), on peut se demander si des durées plus importantes pourraient induire des inhibitions post-étirements plus importantes. Suite à 10 min d'étirements statiques, Weir et al. (Weir et al. 2005) ont mesuré une diminution de l'amplitude de la réponse H_{\max} de 12,1%, plus de 3 min après la fin du protocole d'étirement. Egalement, Avela et al. (Avela and Kyro 1999) ont reporté une réduction (43,8%) de l'excitabilité spinale (ratio H_{\max}/M_{\max}) suite à 1 h de flexions dorsales passives. Il semble alors pertinent d'évaluer les effets de la durée d'étirements statiques sur les propriétés neurophysiologiques, afin de déterminer la durée suffisante pour observer une diminution d'excitabilité spinale, qui reflèterait notamment une moindre efficacité de la transmission synaptique au niveau spinal (Zehr 2002).

L'objectif de l'étude A était alors de vérifier si la durée d'étirements statiques influence (i) la raideur des fascicules musculaires, (ii) les propriétés contractiles, ainsi que (iii) l'excitabilité spinale des muscles fléchisseurs plantaires. Nous avons émis l'hypothèse d'une dépendance des différentes variables évaluées à la durée d'étirement, avec une altération de la raideur des fascicules et des propriétés contractiles dès de courtes durées, ainsi qu'une réduction de l'excitabilité spinale pour des durées importantes d'étirement seulement.

Matériels et méthodes

Procédure expérimentale

10 sujets sains ($24,0 \pm 1,5$ ans, $177,5 \pm 5,5$ cm et $72,0 \pm 5,5$ kg) ont participé à cette étude afin de déterminer l'influence de 5 durées d'étirements statiques (1×30 s, 2×30 s, 3×30 s, 4×30 s et 10×30 s) sur la raideur des fascicules du gastrocnémien médial (GM), les propriétés contractiles évoquées des muscles fléchisseurs plantaires (pic de force évoqué (PFE), vitesse de développement de force (VDF) et délai électromécanique (DEM)) et l'excitabilité spinale du soléaire (SOL). Les cinq durées d'étirements statiques ont été testées lors de cinq sessions randomisées et espacées d'au moins 48h.

La procédure expérimentale est présentée par la figure (Figure 38). Les sujets étaient en décubitus ventral sur le dynamomètre isocinétique (voir partie IV. Matériels et méthodes). Aucun échauffement musculaire n'a été effectué au cours de cette étude. L'amplitude articulaire maximale a tout d'abord été évaluée passivement, de la flexion plantaire maximale (FP_{max}) à la flexion dorsale maximale (FD_{max}). Après une période de récupération de 10 min, la sonde ultrasons a ensuite été positionnée et fixée au niveau du GM. Enfin, une courbe de recrutement a été réalisée à partir de la technique de stimulation électrique percutanée, afin de déterminer les intensités permettant d'obtenir les réponses H_{max} et M_{max} . Pour cela, des stimulations ont été appliquées au niveau du nerf tibial, au repos, et par incrément de 2 mA jusqu'à l'obtention de H_{max} , puis de 5 mA jusqu'à M_{max} . Deux stimulations ont été délivrées à chaque intensité avec un intervalle de 10 s entre chaque stimulation.

Protocole d'évaluation

Le protocole d'évaluation, d'une durée totale d'environ 2 min, a été réalisé avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après chaque condition expérimentale. La raideur des fascicules du GM a été mesurée à partir d'une flexion dorsale passive effectuée à une vitesse de $2^\circ/s$, à travers l'amplitude articulaire maximale. Une fois la cheville en position neutre, trois stimulations à l'intensité de H_{max} et trois autres à l'intensité de M_{max} ont été induites alternativement, suivi d'un triplet à l'intensité de M_{max} , afin d'évaluer respectivement l'excitabilité spinale et les propriétés contractiles musculaires. Les sept stimulations ont été appliquées au repos et en position neutre, avec un intervalle de 10 s entre chaque stimulation.

Conditions expérimentales

Les différentes conditions expérimentales consistaient à réaliser 1 à 10 × 30 s d'étirements statiques, en mobilisant l'articulation à travers l'amplitude articulaire maximale à une vitesse de 2°/s. La position d'étirement maximal (FD_{max}) était ensuite maintenue 30 s, avant que l'articulation ne revienne dans la position initiale à une vitesse de 5°/s. Les sujets avaient pour consigne de se relâcher tout au long de la procédure, afin de n'offrir aucune résistance au dynamomètre.

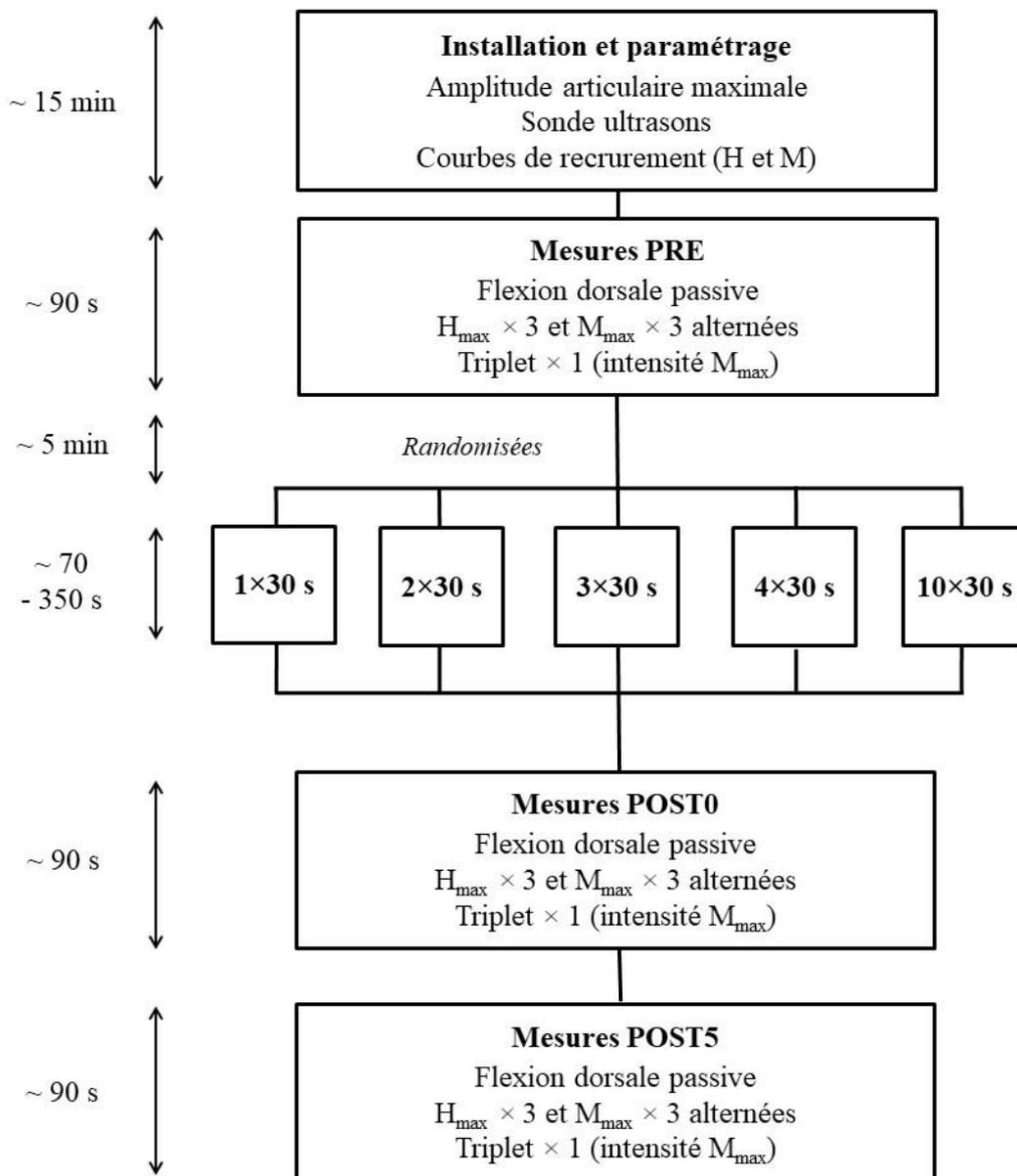


Figure 38. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude A.

Analyse des données

L'indice de raideur des fascicules a été calculé à partir de la variation de moment passif et de longueur de deux fascicules entre les positions de FP_{max} et de FD_{max} . Egalement, l'excitabilité spinale a été étudiée par le ratio H_{max}/M_{max} , quantifié à partir de la moyenne des amplitudes pic à pic des réponses H_{max} et M_{max} . Enfin, l'analyse du triplet a permis d'obtenir le PFE, la VDF et le DEM.

Analyse statistique

Une ANOVA à deux facteurs [durée d'étirement ($1\times$ vs $2\times$ vs $3\times$ vs $4\times$ vs 10×30 s) \times temps (PRE vs POST0 vs POST5)] avec mesures répétées a été réalisée sur l'ensemble des variables. En cas d'interaction ou d'effet significatif, un test post-hoc Newman-Keuls (SNK) a été réalisé. La taille des effets a été calculée avant et après le test post-hoc, à partir de l'eta-carré partiel et du d de Cohen, respectivement. Le niveau de significativité pour l'ensemble des tests a été fixé à 5%. Les valeurs exactes de P ont été spécifiées, sauf pour des valeurs $< 0,001$. La puissance statistique était de 1,00 pour la raideur et le moment passif, 0,99 pour le PFE, 0,95 pour la VDF et 0,99 pour le DEM. Enfin, les valeurs étaient présentées sous forme de moyenne \pm écart type.

Résultats

Pour l'ensemble des variables étudiées, dont l'indice de raideur des fascicules (Figure 39), les analyses statistiques n'ont révélé aucune interaction (durée d'étirement \times temps). Cependant, un effet temps a été reporté pour l'indice de raideur des fascicules ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,87$). Les analyses post-hoc ont indiqué une diminution des valeurs à POST0 ($16,2 \pm 4,4$ Nm.cm⁻¹ ; $P < 0,001$, $d = 0,68$) et POST5 ($16,6 \pm 4,6$ Nm.cm⁻¹ ; $P < 0,001$, $d = 0,58$) comparativement à PRE ($19,5 \pm 5,1$ Nm.cm⁻¹) (Figure 40). Aucune différence significative n'a été reportée entre POST0 et POST5.

De manière similaire, l'ANOVA a révélé un effet temps pour la variation de moment passif ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,87$), avec une diminution des valeurs à POST0 ($47,4 \pm 14,7$ Nm.cm⁻¹ ; $P < 0,001$, $d = 0,53$) et POST5 ($48,5 \pm 14,8$ Nm.cm⁻¹ ; $P < 0,001$, $d = 0,46$) comparativement à PRE ($55,8 \pm 16,7$ Nm.cm⁻¹) (Tableau 2), sans différence significative entre POST0 et POST5. Finalement, aucun effet n'a été reporté pour la variation de longueur des fascicules ($P = 0,99$) et l'angle de pennation ($P = 0,11$).

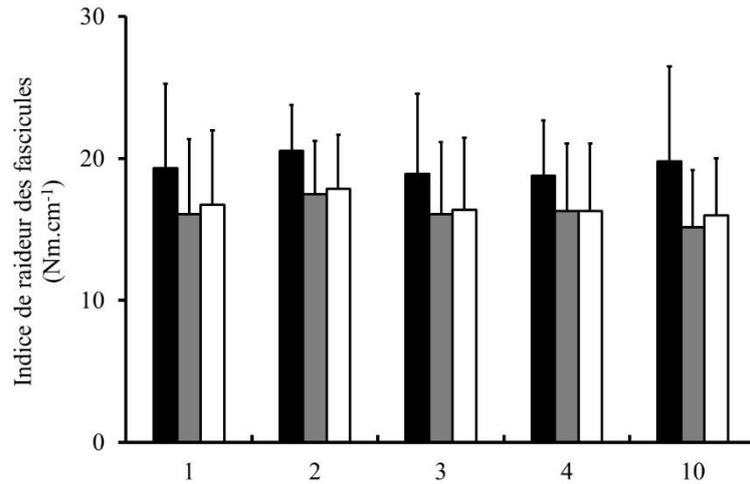


Figure 39. Indice de raideur des fascicules du gastrocnémien médial avant (noir, PRE), immédiatement (gris, POST0) et 5 min (blanc, POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne \pm écart type).

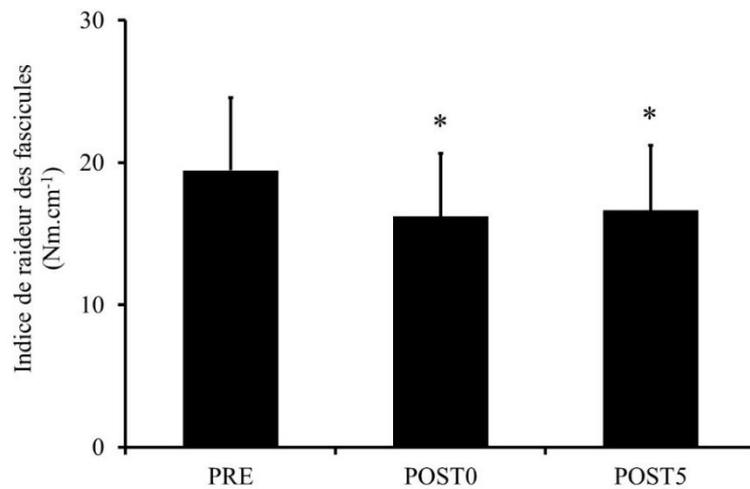


Figure 40. Indice de raideur des fascicules du gastrocnémien médial avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après étirements statiques. Les valeurs des cinq conditions ont été moyennées (moyenne \pm écart type) afin de mettre en évidence l'effet temps. * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$).

		Variations du moment passif (Nm)	Variations de longueur des fascicules (mm)	Variations de l'angle de pennation (°)
1 × 30 s	PRE	53.0 ± 17.2	27.8 ± 5.5	12.5 ± 3.3
	POST 0	45.2 ± 16.4*	28.5 ± 4.5	12.4 ± 3.3
	POST 5	47.3 ± 15.9*	28.5 ± 4.9	11.7 ± 2.4
2 × 30 s	PRE	58.6 ± 14.1	28.6 ± 5.4	11.9 ± 2.8
	POST 0	49.8 ± 12.4*	28.8 ± 5.2	11.7 ± 2.9
	POST 5	51.8 ± 14.3*	29.0 ± 4.5	12.6 ± 2.3
3 × 30 s	PRE	54.8 ± 16.4	29.8 ± 7.6	12.7 ± 2.7
	POST 0	48.7 ± 16.7*	30.5 ± 6.4	12.2 ± 2.5
	POST 5	48.7 ± 15.7*	30.2 ± 6.6	11.9 ± 2.6
4 × 30 s	PRE	57.4 ± 18.8	30.3 ± 7.3	12.1 ± 2.7
	POST 0	49.4 ± 15.7*	30.4 ± 7.2	11.7 ± 2.4
	POST 5	49.7 ± 17.5*	30.5 ± 6.2	11.7 ± 2.3
10 × 30 s	PRE	55.3 ± 17.0	28.5 ± 6.0	12.1 ± 3.1
	POST 0	43.6 ± 12.2*	29.2 ± 6.0	11.4 ± 3.1
	POST 5	45.0 ± 10.6*	28.8 ± 6.0	11.5 ± 2.8

Tableau 2. Variations du moment passif, de longueur des fascicules et de l'angle de pennation mesurés avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne ± écart type). * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).

L'ANOVA à deux facteurs a révélé un effet temps pour les variables PFE (P<0,001, $\eta^2=0,73$), VDF (P=0,002, $\eta^2=0,50$) et DEM (P<0,001, $\eta^2=0,68$). Les analyses post-hoc ont montré une diminution significative du PFE à POST0 (36,9 ± 8,0 Nm ; P<0,001, $d=0,25$) et POST5 (36,7 ± 7,9 Nm ; P<0,001, $d=0,28$) comparativement à PRE (39,0 ± 8,5 Nm) (Figure 41A). Egalement, une réduction de la VDF a été reportée à POST0 (879,4 ± 233,9 Nm.s⁻¹ ; P=0,006, $d=0,11$) et POST5 (871,1 ± 227,4 Nm.s⁻¹ ; P=0,002, $d=0,15$) par rapport à PRE (904,4 ± 224,7 Nm.s⁻¹) (Figure 41B). Enfin, le DEM a été significativement augmenté à POST0 (15,9 ± 2,8 s ; P<0,001, $d=0,39$) et POST5 (15,7 ± 2,9 s ; P<0,001, $d=0,29$) relativement aux valeurs PRE (14,9 ± 2,5 s) (Figure 41C). Pour ces trois variables, aucune différence n'a été reportée entre les valeurs à POST0 et POST5.

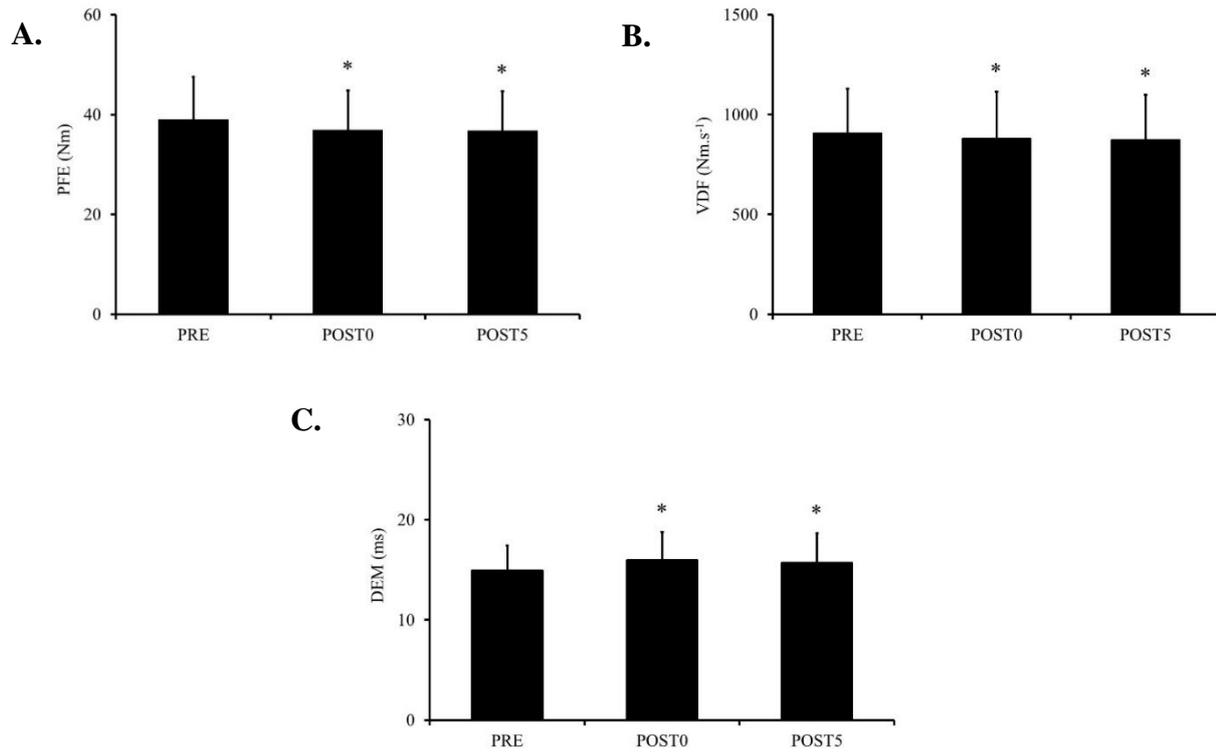


Figure 41. (A) Pic de force évoqué (PFE), (B) vitesse de développement de force (VDF) et (C) délai électromécanique (DEM) avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après étirements statiques. Les valeurs des cinq conditions ont été moyennées (moyenne \pm écart type) afin de mettre en évidence l'effet temps. * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$).

Enfin, aucune modification significative n'a été reportée pour les amplitudes des réponses H_{\max} ($P=0,99$) et M_{\max} ($P=0,60$), ou pour le ratio H_{\max}/M_{\max} ($P=0,97$) (Tableau 3).

		H_{\max} (mV)	M_{\max} (mV)	H_{\max}/M_{\max}
1 × 30 s	PRE	2,9 ± 2,5	5,4 ± 3,4	0,51 ± 0,22
	POST 0	2,9 ± 2,6	5,6 ± 3,3	0,49 ± 0,20
	POST 5	2,8 ± 2,8	5,5 ± 3,4	0,46 ± 0,24
2 × 30 s	PRE	2,8 ± 3,3	5,4 ± 4,3	0,53 ± 0,22
	POST 0	2,9 ± 3,4	5,6 ± 4,4	0,51 ± 0,23
	POST 5	2,9 ± 3,7	5,6 ± 4,5	0,55 ± 0,22
3 × 30 s	PRE	3,6 ± 2,0	6,0 ± 3,6	0,68 ± 0,35
	POST 0	3,6 ± 2,1	6,1 ± 3,6	0,66 ± 0,36
	POST 5	3,6 ± 2,1	6,1 ± 3,6	0,62 ± 0,31
4 × 30 s	PRE	2,3 ± 1,7	5,0 ± 1,5	0,44 ± 0,20
	POST 0	2,4 ± 1,9	5,1 ± 1,7	0,43 ± 0,23
	POST 5	2,4 ± 2,0	5,2 ± 1,7	0,45 ± 0,25
10 × 30 s	PRE	2,5 ± 1,5	4,5 ± 2,3	0,56 ± 0,16
	POST 0	2,5 ± 1,8	4,5 ± 2,2	0,54 ± 0,18
	POST 5	2,5 ± 1,4	4,6 ± 2,4	0,53 ± 0,15

Tableau 3. Amplitudes des réponses H_{\max} et M_{\max} et ratio H_{\max}/M_{\max} enregistrés avant (PRE), immédiatement (POST0) et 5 min (POST5) après chaque condition expérimentale (moyenne ± écart type).

Discussion

Le but de l'étude était d'évaluer l'influence de la durée d'étirements statiques sur les propriétés mécaniques, architecturales et neurophysiologiques des muscles fléchisseurs plantaires. Nos résultats ont montré une altération de la raideur des fascicules musculaires et des propriétés contractiles, quelle que soit la durée d'étirement, ainsi qu'une absence de modification de l'excitabilité spinale.

Durée d'étirements statiques

Ces modulations de raideur et de propriétés contractiles ont pu être observées dès 30 s d'étirements statiques. Ces diminutions concordent avec les résultats de précédentes études ayant utilisé de courtes durées d'étirement (Ryan et al. 2008b; Winchester et al. 2009; Ryan et al. 2009; Sekir et al. 2010; Herda et al. 2014). Nos résultats ont également montré des altérations similaires avec la répétition d'étirements, suggérant que la durée d'étirements statiques (jusqu'à 10×30 s) n'influence pas les altérations de raideur des fascicules et de propriétés contractiles. En d'autres termes, 1 × 30 s d'étirements statiques a induit des modulations significativement similaires à 10 × 30 s. Nos résultats concordent avec ceux de Ryan et al. (Ryan et al. 2008b), démontrant une réduction de l'indice de raideur similaire entre trois durées différentes (2, 4 et 8 min) d'étirements statiques. A contrario, Herda et al. (Herda et al. 2014) ont mesuré une diminution de raideur dépendante de la durée d'étirements statiques. Ces différences observées pourraient être liées à des protocoles expérimentaux différents. Par exemple, Herda et al. (Herda et al. 2014) ont utilisé un protocole d'étirements statiques à moment constant, tandis que notre protocole d'étirements a été réalisé à angle constant. Il a déjà été démontré que ces deux types de procédures pouvaient avoir des effets différents sur les propriétés viscoélastiques du système musculo-tendineux (Yeh et al. 2005; Herda et al. 2014). Les modulations observées par Herda et al. (Herda et al. 2014) pourraient s'expliquer en partie par la déformation constante de la longueur du système musculo-tendineux. A l'inverse, le phénomène de relâchement musculaire intervenant au cours d'un étirement à angle constant, pourrait expliquer que la répétition d'étirement n'ait pas influencé davantage ces modifications.

Nos résultats ont également montré une altération des propriétés contractiles évoquées dès 30 s d'étirements statiques, et similaire pour les durées plus importantes. Malgré un protocole d'étirements statiques à angle constant, Ryan et al. (Ryan et al. 2008b) ont montré une absence de modification des propriétés contractiles après 2 min d'étirements et un changement de ces propriétés après 4 et 8 min. Cependant, il était demandé aux sujets d'effectuer deux contractions maximales volontaires isométriques de 5 s avant les différentes conditions expérimentales. Or, il a déjà été montré qu'effectuer des contractions isométriques au sein d'une routine d'échauffement pouvait atténuer les effets néfastes d'une durée modérée d'étirements statiques (<3 min) (Kay et Blazevich 2009b). Ceci permettrait également de comprendre les différences observées avec les résultats de Matsuo et al. (Matsuo et al. 2013) qui n'ont révélé aucune modification de raideur suite à des durées courtes d'étirements (20 et 60 s), mais une diminution significative suite à des durées plus importantes (180 et 300 s).

Afin d'obtenir des informations sur la cinétique de ces modulations, les mesures ont également été réalisées 5 min après la fin du protocole d'étirements statiques. Les analyses statistiques ont révélé un effet temps, présentant une altération de l'indice de raideur des fascicules et des propriétés contractiles évoquées immédiatement et 5 min après étirements. Les modulations enregistrées à POST0 n'étaient pas significativement différentes à POST5. Ces résultats ne semblent pas incohérents avec la littérature qui montre un retour aux valeurs initiales de 10 à 20 min après étirements, en fonction du type et de la durée du protocole (Ryan et al. 2008a; Mizuno et al. 2013a). Mizuno et al. (Mizuno et al. 2013a) ont montré un rétablissement des valeurs de raideur musculo-tendineuse 15 min après 5×1 min d'étirements statiques à angle constant, et Ryan et al. (Ryan et al. 2008a), 10 et 20 min après 2 et 4 min d'étirement statiques à moment constant, respectivement. D'un point de vue pratique, ces résultats montrent que 30 s d'étirements statiques peuvent suffire à altérer les propriétés mécaniques du système musculo-tendineux, pendant au moins 5 min.

Propriétés mécaniques

Tout comme notre étude, de nombreuses recherches ont également reporté une altération de la raideur musculo-tendineuse (Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011; Matsuo et al. 2013; Herda et al. 2014; Cè et al. 2015). Nos résultats suggèrent que ces changements soient d'origine mécanique plutôt qu'architecturale, en raison de l'absence de modifications de la variation de longueur des fascicules et de l'angle de pennation. On ne peut cependant pas exclure de potentielles modulations au niveau du tendon, des aponévroses ou encore du tissu conjonctif, dont la contribution à la force passive n'est sûrement pas négligeable, notamment pour des amplitudes articulaires maximales (Gajdosik 2001; Kubo et al. 2001b, 2002; Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011). En effet, Kubo et al. (Kubo et al. 2001b, 2002) ont reporté une altération des propriétés viscoélastiques du tendon suite à ce type d'étirement. Aussi, Nakamura et al. (Nakamura et al. 2011) ou encore Morse et al. (Morse et al. 2008) ont suggéré que la diminution de raideur musculo-tendineuse serait liée à une modification de raideur des aponévroses et/ou du tissu conjonctif plutôt qu'aux fascicules musculaires. Cependant, nos mesures ne permettent pas de confirmer la participation de ces éléments dans la diminution de raideur.

De plus, ce résultat s'accompagne d'une diminution de la variation de moment passif, tout comme l'ont montré de précédentes recherches (Morse et al. 2008; Mizuno et al. 2013a; Matsuo et al. 2013; Herda et al. 2014). Différentes structures qui contribuent au développement de la force passive pourraient être affectées par l'étirement. Une grande partie de cette résistance passive serait attribuée aux protéines non-contractiles du sarcomère, et notamment la titine (Granzier et Pollack

1985; Horowitz et al. 1986). Etant très sollicitée lors de l'étirement passif (Granzier et Pollack 1985), la dégradation de cette protéine serait un mécanisme plus que probable de la diminution de force passive observée ici (Horowitz et al. 1986). Pour ces auteurs, cette altération pourrait induire une diminution du nombre de ponts d'actine-myosine formés, réduisant ainsi la raideur des sarcomères et des fascicules musculaires.

Ces modulations de raideur et de force passive sont cohérentes avec l'altération des propriétés contractiles. D'après la littérature, les modifications de raideur du système musculo-tendineux influenceraient les capacités de production de force évoquée (Fowles et al. 2000; Behm et Power 2001). Par exemple, Fowles et al. (Fowles et al. 2000) ont mis en évidence la relation entre les diminutions de la raideur musculaire et de la force maximale évoquée. Aussi, il a été montré qu'une altération de la raideur tendineuse pouvait induire une diminution de la vitesse de développement de la force évoquée (Wilkie 1949). Encore une fois, au regard des résultats présents, on ne peut exclure la possibilité que la raideur tendineuse soit également affectée.

Propriétés neurophysiologiques

Si les modulations des propriétés mécaniques ont été étudiées de nombreuses fois suite à des protocoles d'étirements statiques, il existe peu d'informations concernant les propriétés neurophysiologiques. Les résultats de cette étude n'ont montré aucune modification de ratio H_{max}/M_{max} , quelle que soit la durée d'étirement. La littérature a montré à de nombreuses reprises une diminution de l'amplitude du réflexe H au cours de l'allongement (Nielsen et al. 1993, 1995; Hultborn et al. 1996; Wood et al. 1996; Voigt et Sinkjaer 1998), qui tend à revenir aux valeurs initiales dans un délai de 2 à 15 s (Budini et Tilp 2016). Il est alors suggéré que lorsqu'un allongement est suivi par un raccourcissement, toute modulation d'excitabilité spinale serait atténuée voire annulée (Budini et Tilp 2016). Lorsqu'on considère des étirements statiques, les inhibitions tendent à disparaître une fois la position étirée maintenue (Budini et al. 2018a). Ceci expliquerait les résultats de la littérature (Guissard et al. 1988, 2001; Vujnovich et Dawson 1994; Yapicioglu et al. 2013), c'est à dire l'absence de modification après étirement. A notre connaissance, une seule étude (Budini et al. 2017) a néanmoins reporté une augmentation du ratio H_{max}/M_{max} , traduisant une facilitation de la voie spinale. Cependant, cette modulation a disparu 40 à 50 s une fois l'étirement terminé. Ceci suggère qu'au cours de notre étude, la durée entre la fin du protocole d'étirement et le début des mesures était trop importante pour observer de potentielles modulations d'excitabilité. Ces résultats sous-entendent également la non persistance des modifications d'excitabilité spinale, même après des durées relativement importantes d'étirement (10×30 s).

Conclusion

Alors que l'excitabilité spinale n'a pas été modifiée par l'étirement, 30 s d'étirements statiques ont suffi à altérer la raideur des fascicules et les propriétés intrinsèques musculaires. Cependant, la répétition d'étirement n'a pas influencé davantage ces modifications. Il est possible que la réponse du système musculo-tendineux à la durée d'étirement soit en partie conditionnée par des facteurs tels que le type d'étirements statiques (angle ou moment constant), la réalisation d'une activité musculaire concomitante, ou encore les propriétés mécaniques intrinsèques. En effet, malgré un protocole d'étirements statiques similaire à notre étude mais réalisé sur les muscles ischio-jambiers, Herda et al. (Herda et al. 2014) n'ont reporté aucune modification de la raideur musculo-tendineuse. Il n'existe pourtant que très peu d'informations quant à l'influence du groupe musculaire sur les modulations neuromusculaires induites par les étirements statiques.

Etude B

Le groupe musculaire influence-t-il les modulations neuromusculaires induites par les étirements statiques ?

Bouvier, T., **Opplert, J.**, Cometti C., Babault, N. (2017). Acute effects of static stretching on muscle–tendon mechanics of quadriceps and plantar flexor muscles. *European Journal of Applied Physiology*, 117(7), 1309-15.

Introduction

Nous avons suggéré lors de l'étude précédente que la durée d'étirement n'influçait pas les modulations neuromusculaires suite à un protocole aigu d'étirements statiques. Cependant, la variabilité des résultats observée dans la littérature (Herda et al. 2014; Opplert et al. 2016), ainsi que certaines études (Babault et al. 2015; Hirata et al. 2016) suggèrent une influence du groupe musculaire, et plus précisément de la raideur intrinsèque du système musculo-tendineux. Chaque muscle est unique en terme d'organisation structurelle (proportion muscle-tendon, longueur des fascicules, épaisseur musculaire, surface de section transversale physiologique (PCSA), etc.), ce qui pourrait avoir une influence d'un point de vue fonctionnel (Lieber et Fridén 2000). Par exemple, les ischio-jambiers (longueur de fascicules importante et PCSA moyenne) sont conditionnés pour produire un niveau de raideur relativement faible comparativement aux muscles fléchisseurs plantaires (faible longueur de fascicules et PCSA importante) présentant un niveau de raideur important (Lieber et Fridén 2000).

S'il apparaît que les caractéristiques structurelles d'un groupe musculaire peuvent influencer sa capacité de production de force et ses propriétés viscoélastiques, il existe peu d'informations quant aux effets aigus des étirements statiques sur les propriétés mécaniques et architecturales en fonction du groupe musculaire. D'après la littérature, il peut être suggéré que les diminutions de raideur suite aux étirements soient plus importantes pour un système présentant une raideur importante (Babault et al. 2015; Hirata et al. 2016).

D'autre part et en accord avec une partie de la littérature, la diminution de raideur observée lors de l'étude A était associée à une réduction du moment passif (Morse et al. 2008; Mizuno et al. 2013a; Opplert et al. 2016). Cependant, d'autres recherches ont attribué cette modulation à des modifications structurelles du système musculo-tendineux, telles que des altérations de la longueur des fascicules et des aponévroses (Mizuno et al. 2013a), de la jonction musculo-tendineuse (Cè et al. 2015) et du tendon (Kubo et al. 2001b). On peut suggérer que les effets de l'étirement statique sur les propriétés mécaniques et structurelles soient dépendants du groupe musculaire, et notamment de la proportion entre la longueur du muscle et celle du tendon, ou plus précisément du complexe formé par l'aponévrose, le tendon et la jonction tendon-os (Figure 42) (Lieber et al. 1992). Cette proportion peut être quantifiée par le ratio longueur tendon/muscle, qui reflète la compliance de l'unité musculo-tendineuse et le degré de raccourcissement des fascicules/sarcomères (Zajac 1989; Lieber et al. 1992). Par exemple, les individus avec des ratios longueur tendon/muscle plus importants ont présenté une plus grande altération de la longueur de fascicules suite à un étirement passif (Csapo et al. 2010).

Aussi, un ratio élevé correspond à des tendons longs et compliants. On peut donc s'attendre à observer différents comportements entre le muscle et le tendon à la suite d'étirements. Cependant, à notre connaissance, il n'existe à ce jour aucune recherche sur l'influence du ratio longueur tendon/muscle sur les effets aigus d'un protocole d'étirements statiques.

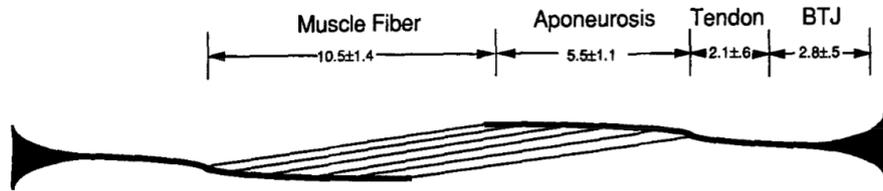


Figure 42. Représentation schématique du système musculo-tendineux du semi-tendineux de la grenouille (Lieber et al. 1992).

L'objectif principal de cette étude était alors d'examiner l'influence du groupe musculaire sur les éventuelles modulations de (i) raideur des fascicules musculaires, de (ii) raideur de la jonction musculo-tendineuse, ainsi que de (iii) force maximale volontaire isométrique. Deux muscles (gastrocnémien médial et droit fémoral) avec des proportions tendon/muscle différentes (de 6,4 à 7,8 pour le GM et de 1,1 à 4,5 pour le DF (Arnold et al. 2010)) ont été considérés. Nous avons émis les hypothèses (i) d'une altération plus importante de la raideur des fascicules des muscles fléchisseurs plantaires, en raison d'un ratio longueur tendon/muscle plus important, et (ii) d'une plus grande diminution de la raideur de la jonction musculo-tendineuse des muscles extenseurs du genou, en raison d'un ratio plus faible.

Matériels et méthodes

Procédure expérimentale

11 sujets sportifs ($21,0 \pm 2,0$ ans, $178,4 \pm 3,9$ cm, $73,1 \pm 5,6$ kg et $5,5 \pm 2,5$ h de sport (football, rugby ou handball) par semaine) ont participé à cette expérimentation. Les effets aigus de 5×30 s d'étirements statiques sur le moment maximal volontaire isométrique (MMVI) des muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou, ainsi que sur la raideur des fascicules et de la jonction musculo-tendineuse (JMT) des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) ont été évalués. Quatre sessions randomisées ont été réalisées et espacées d'au moins 24 h, dont deux

consacrées aux muscles fléchisseurs plantaires et deux autres aux muscles extenseurs du genou. Pour chaque groupe musculaire, une session était dédiée à l'évaluation des fascicules musculaires et une autre à la jonction musculo-tendineuse.

La figure 43 résume la procédure expérimentale. Les sujets étaient en décubitus ventral et dorsal sur le dynamomètre isocinétique afin d'évaluer respectivement les muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou (voir partie IV. Matériels et méthodes). Après un échauffement court et progressif, constitué de 10 contractions sous-maximales isométriques en position neutre, l'amplitude articulaire maximale a été déterminée passivement, de la flexion plantaire maximale (FP_{max}) à la flexion dorsale maximale (FD_{max}) pour les fléchisseurs plantaires ou de l'extension maximale à la flexion maximale du genou pour les muscles extenseurs du genou. Suite à 10 min de récupération, la sonde ultrason était installée et fixée au niveau du ventre musculaire ou de la jonction musculo-tendineuse distale, du GM ou du RF.

Protocole d'évaluation

Le protocole d'évaluation, d'une durée totale d'environ 70 s, était réalisé 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) chaque condition expérimentale, afin d'évaluer des indices de raideur passive des fascicules ou de la jonction musculo-tendineuse, ainsi que le MMVI. Les mesures comprenaient un étirement passif effectué à travers l'amplitude articulaire maximale et à une vitesse de $2^\circ/s$, suivi de deux contractions maximales volontaires isométriques (CMVI) en position neutre.

Conditions expérimentales

Au cours du protocole d'étirements statiques, la position d'étirement maximale (flexion dorsale ou flexion de genou maximale) était maintenue 30 s avant que l'articulation ne revienne dans la position initiale à une vitesse de $5^\circ/s$. Cette procédure a été répétée cinq fois. Les sujets avaient pour consigne de se relâcher tout au long de la procédure, afin de n'offrir aucune résistance au dynamomètre.

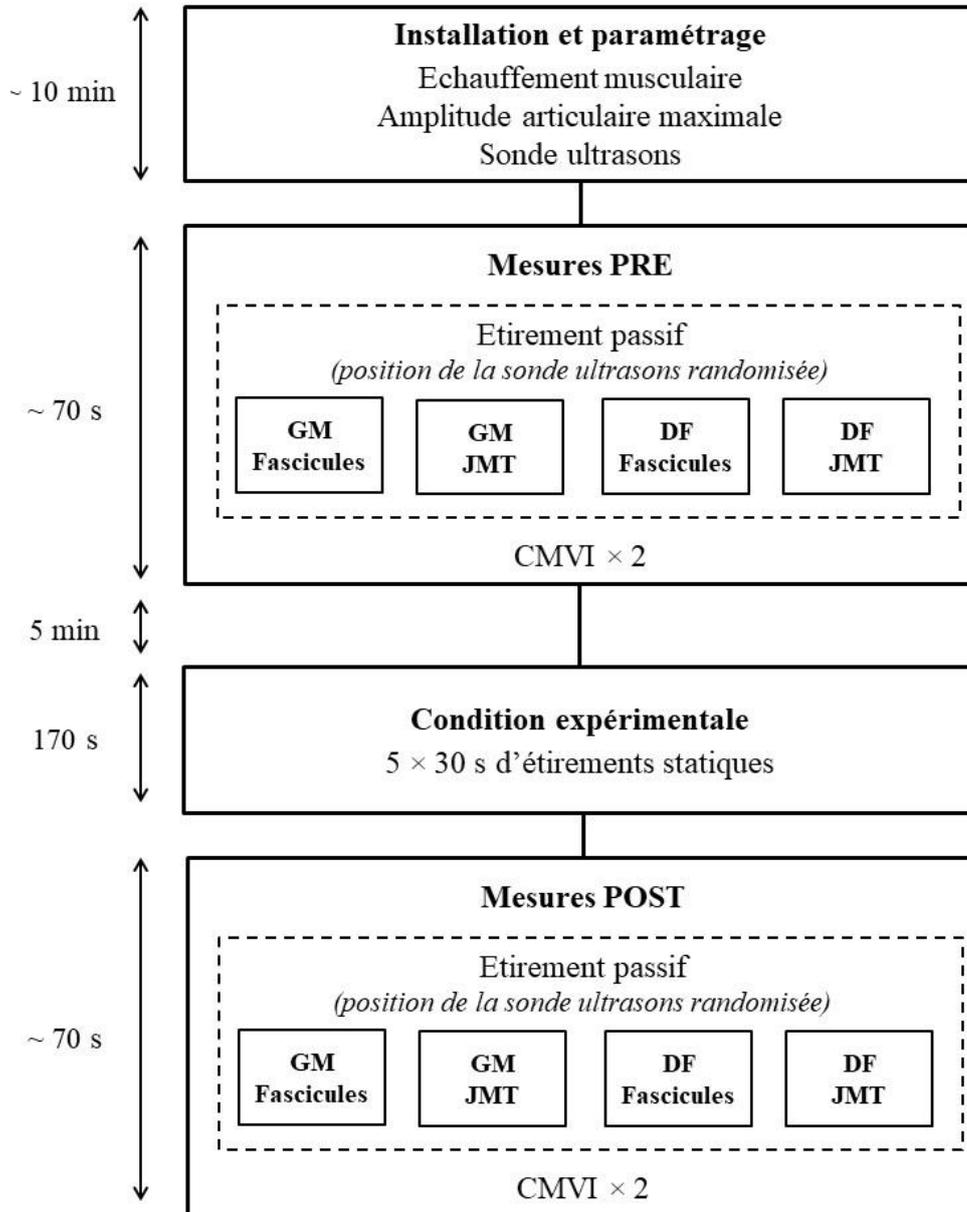


Figure 43. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude B. CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; DF, Droit fémoral ; GM, Gastrocnémien médial ; JMT, Jonction musculo-tendineuse.

Analyse des données

La longueur des fascicules a été mesurée au repos (L_f -repos) en position raccourcie (flexion plantaire ou extension de genou maximale). L'élongation des fascicules (L_f -élong) a été évaluée lors de l'étirement passif, et normalisée par la longueur des fascicules au repos (L_f -élong/ L_f -repos). Le déplacement de la jonction musculo-tendineuse a été déterminé lors de l'étirement passif également. A partir de la variation de moment passif (ΔMP), de l'élongation des fascicules et du déplacement de

la jonction ($\Delta JMT_{\text{dépl}}$), ont été calculés les indices de raideur des fascicules ($\Delta MP/L_f\text{-élong}$) et de la jonction musculo-tendineuse ($\Delta MP/\Delta JMT_{\text{dépl}}$). Le moment maximal volontaire isométrique a été mesuré à partir du meilleur essai des deux CMVI.

Analyse statistique

Une ANOVA à deux facteurs [muscle (GM vs RF) \times temps (PRE vs POST)] avec mesures répétées a été réalisée sur l'ensemble des variables. En cas d'interaction ou d'effet significatif, un test post-hoc Newman-Keuls a été effectué. Afin d'évaluer l'influence des étirements sur les différents muscles, les changements relatifs (%PRE) ont été comparés à partir d'un test T de Student. La taille des effets a été calculée avant et après le test post-hoc, à partir de l'eta-carré partiel et du d de Cohen, respectivement. Le niveau de significativité pour l'ensemble des tests a été fixé à 5%. Les valeurs exactes de P ont été spécifiées, sauf pour des valeurs $< 0,001$. La puissance statistique pour l'ensemble des variables était entre 0,56 et 1. Enfin, les valeurs étaient présentées sous forme de moyenne \pm écart type.

Résultats

Mesures architecturales

L'ANOVA a révélé une interaction (muscle \times temps) pour la $L_f\text{-repos}$ ($P=0,004$, $\eta^2=0,58$) et la $L_f\text{-élong}$ ($P=0,03$, $\eta^2=0,39$). Les mesures étaient significativement différentes entre GM et RF ($P<0,001$), avec des valeurs de $L_f\text{-repos}$ ($P<0,001$, $d=8,3$ et $P<0,001$, $d=5,05$; pour les valeurs PRE et POST, respectivement) et de $L_f\text{-élong}$ ($P<0,001$, $d=1,36$ et $P<0,001$, $d=1,6$; pour les valeurs PRE et POST, respectivement) plus importantes pour le RF (Tableau 4). Les analyses post-hoc ont montré une diminution significative de la $L_f\text{-repos}$ ($P=0,002$, $d=0,21$) après étirement pour le RF, sans aucune modification pour le GM ($P=0,79$). Les changements relatifs aux valeurs PRE étaient également différents entre les deux muscles, avec une diminution pour le RF comparativement au GM ($P=0,002$, $d=1,16$). La $L_f\text{-élong}$ a été significativement augmentée après étirements pour les deux muscles ($P=0,0014$, $d=0,43$ et $P<0,001$, $d=0,56$ pour le GM et le RF, respectivement). Au regard des changements relatifs, aucune différence entre les muscles n'a été reportée ($P=0,22$).

Aucune interaction n'a été reportée pour le ratio $L_f\text{-élong}/L_f\text{-rest}$ ($P=0,24$, $\eta^2=0,36$). Cependant, les analyses statistiques ont montré des effets muscle ($P=0,04$, $\eta^2=0,36$) et temps

($P=0,008$, $\eta^2=0,51$), avec un ratio plus important pour le GM relativement au RF ($0,71 \pm 0,16$ et $0,47 \pm 0,20$, respectivement, $P=0,004$, $d=1,32$), et plus important après étirements ($0,56 \pm 0,21$ et $0,62 \pm 0,22$, pour PRE et POST respectivement, $P=0,009$, $d=0,28$).

Finalement, une interaction (muscle \times temps) a été reportée pour le déplacement de la JMT ($P=0,014$, $\eta^2=0,46$). Les analyses ont montré une différence significative ($P<0,05$) entre les deux muscles, avec des valeurs inférieures ($P<0,001$, $d=1,57$ et $P<0,001$, $d=1,82$; pour les valeurs PRE et POST, respectivement) pour le RF en comparaison avec le GM, ainsi qu'une augmentation du déplacement de la JMT ($P=0,003$, $d=1,62$) pour le RF par rapport au GM (Tableau 4). Une augmentation significative a également été reportée après étirement pour le RF ($P=0,006$, $d=0,98$), sans aucune modification pour le GM ($P=0,54$).

	GM			DF		
	PRE	POST	% changement	PRE	POST	% changement
L_f -repos (mm)	$45,0 \pm 5,0$	$45,6 \pm 5,2$	$1,4 \pm 3,8$	$111,4 \pm 18,0^{\$}$	$108,6 \pm 17,9^{*-\$}$	$-2,6 \pm 2,4^{\$}$
L_f -élong (mm)	$30,4 \pm 6,1$	$33,2 \pm 6,2^*$	$10,1 \pm 9,6$	$45,4 \pm 9,8^{\$}$	$51,7 \pm 12,7^{*-\$}$	$13,8 \pm 11,5$
L_f -élong/ L_f -repos $^{*-\$}$	$0,68 \pm 0,17$	$0,73 \pm 0,15$	$8,7 \pm 11,2$	$0,43 \pm 0,18$	$0,50 \pm 0,22$	$17,0 \pm 12,7$
JMT _{dépl} (mm)	$25,4 \pm 3,4$	$25,8 \pm 2,7$	$2,1 \pm 6,6$	$15,7 \pm 2,8^{\$}$	$19,1 \pm 4,2^{*-\$}$	$22,4 \pm 17,7^{\$}$
Moment passif (Nm)	$57,0 \pm 10,4$	$46,3 \pm 10,4^*$	$-19,3 \pm 5,7$	$56,6 \pm 9,5$	$55,6 \pm 8,1$	$-1,0 \pm 11,1^{\$}$
MMVI (Nm) $^{*-\$}$	$114,1 \pm 25,2$	$105,6 \pm 26,3$	$-7,7 \pm 5,7$	$200,4 \pm 40,3$	$186,5 \pm 40,7$	$-7,1 \pm 5,0$

Tableau 4. Longueur au repos (L_f -repos), élongation (L_f -élong) et déformation (L_f -repos/ L_f -élong) des fascicules, déplacement de la jonction musculo-tendineuse (JMT_{dépl}), moment passif et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P<0,05$).

Mesures mécaniques

L'ANOVA a révélé une interaction (muscle \times temps) pour le moment passif mesuré lors de l'étirement passif ($P=0,002$, $\eta^2=0,61$). Après étirements, le moment passif était significativement diminué pour les muscles fléchisseurs plantaires ($P<0,001$, $d=0,98$) mais non altéré pour les extenseurs du genou ($P=0,54$) (Tableau 4). Les changements relatifs étaient également différents entre les deux muscles ($P=0,001$, $\eta^2=0,65$), avec une diminution pour le GM comparativement au RF ($P<0,001$, $d=1,93$).

Une interaction a été mesurée concernant l'indice de raideur des fascicules ($P=0,011$, $\eta^2=0,69$). Les valeurs étaient significativement différentes entre les deux muscles, avec un indice de raideur du GM supérieur au RF ($P<0,001$, $d=0,93$ et $P<0,001$, $d=0,71$; pour les valeurs PRE et POST, respectivement) (Figure 44). Les analyses post-hoc ont révélé une diminution de la raideur des fascicules du GM ($P<0,001$, $d=0,6$) après étirement, sans modification de la raideur du RF ($P=0,08$). Aussi, les changements relatifs étaient significativement différents entre les deux muscles ($-22,4 \pm 8,8\%$ pour le GM et $-11,0 \pm 12,6\%$ pour le RF ; $P=0,048$, $d=0,97$).

L'indice de raideur de la jonction musculo-tendineuse n'a pas montré d'interaction (muscle \times temps), mais des effets muscle ($P<0,006$, $\eta^2=0,53$) et temps ($P<0,037$, $\eta^2=0,36$), avec un indice plus grand pour le RF ($3,7 \pm 1,1 \text{ Nm}\cdot\text{mm}^{-1}$; $P=0,006$, $d=1,68$) comparativement au GM ($2,1 \pm 0,6 \text{ Nm}\cdot\text{mm}^{-1}$) et également plus faible après étirement ($P<0,037$, $d=0,79$) (Figure 45). Considérant les changements relatifs, une diminution similaire statistiquement a été mesurée entre les deux muscles ($-24,4 \pm 9,4\%$ pour le GM et $-18,3 \pm 13,1\%$ pour le RF).

Enfin, aucune interaction (muscle \times temps) n'a été révélée pour le MMVI ($P=0,18$, $\eta^2=0,80$). Cependant, des effets muscle ($P<0,001$, $\eta^2=0,80$) et temps ($P<0,001$, $\eta^2=0,86$) ont été reportés, avec un MMVI significativement inférieur pour les muscles fléchisseurs plantaires ($109,8 \pm 26,1 \text{ Nm}$; $P<0,001$, $d=2,43$) comparativement aux extenseurs du genou ($193,4 \pm 41,0 \text{ Nm}$), et inférieur pour les mesures POST ($146,0 \pm 53,0 \text{ Nm}$; $P<0,001$, $d=0,2$) relativement aux mesures PRE ($157,2 \pm 54,6 \text{ Nm}$). Finalement, les changements relatifs ont montré une diminution du MMVI similaire entre GM ($-7,7 \pm 5,7 \text{ Nm}$) et RF ($-7,1 \pm 5,0 \text{ Nm}$).

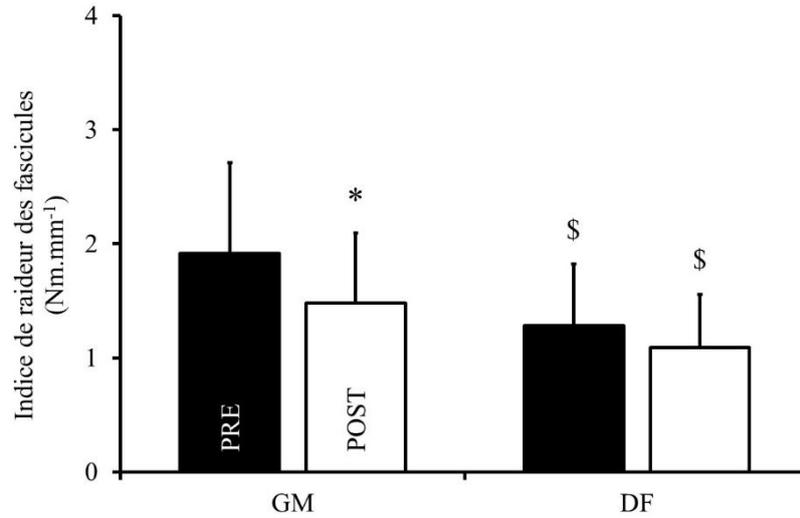


Figure 44. Indices de raideur des fascicules des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P < 0,05$).

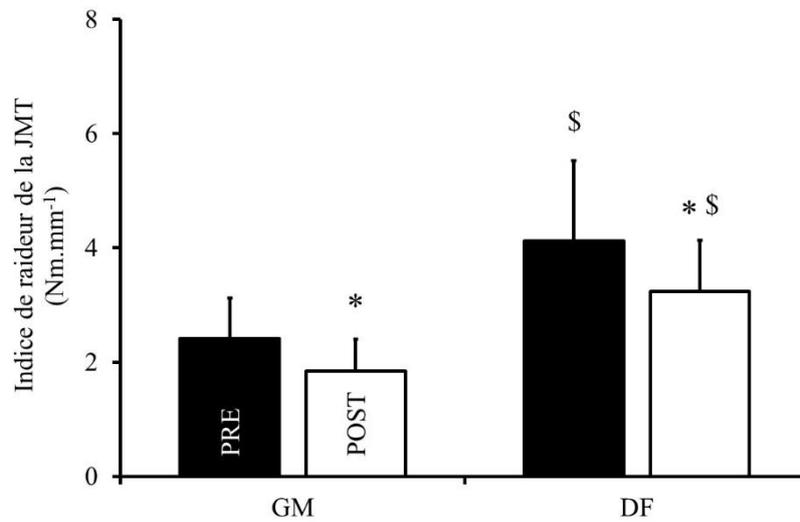


Figure 45. Indices de raideur de la jonction musculo-tendineuse (JMT) des muscles gastrocnémien médial (GM) et droit fémoral (DF) enregistrés 5 min avant (PRE) et immédiatement après (POST) étirements statiques (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et \$ le GM ($P < 0,05$).

Discussion

Cette étude a été réalisée afin d'évaluer les effets d'un protocole d'étirements statiques sur la raideur des fascicules musculaires et de la jonction musculo-tendineuse de deux groupes musculaires à proportions tendon/muscle différentes. Les résultats de cette seconde étude ont montré que les effets de ce type d'étirement sur les caractéristiques mécaniques, architecturales et fonctionnelles du système musculo-tendineux étaient dépendants du rapport entre la longueur du tendon et celle du muscle. Conformément à notre hypothèse initiale, en raison d'un ratio tendon/muscle plus important, le GM a démontré une altération de la raideur des fascicules musculaires comparativement au DF. Une réduction de la raideur de la jonction musculo-tendineuse a également été reportée, sans aucune différence entre les deux muscles.

Cette diminution de raideur musculaire était associée à une altération du moment passif pour le GM relativement au DF. De telles modulations ont déjà été reportées dans la littérature à la suite d'étirements statiques des fléchisseurs plantaires (Morse et al. 2008; Kay et Blazevich 2009a; Cannavan et al. 2012; Opplert et al. 2016; Hirata et al. 2016). Comme suggéré lors de l'étude A, la réduction du moment passif pourrait provenir de différents mécanismes, tels que l'altération des protéines non-contractiles (Horowitz et al. 1986), de la composante élastique série (Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011) ou encore du nombre de ponts d'actine-myosine résiduels (Proske et Morgan 1999; Whitehead et al. 2001). A notre connaissance, il n'existe pas de données présentant les changements de moment passif suivant un protocole d'étirements statiques du DF. D'un point de vue fonctionnel, ces résultats peuvent laisser suggérer que ce type d'étirement affecte principalement le gastrocnémien médial. Cependant, on observe une diminution du moment maximal volontaire isométrique similaire entre les deux groupes musculaires (environ -7%).

Bien que de nombreux auteurs aient étudiés le comportement des différentes structures du système, l'origine de ces altérations reste encore aujourd'hui débattue. Dans cette étude, nous avons mesuré une diminution de la raideur des fascicules et de la jonction musculo-tendineuse suite à 5×30 s d'étirements statiques. Conformément à notre hypothèse, la comparaison des deux muscles a révélé un comportement différent entre GM et DF. La raideur des fascicules et de la jonction a été altérée pour le GM, tandis que seule la raideur de la jonction a été diminuée pour le DF. Considérés individuellement, ces résultats sont en accord avec une partie de la littérature (Kubo et al. 2001b; Morse et al. 2008; Kay et Blazevich 2009b; Opplert et al. 2016). De plus, nous n'avons reporté aucune variation du déplacement de la jonction musculo-tendineuse suite aux étirements statiques, en accord avec de précédentes recherches (Kay et Blazevich 2009a; Cè et al. 2015). Cependant, l'augmentation

de l'élongation des fascicules consécutivement à l'étirement est en désaccord avec une grande partie de la littérature (Morse et al. 2008; Nakamura et al. 2011; Cè et al. 2015; Opplert et al. 2016), qui suggère que les fascicules ne sont pas responsables de l'altération de la raideur musculaire. Il est possible que cette divergence de résultats soit attribuée aux caractéristiques de l'étirement en lui-même ou encore à l'emplacement de la sonde sur le muscle (Cè et al. 2015). Néanmoins, l'hypothèse d'une grande variabilité interindividuelle semble la plus probable. En effet, des auteurs ont montré que la déformation du muscle et du tendon variait selon les individus, en fonction de la compliance relative de leur système musculo-tendineux (Abellaneda et al. 2009).

Ces résultats montrent donc des réponses à l'étirement différentes selon le muscle considéré. Ceci suggère alors que les différences observées dans la littérature ne seraient pas seulement liées à des aspects méthodologiques (Freitas et al. 2015a) mais également à des aspects anatomiques (Hirata et al. 2016), tels que la proportion de longueur tendon/muscle, la myotypologie ou encore l'architecture musculaire. Premièrement, un rapport tendon/muscle plus important a montré une altération de la longueur des fascicules suite à un étirement passif (Csapo et al. 2010), ce qui est cohérent avec nos résultats, qui montrent une diminution de la raideur des fascicules du GM. Aussi, il apparaît que les muscles à forte proportion de fibres de type I présenteraient une raideur plus importante que les muscles de type II (Mutungi et Ranatunga 1996, 1998), probablement en raison des différences d'isoforme de la titine dans chaque fibre (Wang et al. 1991) et/ou de la teneur en collagène qui compose le tissu conjonctif intramusculaire (Kovanen et al. 1984). Ceci semble alors cohérent avec nos résultats qui démontrent une diminution plus importante de la raideur des fascicules du GM comparativement au DF, qui présentent respectivement environ 50% et 40 % de fibres I (Johnson et al. 1973). Par ailleurs, Hirata et al. (Hirata et al. 2016), reportant une réduction de raideur significativement plus importante pour le muscle GM relativement au SOL (composé majoritairement de fibres de type I), suggèrent que la typologie musculaire n'est pas un facteur déterminant pour expliquer les différences intermusculaires.

Pour ces auteurs, les caractéristiques architecturales, et notamment la longueur des fascicules et des sarcomères ou encore l'angle d'équilibre¹² seraient des éléments qui conditionneraient davantage la raideur du système. Par exemple, Kawakami et al. (Kawakami et al. 1998) ont montré

¹² Angle d'équilibre ou « slack angle » : angle articulaire correspondant à un moment passif nul. C'est à partir de cet angle que le système musculo-tendineux développe une force passive.

une longueur de sarcomère et un angle d'équilibre différents entre les muscles soléaire et gastrocnémien médial. Egalement, Hirata et al. (Hirata et al. 2016) ont mesuré une réduction de raideur plus importante pour le GM comparativement aux autres muscles du triceps sural, en raison d'un angle d'équilibre plus faible, autrement dit, plus proche de la position non étirée. Enfin, la longueur des fascicules ainsi que l'épaisseur musculaire pourraient avoir une influence sur les propriétés viscoélastiques (Lieber et Fridén 2000). L'indice de raideur des fascicules plus important pour le GM pourrait alors en partie s'expliquer par une longueur de fascicules inférieur et une épaisseur musculaire supérieure comparativement au DF. Ces différents aspects physiologiques supportent donc que la réponse d'un système musculaire à l'étirement dépende de sa raideur initiale ; les étirements statiques auraient un impact plus important sur les muscles raides. Le GM présentant une raideur de fascicules plus importante que le DF, la diminution de raideur des fascicules de ce muscle suite au protocole d'étirements est alors cohérent.

Enfin, un ratio longueur tendon/muscle plus important suggère des tendons plus longs et compliants, ce qui est supporté par les valeurs de raideur de jonction musculo-tendineuse plus faibles pour le GM par rapport au DF. L'augmentation du déplacement de la jonction musculo-tendineuse du DF comparativement au GM démontre encore une fois la dépendance des effets de l'étirement à la raideur relative du tissu. Il est alors surprenant de ne pas observer une élongation plus importante des fascicules du GM par rapport au DF. Malgré la raideur des fascicules du GM plus importante, l'élongation et la déformation des fascicules des deux muscles ont été affectées de façon similaire par l'étirement statique. La déformation des fascicules du GM était néanmoins plus importante que le DF. Ajouté à cela, les différences inter-muscles étaient également supportées par une altération de la raideur des fascicules et du moment passif du GM suite au protocole d'étirement comparativement au DF. L'ensemble de ces données montre l'influence de la raideur relative du système musculo-tendineux sur les modifications mécaniques et architecturales induites par les étirements statiques. Cependant, en raison de la grande variabilité interindividuelle, davantage de sujets doivent être considérés. Enfin, cette conclusion est cohérente avec de précédentes études explorant les différences inter-muscles (Hirata et al. 2016) et les effets interindividuels (Abellaneda et al. 2009; Babault et al. 2015).

Conclusion

En plus d'apporter des informations relatives aux muscles extenseurs du genou, cette étude comparative a permis de démontrer l'influence de la proportion tendon/muscle sur les réponses adaptatives d'un groupe musculaire à l'étirement. Comme suggéré précédemment (Abellaneda et al. 2009; Cannavan et al. 2012; Hirata et al. 2016), nos résultats ont indiqué que ces réponses peuvent dépendre de la raideur initiale du système musculo-tendineux ; plus un système est raide, plus les propriétés mécaniques seraient altérées. Aussi, deux groupes musculaires ont été étudiés. Puisque les effets de l'étirement ne se sont pas forcément homogènes parmi ces différentes structures, davantage de recherches devraient considérer les muscles mono- et bi-articulaires, ou encore les muscles synergistes (Hirata et al. 2016). D'ailleurs, une étude est actuellement en cours sur les modulations mécaniques et architecturales de deux muscles synergistes (semi-tendineux et biceps fémoral) suite à un protocole aigu d'étirements.

Conclusion des études A et B

Les résultats de nos deux premières études ont montré qu'une courte durée (30 s) d'étirements statiques était suffisante pour altérer la production de force maximale et les capacités intrinsèques musculaires, pour une durée d'au moins 5 min. Egalement, l'excitabilité spinale est restée inchangée suite aux étirements statiques, même pour des durées d'étirement plus importantes (10 × 30 s). De plus, les effets des étirements statiques peuvent être modulés selon les propriétés intrinsèques du système musculo-tendineux. Même si les effets sont moindres selon le groupe musculaire, cette modalité d'étirement n'est pas recommandée pour préparer le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente des muscles fléchisseurs plantaires et extenseurs du genou.

Dans un contexte de réhabilitation ou de performance musculaire et sportive, il convient alors de s'interroger sur une alternative aux étirements statiques. Comparativement, les étirements dynamiques se voient aujourd'hui attribuer un intérêt à être pratiqués au sein d'une routine d'échauffement (Behm et Chaouachi 2011) puisqu'ils pourraient conduire à une amélioration de la force (Hough et al. 2009), de la puissance (Manoel et al. 2008) ou encore de la vitesse (Fletcher et Anness 2007) subséquente. Cependant, à ce jour, la façon dont ce type d'étirement influence les propriétés du système neuromusculaire n'est pas clairement définie. Il semble alors important d'étudier les modulations neuromusculaires sous-jacentes, afin de faire des recommandations sur l'utilisation des étirements dynamiques comme alternative aux étirements statiques pour préparer au mieux la performance subséquente.



Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale :

le cas particulier des étirements dynamiques

Alors qu'il devient évident que les étirements statiques devraient être utilisés avec précaution dans un contexte de préparation à la performance musculaire ou fonctionnelle, la littérature s'intéresse à une autre modalité d'étirement que sont les étirements dynamiques. Un étirement dynamique consiste à effectuer un mouvement à travers l'amplitude articulaire maximale en contractant les muscles agonistes dans le but d'étirer les muscles antagonistes (Smith 1994; Opplert et Babault 2018). La répétition d'étirements dynamiques implique également la contraction des muscles antagonistes afin de replacer l'articulation dans sa position initiale. Cette modalité apparaît finalement comme une activité musculaire réalisée à travers l'amplitude articulaire maximale, qui repose sur une alternance de contractions musculaires volontaires et d'étirements des structures musculo-tendineuses. D'après les recherches actuelles, les étirements dynamiques, également inclus dans les routines d'échauffement, pourraient ne pas altérer, voire même induire une amélioration transitoire de la performance subséquente (Behm et Chaouachi 2011; Opplert et Babault 2018).

Cette amélioration a principalement et théoriquement été attribuée aux contractions musculaires inhérentes aux étirements dynamiques (Fletcher 2010; Fletcher et Monte-Colombo 2010). D'un point de vue mécanique, cette activité musculaire répétée pourraient induire une amélioration transitoire de la contractilité musculaire, notamment par une augmentation de la température musculaire et/ou un processus de potentialisation post-activation (Fletcher 2010; Fletcher et Monte-Colombo 2010). Aussi, cette augmentation de température pourrait conduire à une diminution de viscosité (Mutungi et Ranatunga 1998; Bishop 2003), ce qui expliquerait l'augmentation d'amplitude articulaire consécutive aux étirements dynamiques (Herda et al. 2012).

D'un point de vue neurophysiologique, il a été supposé que l'amélioration de la performance fonctionnelle suite aux étirements dynamiques pouvait être due en partie à une modulation de la commande nerveuse (Herda et al. 2008; Hough et al. 2009; Fletcher 2010). Ces auteurs ont reporté une augmentation de l'activité EMG, reflétant une meilleure activation des unités motrices (Herda et al. 2008; Hough et al. 2009; Fletcher 2010). Il est possible que cette modification de la commande nerveuse témoigne également d'un changement d'excitabilité de la voie corticospinale. Si la littérature ne montre majoritairement aucune modulation de l'excitabilité (Guissard et al. 1988, 2001; Vujnovich et Dawson 1994; Yapicioglu et al. 2013) suite à une durée modérée d'étirements statiques, il n'existe, à notre connaissance, aucune étude mesurant l'excitabilité spinale ou corticospinale suite à des étirements dynamiques. Toutefois, sachant qu'une activation musculaire volontaire peut induire une augmentation de l'excitabilité corticospinale comparativement à des conditions passives (Chye et al. 2010), on peut imaginer que les étirements dynamiques permettent de potentialiser ce niveau d'excitabilité comparativement à des étirements statiques.

Bien que l'amélioration de la performance fonctionnelle subséquente ait été principalement attribuée aux contractions musculaires, les effets aigus des étirements dynamiques sur les propriétés neuromusculaires ne sont pas clairement définis. L'étude des mécanismes sous-jacents permettrait de mieux comprendre les effets de cette modalité sur la performance fonctionnelle. Ainsi, les deux études suivantes avaient pour objectif de définir ces mécanismes, en évaluant les effets aigus des étirements dynamiques et statiques sur les propriétés mécaniques et structurelles (étude C), ainsi que neurophysiologiques (étude D) du système neuromusculaire. En raison de l'activité musculaire répétée inhérente aux étirements dynamiques, nous avons fait l'hypothèse que les propriétés neuromusculaires ne seraient pas altérées comparativement aux étirements statiques, ni améliorées, en raison de l'étirement des structures musculo-tendineuses. Autrement dit, au cours des étirements dynamiques, les effets de l'activité musculaire compenseraient les effets de l'étirement.

Etude C

Effets aigus des étirements dynamiques sur les propriétés mécaniques des muscles fléchisseurs plantaires : entre étirement et activité musculaire

Opplert, J., Babault, N. (2019). Acute effects of dynamic stretching on mechanical properties result from both muscle-tendon stretching and muscle warm-up. *Journal of Sports Science and Medicine. Accepté*

Introduction

D'après la littérature actuelle, l'utilisation des étirements dynamiques semble être préférable à celle des étirements statiques au sein d'une routine d'échauffement (Behm et Chaouachi 2011; Opplert et Babault 2018). En effet, les étirements dynamiques pourraient ne pas affecter, voire induire une amélioration transitoire de la contractilité musculaire (Yamaguchi et al. 2007). Puisque les muscles se contractent de manière active et répétée, l'étirement dynamique pourrait induire un phénomène de potentialisation post-activation (Yamaguchi et al. 2007; Fletcher 2010) et donc potentiellement une augmentation de la force maximale évoquée et/ou de la vitesse de développement de force (Sale 2002). D'autre part, l'activation musculaire répétée pourrait conduire à un processus d'échauffement, augmentant la fréquence cardiaque et la température musculaire et corporelle (Yamaguchi et Ishii 2005; Herda et al. 2008; Fletcher 2010; Fletcher et Monte-Colombo 2010), favorable à la performance subséquente.

Par ailleurs, des auteurs ont mis en évidence une diminution du moment passif et de la raideur musculo-tendineuse, suite à un protocole aigu d'étirements dynamiques (Herda et al. 2012) et d'étirements cycliques passifs (McNair et al. 2000). En plus de ces modulations, Herda et al. (Herda et al. 2012) ont reporté une réduction du moment maximal volontaire isométrique. Ces résultats supportent le fait qu'une diminution de raideur du système musculo-tendineux affecte les propriétés intrinsèques musculaires et la production de force (Wilkie 1949; Proske et Morgan 1987; Rosenbaum et Hennig 1995). Finalement, les effets des étirements dynamiques sur les propriétés mécaniques semblent résulter de l'activité musculaire répétée mais également de l'étirement des structures musculo-tendineuses.

Plus particulièrement, les mécanismes sous-jacents aux effets des étirements dynamiques sur la performance subséquente ont été peu étudiés et restent alors à définir. L'objectif de l'étude C était alors d'examiner l'influence des étirements dynamiques sur les propriétés mécaniques des muscles fléchisseurs plantaires, en portant une attention particulière à l'étirement et à l'activité musculaire inhérente à cette modalité. Les effets liés à l'étirement ont été évalués à partir de la comparaison entre étirements dynamiques et statiques, tandis que les effets liés à l'échauffement ont été estimés d'après la comparaison entre étirements dynamiques et contractions musculaires isométriques sous-maximales (avec activité musculaire similaire). Des mesures de force maximale isométrique (i) volontaire et (ii) évoquée, de (iii) résistance passive et (iv) d'extensibilité des fascicules musculaires ont été réalisées. On peut s'attendre à ce que la force maximale volontaire et évoquée ne soit pas ou peu impactée par les étirements dynamiques, mais altérée suite aux étirements statiques et augmentée

suite aux contractions musculaires sous-maximales isométriques. Lors des étirements dynamiques, les effets de l'échauffement musculaire compenseraient, au moins partiellement, les effets de l'étirement du système musculo-tendineux. Nous avons également émis l'hypothèse d'une diminution de la résistance passive suite aux deux modalités d'étirement, ainsi qu'une augmentation de l'extensibilité des fascicules musculaires plus importante après le protocole d'étirements statiques.

Matériels et méthodes

Procédure expérimentale

13 sujets sportifs ($24,9 \pm 2,5$ ans, $181,1 \pm 5,4$ cm, $82,3 \pm 11,6$ kg et $6,5 \pm 2,5$ h d'activité physique (football, rugby ou handball) par semaine) ont participé à cette étude, dont le but était de tester les effets de quatre conditions expérimentales sur les propriétés neuromusculaires, le moment passif et l'extensibilité des fascicules musculaires. Les conditions expérimentales, incluant (i) des étirements statiques (ES), (ii) des étirements dynamiques (ED), une activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et (iv) une condition contrôle (CON) ont été réalisées au cours de quatre sessions randomisées, espacées d'au moins 48 h.

La procédure expérimentale développée est présentée par la figure 46. Les sujets étaient positionnés en position de décubitus latéral gauche, afin d'écartier toute influence de la gravité et du poids du levier au cours des étirements dynamiques (voir partie IV. Matériels et méthodes). L'amplitude articulaire maximale a tout d'abord été définie passivement, en mobilisant la cheville de la flexion plantaire maximale (FP_{max}) à la flexion dorsale maximale (FD_{max}). Ensuite, cinq étirements dynamiques ont été réalisés (voir la procédure ci-dessous) afin de déterminer l'activité EMG des muscles du triceps sural, nécessaire à la réalisation de la condition AMSI (voir la procédure ci-dessous). Dans un souci de reproductibilité, ceci a été effectué au cours de chaque session expérimentale. Après une période de récupération de 10 min, la sonde ultrasons a été installée au niveau du gastrocnémien médial (GM), en position neutre. Ensuite, une courbe de recrutement a été réalisée à partir de la technique de stimulation électrique percutanée, afin de déterminer l'intensité de la réponse M_{max} . Pour cela, des stimulations ont été appliquées au niveau du nerf tibial, au repos, et par incrément de 5 mA jusqu'à l'obtention de M_{max} . Deux stimulations ont été délivrées à chaque intensité avec un intervalle de 10 s entre chaque stimulation. Finalement, un échauffement musculaire progressif, constitué de dix contractions sous-maximales isométriques, a été réalisé, suivi d'une période de récupération de 5 min.

Protocole d'évaluation

Le protocole d'évaluation a été effectué immédiatement (PRE) et 10 s après (POST) chaque condition expérimentale. Deux doublets, séparés par un intervalle de 10 s, ont été évoqués au repos et en position neutre, suivis d'une contraction maximale volontaire isométrique (CMVI), afin d'évaluer la production de force maximale évoquée et volontaire. Le moment passif et l'extensibilité des fascicules ont été déterminés à partir d'une flexion dorsale maximale passive (partant de la position neutre) effectuée à 5°/s. Les tests ont été réalisés dans un ordre randomisé interindividuel, qui demeurait constant entre chaque session pour un même sujet.

Conditions expérimentales

Quatre conditions expérimentales (ES, ED, AMSI et CON) ont été réalisées de manière randomisée. Afin d'avoir une durée d'étirement similaire avec les étirements dynamiques, la phase dynamique de l'étirement statique a été prise en compte dans la durée totale de l'étirement. Ainsi, la vitesse de la phase dynamique et la durée de la phase statique des étirements statiques ont été modifiées comparativement aux deux études précédentes; la cheville était mobilisée à une vitesse de 5°/s (Kay et Blazevich 2010) sur une amplitude articulaire de 25° jusqu'à la flexion dorsale maximale (25°-FD_{max}). Par conséquent, chaque étirement durait 20 s, incluant la phase dynamique (5 s) et la phase statique (15 s). Une fois l'étirement terminé, la cheville était mobilisée à une vitesse de 60°/s jusqu'en position neutre. Une récupération de 20 s était imposée entre chaque étirement. Encore une fois, les sujets avaient pour consigne de se relâcher tout au long de la procédure, afin de n'offrir aucune résistance au dynamomètre.

Pour réaliser les étirements dynamiques, il était demandé aux sujets de mouvoir la cheville contre une résistance inférieure à 0,5 N, le plus rapidement possible, de la flexion plantaire maximale à la flexion dorsale maximale, et inversement, à un rythme permettant un cycle FP_{max}-FD_{max} par seconde. Une série d'étirements dynamiques était composée de 20 cycles, effectués à travers l'amplitude articulaire maximale. Une période de récupération de 20 s en position neutre était imposée entre chaque série.

Afin d'étudier les effets de l'activité musculaire inhérente aux étirements dynamiques, sans influence de l'étirement du système musculo-tendineux, il était demandé aux sujets de réaliser une série de contractions sous-maximales isométriques en position neutre. Cette condition expérimentale consistait à reproduire l'activité EMG des fléchisseurs plantaires, préalablement déterminée au cours de 5 étirements dynamiques, dans des conditions isométriques. Pour cela, il était demandé aux sujets

de réaliser 20 contractions isométriques volontaires des fléchisseurs plantaires à une intensité cible¹³, toutes les secondes pendant 20 s, suivies d'une récupération de 20 s.

Enfin, une condition contrôle a été mise en place, pendant laquelle les sujets restaient relâchés en position neutre, pour une durée équivalente à la durée des autres conditions expérimentales (60 s).

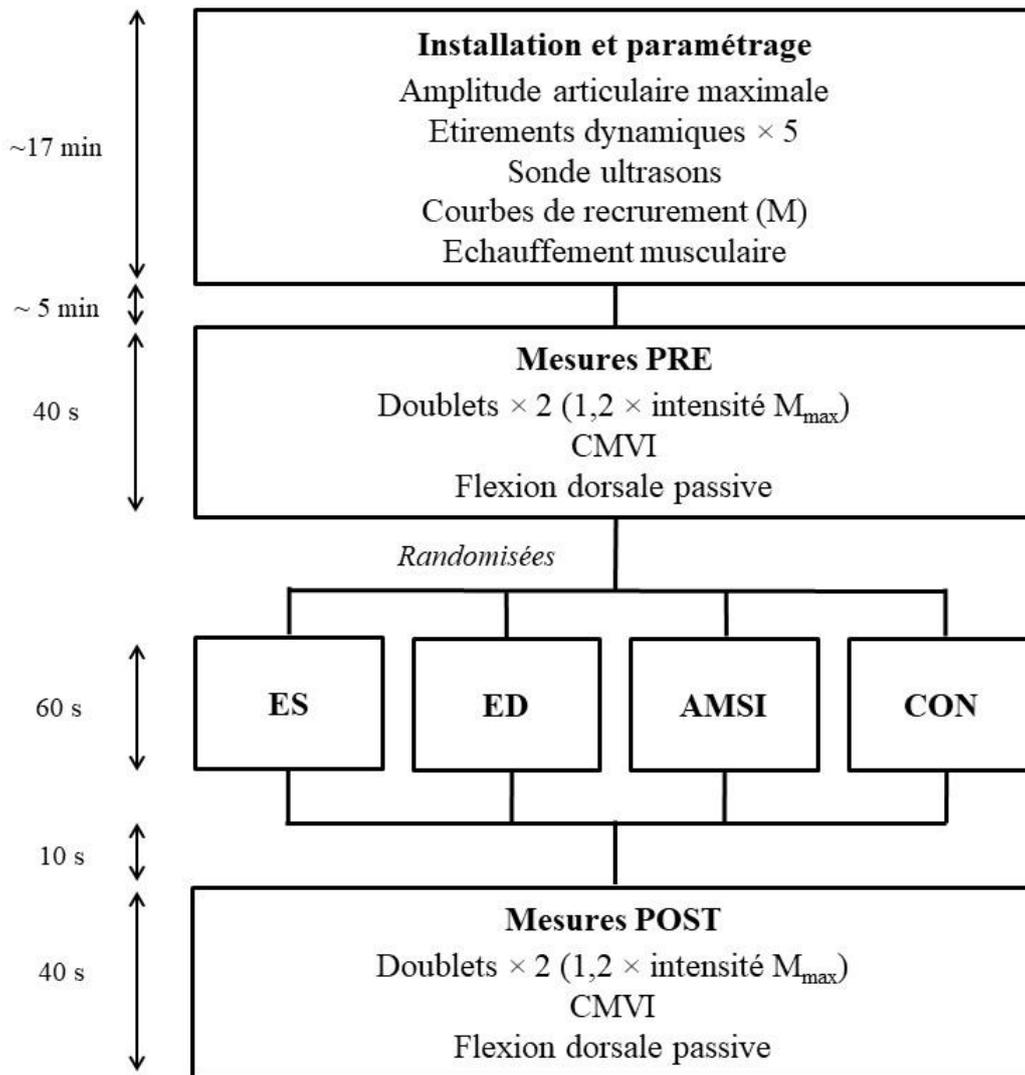


Figure 46. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude C. AMSI, Activité musculaire sous-maximale isométrique ; CON, Condition contrôle ; CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; ES, Étirements statiques ; ED, Étirements dynamiques.

¹³ L'intensité cible était préalablement déterminée. Les sujets avaient pour cela, un retour visuel direct de l'activité EMG des fléchisseurs plantaires (EMG SOL + EMG GM + EMG GL).

Analyse des données

Les propriétés contractiles musculaires ont été étudiées à partir du pic de force évoqué (PFE), de la vitesse de développement de force (VFD) et du délai électromécanique (DEM), obtenus à partir de la plus haute valeur des deux doublets au repos. Le moment maximal volontaire isométrique (MMVI) a été mesuré au cours de la CMVI. Les variations du moment passif et de la longueur de trois fascicules ont été mesurées à travers les 15 derniers degrés de la flexion dorsale maximale (15°-FD_{max}) (Herda et al. 2011, 2012). Trois portions de cette amplitude ont également été analysées : 15-10°, 10-5° et 5°-FD_{max}. Enfin, l'amplitude articulaire maximale obtenue au cours des étirements statiques et dynamiques a été mesurée.

Analyses statistiques

Une ANOVA à deux facteurs [condition expérimentale (ES vs ED vs AMSI vs CON) × temps (PRE vs POST)] avec mesures répétées a été réalisée sur l'ensemble des variables. Une ANOVA à un facteur a été effectuée afin de comparer les changements relatifs (%PRE) entre les conditions. En cas d'effet ou d'interaction significative, un test post-hoc Newman-Keuls a été réalisé. L'éta-carré partiel et le *d* de Cohen ont été calculés à partir des résultats de l'ANOVA et du test post-hoc, respectivement. Le niveau de significativité pour l'ensemble des tests a été fixé à 5%. Les valeurs exactes de P ont été spécifiées, sauf pour des valeurs <0,001. La puissance statistique pour l'ensemble des variables était entre 0,73 et 1. Les valeurs étaient présentées sous forme de moyenne ± écart type.

Résultats

Les analyses statistiques ont révélé un effet condition expérimentale pour l'amplitude articulaire moyenne obtenue lors de l'étirement ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,79$), significativement supérieure pendant l'ES ($39,8 \pm 8,7^\circ$; $P < 0,001$, $d = 1,01$) en comparaison avec l'ED ($30,9 \pm 8,8^\circ$).

L'ANOVA à deux facteurs a indiqué une interaction (condition expérimentale × temps) pour le PFE et la VDF ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,36$ et $P = 0,023$, $\eta^2 = 0,23$; respectivement), avec une augmentation suite à l'AMSI ($P = 0,001$, $d = 0,31$ et $P = 0,002$, $d = 0,41$; respectivement) (Tableau 5). Pour ces deux mêmes facteurs, l'ANOVA à un facteur a révélé un effet significatif de la condition expérimentale ($P < 0,001$, $\eta^2 = 0,38$ et $P = 0,012$, $\eta^2 = 0,26$ pour PFE et VDF, respectivement), avec une augmentation des changements relatifs suite à l'AMSI comparativement aux ES ($P < 0,001$, $d = 1,85$ et $P = 0,01$,

$d=0,99$; respectivement), aux ED ($P<0,001$, $d=1,31$ et $P=0,007$, $d=0,93$; respectivement) et à la condition CON ($P=0,001$, $d=1,67$ et $P=0,003$, $d=1,27$; respectivement). Pour le DEM, aucun effet ou interaction n'a été reporté ($P=0,86$).

Une interaction (condition expérimentale \times temps) a été rapportée pour le MMVI ($P=0,003$, $\eta^2=0,32$), qui était significativement diminué après l'ES ($P<0,001$, $d=0,43$). L'ANOVA à un facteur a révélé un effet de la condition expérimentale ($P=0,002$, $\eta^2=0,33$) ; une réduction du MMVI suite aux ES en comparaison aux ED ($P=0,005$, $d=1,26$), à l'AMSI ($P=0,003$, $d=1,23$) et à la condition CON ($P<0,001$, $d=1,55$) (Tableau 5).

		Conditions expérimentales			
		ES	ED	AMSI	CON
PFE, Nm	PRE	34,4 \pm 6,5	35,1 \pm 8,4	33,5 \pm 6,0	36,0 \pm 6,3
	POST	33,4 \pm 7,3	34,1 \pm 8,5	35,3 \pm 5,4 *	35,1 \pm 5,7
	$\Delta\%$	-3,4 \pm 4,8	-2,7 \pm 7,6	5,8 \pm 5,2 †	-2,2 \pm 4,2
VDF, Nm,s ⁻¹	PRE	443,8 \pm 65,8	435,6 \pm 84,3	436,1 \pm 74,4	455,1 \pm 74,2
	POST	445,2 \pm 84,4	433,5 \pm 100,4	464,9 \pm 67,8 *	445,2 \pm 68,5
	$\Delta\%$	-0,2 \pm 6,8	-0,9 \pm 9,4	7,4 \pm 8,3 †	-1,8 \pm 6,0
DEM, ms	PRE	26,6 \pm 1,4	26,7 \pm 1,6	27,0 \pm 2,1	26,9 \pm 2,6
	POST	26,4 \pm 1,4	26,1 \pm 1,7	26,3 \pm 1,7	26,6 \pm 3,0
	$\Delta\%$	-0,5 \pm 7,0	-2,1 \pm 6,8	-2,1 \pm 7,1	-1,2 \pm 6,6
MMVI, Nm	PRE	132,5 \pm 24,7	136,4 \pm 24,4	132,7 \pm 21,0	131,5 \pm 17,9
	POST	122,2 \pm 23,3 *	134,7 \pm 23,6	131,6 \pm 21,4	132,1 \pm 17,0
	$\Delta\%$	-7,7 \pm 3,8 †	-1,1 \pm 6,4	-1,0 \pm 7,0	0,7 \pm 6,7

Tableau 5. Pic de force évoqué (PFE), vitesse de développement de force (VDF), délai électromécanique (DEM) et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED), activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et condition contrôle (CON) (moyenne \pm écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE et † les trois autres conditions ($P<0,05$).

Un effet temps a été reporté pour la variation du moment passif ($15-10^\circ$) ($P<0,001$, $\eta^2=0,65$), ($10-5^\circ$) ($P=0,002$, $\eta^2=0,58$), (5° -FD_{max}) ($P=0,002$, $\eta^2=0,55$) et (15° -FD_{max}) ($P<0,001$, $\eta^2=0,8$), avec une diminution des mesures PRE à POST ($P=0,002$, $d=0,18$; $P<0,001$, $d=0,3$; $P<0,001$, $d=0,21$ et

$P=0,002$, $d=0,16$; respectivement). De plus, les analyses statistiques ont montré une interaction (condition expérimentale \times temps) pour la variation de moment passif (5° - FD_{max}) ($P=0,01$, $\eta^2=0,26$), significativement réduit après ED ($P<0,001$, $d=0,47$). L'ANOVA à un facteur a indiqué un effet significatif de la condition expérimentale ($P=0,014$, $\eta^2=0,25$) ; la variation de moment passif (5° - FD_{max}) était diminuée suite aux ED comparativement aux SS ($P=0,011$, $d=0,92$) et la condition CON ($P=0,003$, $d=1,04$) (Tableau 6). La variation de moment passif mesurée au niveau des autres portions de l'amplitude articulaire maximale (15 - 10° , 10 - 5° and 15° - FD_{max}) n'a pas été modifiée par les ED ($P=0,12$, $P=0,40$ et $P=0,37$; respectivement).

L'ANOVA à deux facteurs a mis en évidence une interaction (condition expérimentale \times temps) pour la variation de fascicules mesurée lors des 5 derniers degrés (5° - FD_{max}) et de l'amplitude totale (15° - FD_{max}) ($P<0,001$, $\eta^2=0,39$ et $P<0,001$, $\eta^2=0,36$; respectivement). Les analyses post-hoc ont montré une augmentation significative de ces deux variables suite aux ES ($P<0,001$, $d=1,05$ et $P<0,001$, $d=1,01$; respectivement) (Tableau 6). L'ANOVA à un facteur a également révélé un effet de la condition expérimentale pour la variation de fascicules (5° - FD_{max}) et (15° - FD_{max}) ($P<0,001$, $\eta^2=0,4$ et $P<0,001$, $\eta^2=0,42$; respectivement), significativement augmentée suite aux ES comparativement aux ED ($P<0,001$, $d=1,25$ et $P<0,001$, $d=1,17$; respectivement), à l'AMSI ($P<0,001$, $d=1,04$ et $P<0,001$, $d=0,95$; respectivement) et à la condition CON ($P<0,001$, $d=1,28$ et $P<0,001$, $d=1,45$; respectivement). Finalement, la variation des fascicules analysés sur les portions (15 - 10°) et (10 - 5°) n'a pas été modifiée ($P=0,11$ et $P=0,17$; respectivement).

		Conditions expérimentales					
		ES	ED	AMSI	CON		
Variations de moment passif, Nm	15°-FD _{max}	PRE	37,7 ± 8,8	34,7 ± 9,2	38,0 ± 13,4	39,8 ± 11,8	
		POST	34,7 ± 9,0	31,9 ± 8,5	36,0 ± 14,5	38,3 ± 11,2	
		Δ%	-8,3 ± 5,9	-8,1 ± 7,8	-6,5 ± 7,4	-3,5 ± 6,2	
	15-10°	PRE	9,9 ± 2,4	8,2 ± 2,6	9,9 ± 3,9	10,2 ± 3,9	
		POST	8,3 ± 2,2	7,7 ± 2,1	9,0 ± 4,0	9,3 ± 3,4	
		Δ%	-16,2 ± 9,8	-3,5 ± 12,7	-9,4 ± 10,4	-6,4 ± 14,4	
	10-5°	PRE	12,4 ± 2,9	11,2 ± 3,1	12,4 ± 4,6	13,5 ± 4,2	
		POST	11,2 ± 3,0	10,7 ± 3,0	12,1 ± 5,18	12,8 ± 4,1	
		Δ%	-10,0 ± 10,8	-4,2 ± 13,3	-3,5 ± 12,9	-5,5 ± 4,1	
	5°-FD _{max}	PRE	15,3 ± 4,0	15,4 ± 4,1	15,7 ± 5,1	16,0 ± 3,9	
		POST	15,2 ± 4,2	13,5 ± 3,7 *	14,9 ± 5,4	16,1 ± 4,1	
		Δ%	-1,1 ± 6,5	-11,6 ± 14,8 #‡	-6,1 ± 8,7	0,8 ± 8,0	
	Variations de longueur des fascicules, cm	15°-FD _{max}	PRE	0,33 ± 0,05	0,39 ± 0,07	0,38 ± 0,08	0,38 ± 0,06
			POST	0,42 ± 0,11 *	0,39 ± 0,1	0,40 ± 0,09	0,37 ± 0,07
			Δ%	28,1 ± 29,8 †	-0,4 ± 17,1	5,7 ± 14,5	-3,3 ± 7,0
15-10°		PRE	0,11 ± 0,03	0,14 ± 0,04	0,14 ± 0,05	0,13 ± 0,03	
		POST	0,14 ± 0,06	0,14 ± 0,05	0,14 ± 0,05	0,12 ± 0,04	
		Δ%	21,8 ± 44,2	-1,7 ± 21,8	4,4 ± 32,3	-6,7 ± 16,1	
10-5°		PRE	0,11 ± 0,03	0,14 ± 0,05	0,13 ± 0,03	0,11 ± 0,04	
		POST	0,13 ± 0,04	0,14 ± 0,04	0,14 ± 0,05	0,11 ± 0,04	
		Δ%	25,2 ± 37,6	15,5 ± 62,9	14,7 ± 37,0	-4,7 ± 7,9	
5°-FD _{max}		PRE	0,11 ± 0,03	0,12 ± 0,02	0,11 ± 0,03	0,14 ± 0,04	
		POST	0,15 ± 0,05 *	0,12 ± 0,05	0,11 ± 0,04	0,14 ± 0,04	
		Δ%	45,3 ± 49,2 †	-4,0 ± 26,2	3,9 ± 26,6	0,3 ± 7,5	

Tableau 6. Variations de moment passif et de longueur des fascicules enregistrées immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED), activité musculaire sous-maximale isométrique (AMSI) et condition contrôle (CON) (moyenne ± écart type). Différence significative avec * les valeurs PRE, # CON, ‡ ES et † les trois autres conditions (P<0,05).

Discussion

L'étude C avait pour objectif de tester l'hypothèse que l'influence des étirements dynamiques sur les propriétés mécaniques résulte des effets de l'étirement du système musculo-tendineux et de l'échauffement musculaire. Les résultats ont, en partie, confirmé cette hypothèse puisque les étirements dynamiques n'ont altéré ni la force maximale volontaire isométrique, ni les propriétés intrinsèques musculaires, tout en réduisant la variation de moment passif. A l'inverse, les étirements statiques ont diminué le moment maximal volontaire isométrique et augmenter de façon importante l'extensibilité des fascicules musculaires. De plus, l'activité musculaire sous-maximale isométrique a induit une amélioration de la contractilité musculaire (PFE et VDF), sans affecter les propriétés viscoélastiques.

Effets de l'étirement (comparaison ED/ES)

Tout comme une partie de la littérature (Behm et al. 2004; Power et al. 2004), les analyses statistiques ont révélé une réduction du moment maximal volontaire isométrique suite aux étirements statiques. Néanmoins, nos résultats n'ont montré aucune influence de ce protocole sur les propriétés contractiles évoquées. De précédentes études (Ryan et al. 2008a; Cannavan et al. 2012) ont également reporté des résultats similaires et suggéré que des durées modérées d'étirements statiques ne seraient pas suffisantes pour induire une altération de la contractilité musculaire. Nous avons pourtant montré lors de l'étude A, une modification du PFE, de la VDF et du DEM suivant 30 s d'étirement. Comme nous l'avons suggéré, la réalisation de contractions maximales isométriques concomitantes au protocole d'étirement pourrait atténuer les effets néfastes qui s'en suivent, du moins pour des durées modérées (Kay et Blazevich 2009b). L'échauffement musculaire et les contractions réalisées au cours de l'étude présente pourraient donc expliquer cette différence avec la première étude. De la même façon, les étirements dynamiques n'ont pas affecté la production de force évoquée, mais n'ont cependant pas altéré le moment maximal volontaire. Ceci est cohérent avec de précédentes études qui n'ont montré aucun effet de ce type d'étirement sur la production de force (Herda et al. 2008; Jagers et al. 2008; Costa et al. 2014). En accord avec la littérature (Opplert et Babault 2018), les étirements dynamiques semblent être moins néfastes pour la performance musculaire subséquente que les étirements statiques.

La variation de moment passif n'était pas significativement modifiée par le protocole d'étirements statiques, ce qui est en désaccord avec une partie de la littérature (Yeh et al. 2005; Ryan et al. 2008b; Morse et al. 2008; Herda et al. 2014). Cependant, ces études ont utilisé des protocoles

d'étirements statiques à moment constant. Comme expliqué précédemment, cette modalité d'étirement affecterait davantage la variation de moment passif (Herda et al. 2014), principalement par une tension maximale constamment appliquée au système musculo-tendineux. D'autre part, au cours de l'étude A, la variation de moment passif était calculée sur la totalité de l'amplitude articulaire maximale ($FP_{\max} - FD_{\max}$), tandis que lors de cette étude, les variations étaient considérées à travers différentes portions des 15 derniers degrés de la flexion dorsale maximale. A la différence des étirements statiques, les étirements dynamiques ont induit une diminution de la variation de moment passif. De la même manière, McNair et al. (McNair et al. 2000) ont comparé les réponses viscoélastiques de deux types d'étirements passifs (statiques vs cycliques) et ont reporté une altération de la raideur musculo-tendineuse suite aux étirements cycliques seulement, alors considérés comme plus efficaces que les étirements statiques pour diminuer la résistance passive. Il était alors suggéré qu'une réorganisation des tissus musculo-tendineux, et notamment qu'une redistribution des constituants les plus mobiles du système (tels que l'eau et les polysaccharides), se produirait plus rapidement durant les étirements cycliques (McNair et al. 2000; Kubo et al. 2001b; Nordez et al. 2009).

Enfin, la variation de longueur des fascicules n'a pas été modifiée par les étirements dynamiques, mais a été augmentée à la suite des étirements statiques. Comme démontré précédemment, les modulations des propriétés viscoélastiques sont dépendantes de l'amplitude de l'étirement (Gajdosik 2001), soulignées par une diminution de raideur plus importante en fin d'amplitude (Gajdosik 2001; Herda et al. 2012). Il est donc cohérent que les changements d'extensibilité des fascicules musculaires soient moins importants suite aux étirements dynamiques, dont l'amplitude inhérente est inférieure à celle des étirements statiques. Par ailleurs, le relâchement musculaire au cours des étirements statiques expliquerait en grande partie l'augmentation de la variation de longueur des fascicules (Magnusson et al. 1996c, 1997; Gajdosik 2001). Les étirements statiques et dynamiques ont donc modulé différemment les propriétés viscoélastiques du système musculo-tendineux. Alors qu'une réorganisation des tissus, induite par les mouvements cycliques, pourrait expliquer la diminution de la variation de moment passif après les étirements dynamiques, le relâchement musculaire, se manifestant lors de l'étirement statique, a probablement affecté l'extensibilité des fascicules musculaires.

Effets de l'échauffement musculaire (comparaison ED/AMSI)

De récentes études ont attribué l'amélioration de la performance musculaire, consécutive aux étirements dynamiques, à l'augmentation de la température musculaire et/ou la potentiation post-activation (Hough et al. 2009; Fletcher 2010). Afin d'évaluer les effets de ce processus d'échauffement, des contractions d'une intensité similaire ont été réalisées dans des conditions isométriques (sans étirement du système musculo-tendineux). Nos résultats ont montré une augmentation du PFE et de la VDF suite aux activités musculaires sous-maximales isométriques. Puisque le phénomène de PAP est plutôt associé à des contractions de haute intensité (Maloney et al. 2014), l'augmentation de la température semble être un mécanisme sous-jacent plus probable pour expliquer ce résultat. De plus, l'absence de modification du délai électromécanique, qui est principalement associé à des mouvements calciques (Fitts 1994), ne supporte pas cette hypothèse. En effet, le mécanisme de PAP repose sur la phosphorylation des chaînes légères régulatrices de myosine qui rendraient l'interaction entre l'actine et la myosine plus sensible au relâchement du calcium du réticulum sarcoplasmique (Sweeney et al. 1993; Rassier et MacIntosh 2000; Sale 2002). Par conséquent, la répétition de contractions volontaires isométriques de faible intensité était suffisante pour induire une augmentation de la contractilité musculaire, certainement via un processus d'échauffement. Par ailleurs, cette condition expérimentale n'a pas eu d'effet significatif sur le moment maximal volontaire isométrique, suggérant que l'intensité des contractions n'était pas suffisante. Finalement, en raison de l'absence d'effets sur la production de force maximale volontaire et évoquée, les étirements dynamiques sembleraient moins efficaces pour la performance musculaire subséquente, malgré une intensité de contraction similaire.

On aurait pu s'attendre à ce que la répétition de contractions musculaires affecte les propriétés viscoélastiques de par l'augmentation de la température musculaire, induisant par conséquent une diminution de la viscosité (Buchthal et al. 1944; Mutungi et Ranatunga 1998; Bishop 2003) et une augmentation de l'extensibilité musculaire (Mutungi et Ranatunga 1998; Herda et al. 2012). Cependant, les résultats n'ont montré aucune modification de la variation de moment passif et/ou de la longueur des fascicules musculaires. Il est possible que la méthodologie utilisée pour évaluer ces paramètres soit à l'origine de ces résultats. En effet, l'absence de variation pourrait être due, au moins en partie, à la faible vitesse d'étirement lors du test de flexion dorsale maximale (Noonan et al. 1993). Selon ces auteurs, une faible vitesse d'étirement pourrait atténuer les modifications de raideurs induites par une augmentation de température musculaire (Noonan et al. 1993). Ceci est un paramètre important à considérer puisque la vitesse relativement faible utilisée lors de notre étude pourrait expliquer l'absence d'effets de la condition AMSI sur les propriétés viscoélastiques.

Conclusion

Les résultats de cette étude n'ont démontré aucune influence des étirements dynamiques sur la production de force maximale volontaire et évoquée, contrairement aux étirements statiques et aux contractions musculaires sous-maximales isométriques, qui ont respectivement réduit le moment maximal volontaire isométrique et augmenté la force maximale évoquée. Les étirements dynamiques apparaissent donc moins néfastes que les étirements statiques, probablement en raison des caractéristiques d'étirement différentes (statique vs cyclique, passif vs actif), mais moins favorables que les contractions musculaires sous-maximales isométriques, certainement en raison des effets liés à l'étirement musculo-tendineux. Ces résultats supportent donc en partie notre hypothèse initiale, qu'au cours des étirements dynamiques, les effets de l'échauffement musculaire compensent partiellement les effets de l'étirement. Finalement, les étirements dynamiques pourraient être envisagés comme une activité musculaire dynamique. D'un point de vue pratique, ceci suggère que ce type d'étirement peut être réalisé avant une performance, mais néanmoins accompagné d'une activité musculaire de plus haute intensité, afin d'optimiser les effets de l'échauffement musculaire sur le système musculo-tendineux. Si les contractions musculaires inhérentes aux étirements dynamiques semblent affecter les propriétés mécaniques, on peut se demander s'il peut en être de même avec les propriétés neurophysiologiques. Une amélioration transitoire de l'excitabilité de la voie corticospinale pourrait traduire une transition du système neuromusculaire à un état favorable à l'exercice subséquent, ou encore à l'apprentissage moteur.

Etude D

Effets aigus des étirements dynamiques sur les propriétés neurophysiologiques des muscles fléchisseurs plantaires : augmentation de l'excitabilité corticospinale

Opplert, J., Paizis, C., Papitsa, A., Blazeovich, AJ, Babault, N. Acute effects of static and dynamic stretching on spinal and corticospinal excitability of plantar flexor muscles.

Soumis.

Introduction

Au cours de l'étude précédente, nous avons testé l'hypothèse qu'en raison de l'activité musculaire inhérente aux étirements dynamiques, les propriétés mécaniques du système musculo-tendineux ne seraient pas altérées comparativement aux étirements statiques. Nos résultats supportent cette hypothèse et suggèrent que cette activité musculaire compense et minimise les effets néfastes de l'étirement des structures musculo-tendineuses sur les propriétés mécaniques. On peut ensuite se questionner sur les éventuelles modulations neurophysiologiques suite à ce type d'activité.

Pour une meilleure compréhension des effets des étirements statiques et dynamiques sur la performance musculaire, il semble important d'étudier les éventuels effets de ces modalités sur les propriétés neurophysiologiques. En effet, de précédentes recherches ont rapporté qu'une réduction de la commande motrice du système nerveux central (d'origine spinal et/ou supraspinal) à la périphérie était un facteur majeur de la diminution de force suite aux étirements dynamiques (Trajano et al. 2017). Cependant, il n'existe que très peu d'informations quant à l'état de la voie corticospinale suite à la réalisation d'étirements dynamiques. De précédentes recherches, examinant l'influence des étirements sur les modulations d'excitabilité corticospinale, ont principalement apporté des informations sur les changements pendant les étirements, démontrant des inhibitions au niveau spinal et/ou cortical (Vujnovich et Dawson 1994; Guissard et al. 2001). Les quelques mesures effectuées après étirement n'apportent pas de réel consensus, avec d'une part, une récupération complète de ces inhibitions (Guissard et al. 2001), et d'autre part, une facilitation transitoire de l'excitabilité spinale (Budini et al. 2017) et corticospinale (Budini et al. 2018b). De tels changements peuvent souligner une altération de la voie efférente jusqu'au muscle (Trajano 2017), mais également de la voie afférente sensorielle provenant des fuseaux neuromusculaires, des organes tendineux de Golgi, des mécanorécepteurs ou des nocicepteurs (Behm et al. 2001).

Il est connu que les mécanismes sous-jacents aux modulations d'excitabilité peuvent être modérés par un certain nombre de facteurs centraux et périphériques. Par exemple, il a été démontré qu'une activation musculaire volontaire pouvait induire une augmentation de l'excitabilité corticospinale comparativement à une condition passive (Chye et al. 2010). Aussi, les modulations d'excitabilité spinale et corticospinale peuvent dépendre de l'amplitude du mouvement (Guissard et al. 2001), avec des mécanismes d'inhibition plus importants pour des amplitudes plus grandes. Puisque ces propriétés diffèrent entre étirements statiques et dynamiques, on peut s'attendre à observer des adaptations neurophysiologiques différentes suite à ces deux modalités.

Au cours de cette dernière étude, nous avons cherché à identifier les effets aigus de deux modalités d'étirement (statique et dynamique) sur les propriétés neuromusculaires, avec un intérêt spécial pour les modulations d'excitabilité de la voie corticospinale. Nous avons émis l'hypothèse qu'en raison de l'activité musculaire répétée et de l'amplitude inférieure inhérente aux étirements dynamiques, une augmentation de l'excitabilité spinale et corticospinale devrait être observée comparativement aux étirements statiques. Autrement dit, on peut s'attendre à ce qu'une durée modérée d'étirements dynamiques permette de potentialiser l'excitabilité de la voie corticospinale et donc de préparer le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente.

Matériels et méthodes

Procédure expérimentale

15 sujets sportifs ($23,8 \pm 2,9$ ans, $183,43 \pm 6,2$ cm, $84,3 \pm 10,8$ kg et $7,5 \pm 3,3$ h d'activité physique (football, rugby ou handball) par semaine) ont participé à cette étude, afin de déterminer les effets aigus de trois conditions expérimentales sur l'excitabilité de la voie corticospinale et les propriétés neuromusculaires des muscles fléchisseurs plantaires. Trois sessions randomisées et espacées d'au moins 48h étaient réalisées, incluant (i) des étirements statiques (ES) et (ii) dynamiques (ED), ainsi qu'une (iii) condition contrôle (CON).

Les différentes étapes de la procédure expérimentale sont présentées dans la figure 47. Les sujets étaient positionnés en position de décubitus latéral gauche, afin d'éviter toute influence de la gravité et du poids du levier au cours des étirements dynamiques (voir partie IV. Matériels et méthodes). Pour commencer, l'amplitude articulaire maximale a été déterminée passivement ($FP_{max} - FD_{max}$). Ensuite, et après un échauffement court et progressif constitué de dix contractions sous-maximales isométriques en position neutre, une contraction maximale volontaire isométrique (CMVI) a été réalisée afin de définir le niveau d'activité musculaire imposé lors des stimulations (voir ci-dessous). Avant de débiter la procédure d'évaluation, une courbe de recrutement a été effectuée à partir de la technique de stimulation percutanée, en incrémentant l'intensité des stimulations de 2 mA jusqu'à l'obtention de H_{max} , puis de 5 mA jusqu'à M_{max} . Deux stimulations ont été délivrées à chaque intensité avec un intervalle de 5 s entre chaque stimulation. La courbe de recrutement et le protocole de neurostimulation (voir ci-dessous) ont été réalisés en position neutre, lors de contractions isométriques à 30% du MMVI, notamment afin de permettre la comparaison avec

le potentiel évoqué par stimulation magnétique transcrânienne. Aussi, afin de réduire la durée du protocole de stimulation, un intervalle de 5 s entre chaque stimulation a été utilisé. Enfin, une courbe de recrutement a été effectuée à partir de la stimulation magnétique transcrânienne pour déterminer le seuil moteur actif, autrement dit, la plus faible intensité permettant de détecter un potentiel moteur évoqué. Chaque stimulation a été induite au cours de faibles contractions correspondant à 30% du moment maximal volontaire isométrique (MMVI).

Protocole d'évaluation

Immédiatement avant (PRE) et 10 s (POST) après chaque condition expérimentale, 3 H_{\max} , 3 M_{\max} et 6 PME (à 130% du seuil moteur actif) ont été évoqués avec un intervalle de 5 s entre chaque stimulation. Il était demandé aux sujets d'atteindre un plateau de 30% du MMVI avant chaque stimulation et de le maintenir 1 s après. De par la grande variabilité des valeurs de H_{\max} et de PME, un plus grand nombre de mesures semblerait plus approprié. Cependant, la majorité des études ont montré que ces valeurs tendent rapidement à revenir aux valeurs initiales (Guissard et al. 2001; Budini et al. 2017, 2018b). Par conséquent, afin d'évaluer l'influence des étirements statiques et dynamiques sur l'excitabilité de la voie corticospinale, nous avons décidé de mettre en place un protocole de stimulations court, dans le but de ne pas masquer de potentielles modulations transitoires. Enfin, il était demandé aux sujets de réaliser une CMVI de 5 s environ.

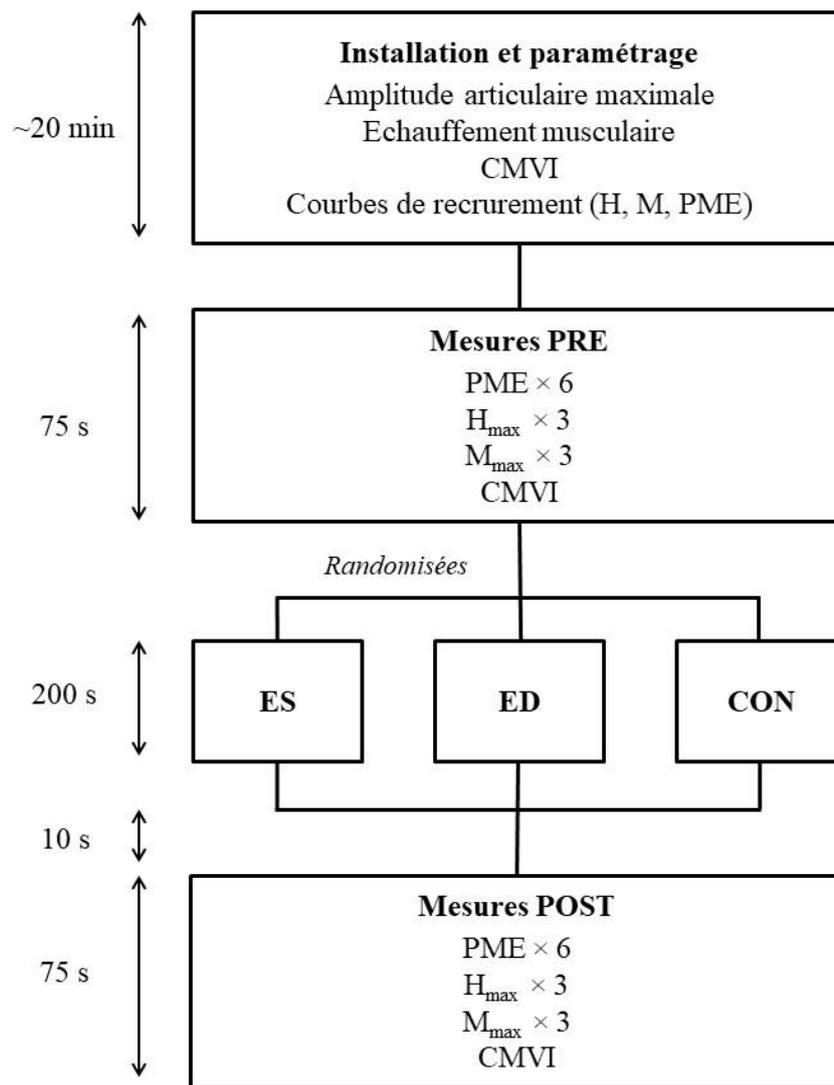


Figure 47. Déroulement de la procédure expérimentale de l'étude D. CON, condition contrôle ; CMVI, Contraction maximale volontaire isométrique ; ED, Etirements dynamiques ; ES, Etirements statiques ; PME, Potentiel moteur évoqué.

Analyse des données

Les amplitudes pic à pic de réponses H_{\max} , M_{\max} et PME ont été mesurées au cours des contractions sous-maximales isométriques. Les ratios H_{\max}/M_{\max} et PME/M_{\max} ont ensuite été calculés, procurant respectivement des mesures d'excitabilité spinale et corticospinale (Duclay et al. 2014). La période de silence corticale (PSc) a également été mesurée. Les propriétés neuromusculaires ont été étudiées à partir du pic de force évoquée (PFE) de la secousse musculaire résultant de la réponses M_{\max} , et du moment maximal volontaire isométrique mesuré au cours de la

CMVI. L'activité EMG a été quantifiée (EMG/M_{max}) au cours des contractions sous-maximales, 200 ms avant chaque stimulation (Duclay et Martin 2005), afin d'évaluer la reproductibilité des contractions, mais également au cours de le CMVI, sur une période de 200 ms (Trajano et al. 2013). L'ensemble des données neurophysiologiques a été évalué au niveau des trois muscles fléchisseurs plantaires (SOL, GM et GL), puis moyenné afin d'obtenir une estimation représentative du triceps sural (TS). Egalement, le moment maximal développé par les muscles fléchisseurs plantaires lors de chaque mouvement de flexion plantaire au cours de l'étirement dynamique a été enregistré, moyenné et normalisé par le MMVI.

Analyse statistique

Une ANOVA à deux facteurs [condition expérimentale (ES vs ED vs CON) \times temps (PRE vs POST)] avec mesures répétées a été réalisée sur l'ensemble des variables. En cas d'effet ou d'interaction significative, un test post-hoc Fisher (LSD) a été effectué. L'eta-carré partiel et le d de Cohen ont été calculés à partir des résultats de l'ANOVA et du test post-hoc, respectivement. Le niveau de significativité pour l'ensemble des tests a été fixé à 5%. Les valeurs exactes de P ont été spécifiées, sauf pour des valeurs $<0,001$. La puissance statistique pour l'ensemble des variables était entre 0,63 et 1,00. Enfin, les valeurs étaient présentées sous forme de moyenne \pm erreur standard, pour plus de visibilité.

Résultats

Les valeurs EMG enregistrées au cours des contractions sous-maximales isométriques n'étaient pas significativement différentes entre les tests PRE et POST pour les variables PME, H_{max} et M_{max} et pour l'ensemble des muscles. En effet, aucune interaction ou effet significatif n'a été observé pour EMG_{PME} , $EMG_{H_{max}}$ et $EMG_{M_{max}}$ pour le SOL ($P=0,67$, $P=0,22$ et $P=0,41$; respectivement), GM ($P=0,13$, $P=0,07$ and $P=0,12$, respectivement), GL ($P=0,41$, $P=0,47$ et $P=0,78$, respectivement) et TS ($P=0,47$, $P=0,09$ et $P=0,28$; respectivement).

L'ANOVA n'a pas révélé d'interaction ou d'effet principal pour les variables PFE et MMVI. Egalement, la force volontaire développée par les muscles fléchisseurs plantaires au cours de l'étirement dynamique était relativement faible ($9,04 \pm 1,32$ N.m) et correspondait à $7,3 \pm 3,0\%$ du MMVI. Les analyses statistiques ont révélé une interaction (condition expérimentale \times temps) pour

l'amplitude du PME et le ratio PME/M_{max} pour le SOL (P=0,025, $\eta^2=0,23$ et P=0,028, $\eta^2=0,23$; respectivement) et GL (P=0,017, $\eta^2=0,25$ et P=0,026, $\eta^2=0,23$; respectivement) (Tableau 7). L'amplitude du PME et le ratio PME/M_{max} ont été augmentés après les SS pour le SOL (P=0,001, $d=0,57$ et P=0,001, $d=0,54$; respectivement) et GL (P<0,001, $d=0,82$ and P<0,001, $d=0,64$; respectivement) mais pas pour le GM. Aussi, une augmentation de ces deux variables a été enregistrée suite aux ED pour le GL (P=0,021, $d=0,38$ et P=0,003, $d=0,53$; respectivement) mais pas pour le SOL et GM. Concernant le GM, un effet temps a été reporté pour l'amplitude du PME et le ratio PME/M_{max} (P<0,001, $\eta^2=0,58$ et P=0,002, $\eta^2=0,49$; respectivement). L'amplitude du PME était significativement plus importante lors des mesures POST ($1,15 \pm 0,53$; P<0,001, $d=0,24$) comparativement aux mesures PRE ($1,03 \pm 0,48$). De façon similaire, le ratio PME/M_{max} était plus important lors des mesures POST ($0,15 \pm 0,09$; P=0,002, $d=0,12$) par rapport aux mesures PRE ($0,14 \pm 0,08$). Pour ces trois muscles, aucune interaction ou effet significatif n'a été reporté pour les amplitudes de H_{max} (SOL : P=0,25 ; GM : P=0,06 ; GL : P=0,22) et M_{max} (SOL : P=0,78 ; GM : P=0,78 ; GL : P=0,68), les ratios H_{max}/M_{max} (SOL : P=0,25 ; GM : P=0,64 ; GL : P=0,15) et EMG/M_{max} (SOL : P=0,23 ; GM : P=0,13 ; GL : P=0,54), ainsi que la période de silence corticale (SOL : P=0,09 ; GM : P=0,27 ; GL : P=0,5).

Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur le système neuromusculaire

		SOL			GM			GL		
		ES	ED	CON	ES	ED	CON	ES	ED	CON
PME (mV)	PRE	0,77 ± 0,09	1,12 ± 0,17	0,96 ± 0,12	1,07 ± 0,17	1,05 ± 0,12	0,99 ± 0,08	0,88 ± 0,10	0,95 ± 0,14	0,98 ± 0,18
	POST	1,08 ± 0,18 *	1,08 ± 0,16	1,01 ± 0,13	1,13 ± 0,16	1,29 ± 0,15	1,02 ± 0,10	1,28 ± 0,14 *	1,16 ± 0,15 *	1,00 ± 0,18
H _{max} (mV)	PRE	8,18 ± 0,65	7,91 ± 0,66	7,81 ± 0,73	2,44 ± 0,19	1,96 ± 0,22	2,40 ± 0,27	2,9 ± 0,27	2,15 ± 0,28	2,79 ± 0,28
	POST	7,66 ± 0,69	8,15 ± 0,64	7,32 ± 0,70	2,03 ± 0,22	2,19 ± 0,23	2,02 ± 0,25	2,57 ± 0,27	2,22 ± 0,27	2,75 ± 0,34
M _{max} (mV)	PRE	10,87 ± 0,71	13,69 ± 0,71	10,80 ± 0,68	10,33 ± 1,01	11,00 ± 1,15	9,11 ± 0,97	9,78 ± 0,94	13,77 ± 0,89	13,25 ± 1,09
	POST	12,10 ± 0,69	13,96 ± 0,61	10,18 ± 0,68	12,10 ± 0,69	13,96 ± 0,61	9,62 ± 0,94	9,69 ± 0,89	14,43 ± 0,96	12,75 ± 1,03
PME/M _{max}	PRE	0,069 ± 0,009	0,082 ± 0,012	0,083 ± 0,011	0,150 ± 0,024	0,136 ± 0,024	0,138 ± 0,018	0,115 ± 0,015	0,093 ± 0,013	0,104 ± 0,015
	POST	0,091 ± 0,013 *	0,079 ± 0,011	0,089 ± 0,012	0,168 ± 0,023	0,158 ± 0,023	0,135 ± 0,016	0,157 ± 0,019 *	0,129 ± 0,021 *	0,105 ± 0,014
H _{max} /M _{max}	PRE	0,594 ± 0,058	0,484 ± 0,051	0,548 ± 0,062	0,287 ± 0,043	0,216 ± 0,038	0,252 ± 0,034	0,218 ± 0,034	0,147 ± 0,026	0,188 ± 0,027
	POST	0,565 ± 0,061	0,508 ± 0,049	0,525 ± 0,068	0,281 ± 0,053	0,213 ± 0,031	0,228 ± 0,035	0,209 ± 0,032	0,204 ± 0,051	0,182 ± 0,029
EMG/M _{max}	PRE	0,021 ± 0,002	0,018 ± 0,002	0,018 ± 0,002	0,044 ± 0,005	0,040 ± 0,006	0,039 ± 0,005	0,034 ± 0,004	0,034 ± 0,004	0,029 ± 0,004
	POST	0,021 ± 0,002	0,016 ± 0,001	0,018 ± 0,003	0,051 ± 0,008	0,038 ± 0,005	0,035 ± 0,005	0,037 ± 0,004	0,031 ± 0,005	0,030 ± 0,004
PSc (ms)	PRE	111,4 ± 5,0	109,8 ± 4,8	108,0 ± 5,4	103,6 ± 4,2	104,6 ± 5,2	104,3 ± 5,7	109,3 ± 4,8	109,5 ± 3,6	116,1 ± 10,0
	POST	113,2 ± 5,7	105,8 ± 4,6	107,8 ± 4,6	106,7 ± 5,0	102,8 ± 5,2	104,9 ± 5,5	109,5 ± 5,1	105,2 ± 3,9	107,0 ± 4,0

Tableau 7. Amplitude du potentiel moteur évoqué (PME) et des réponses H_{max} et M_{max}, ratios PME/M_{max}, H_{max}/M_{max} et EMG/M_{max} et durée de la période de silence cortical (PSc) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour les muscles soléaire (SOL), et gastrocnémien médial (GM) et latéral (GL) (moyenne ± erreur standard). * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).

Pour le TS (Tableau 8), l'ANOVA a révélé une interaction (condition expérimentale \times temps) pour l'amplitude du PME et le ratio PME/M_{max} (P=0,049, $\eta^2=0,19$ et P=0,026, $\eta^2=0,23$; respectivement), significativement plus importants après SS (P<0,001, $d=0,71$ et P<0,001, $d=0,81$; respectivement) et DS (P=0,029, $d=0,35$ et P=0,019, $d=0,37$; respectivement) (Figure 48A). Finalement, aucune modification significative n'a été reportée pour les amplitudes de H_{max} (P=0,12) et M_{max} (P=0,88), ou pour les ratios H_{max}/M_{max} (P=0,18) (Figure 48B) et EMG/M_{max} (P=0,09), ainsi que la période de silence corticale (P=0,29).

		Conditions expérimentales		
		ES	ED	CON
PME (mV)	PRE	0,91 \pm 0,08	1,04 \pm 0,10	0,98 \pm 0,10
	POST	1,16 \pm 0,10 *	1,18 \pm 0,11 *	1,01 \pm 0,10
H _{max} (mV)	PRE	3,50 \pm 0,31	3,24 \pm 0,30	3,44 \pm 0,36
	POST	3,33 \pm 0,34	3,43 \pm 0,30	3,23 \pm 0,34
M _{max} (mV)	PRE	9,46 \pm 0,58	11,43 \pm 0,82	10,33 \pm 0,68
	POST	9,43 \pm 0,61	11,31 \pm 0,72	10,35 \pm 0,66
PME/M _{max}	PRE	0,098 \pm 0,008	0,094 \pm 0,010	0,109 \pm 0,101
	POST	0,124 \pm 0,008 *	0,108 \pm 0,010 *	0,104 \pm 0,012
H _{max} /M _{max}	PRE	0,380 \pm 0,034	0,304 \pm 0,032	0,345 \pm 0,037
	POST	0,367 \pm 0,038	0,319 \pm 0,030	0,326 \pm 0,039
EMG/M _{max}	PRE	0,030 \pm 0,003	0,028 \pm 0,002	0,026 \pm 0,003
	POST	0,032 \pm 0,003	0,025 \pm 0,002	0,026 \pm 0,003
PSc (ms)	PRE	108,1 \pm 4,6	108,0 \pm 4,2	109,5 \pm 5,9
	POST	109,8 \pm 5,1	104,6 \pm 4,4	106,6 \pm 4,4
PFE (N,m)	PRE	10,3 \pm 1,1	10,1 \pm 1,1	10,5 \pm 0,9
	POST	9,4 \pm 1,0	9,7 \pm 1,1	11,3 \pm 0,9
MMVI (N,m)	PRE	130,8 \pm 5,7	133,5 \pm 7,6	127,2 \pm 5,8
	POST	128,6 \pm 5,8	130,6 \pm 7,7	127,8 \pm 5,2

Tableau 8. Amplitude du potentiel moteur évoqué (PME) et des réponses H_{max} et M_{max}, ratios PME/M_{max}, H_{max}/M_{max} et EMG/M_{max}, durée de la période de silence cortical (PSc), pic de force évoqué (PFE) et moment maximal volontaire isométrique (MMVI) enregistrés immédiatement avant (PRE) et 10 s après (POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour le triceps sural (moyenne \pm erreur standard). * Différence significative avec les valeurs PRE (P<0,05).

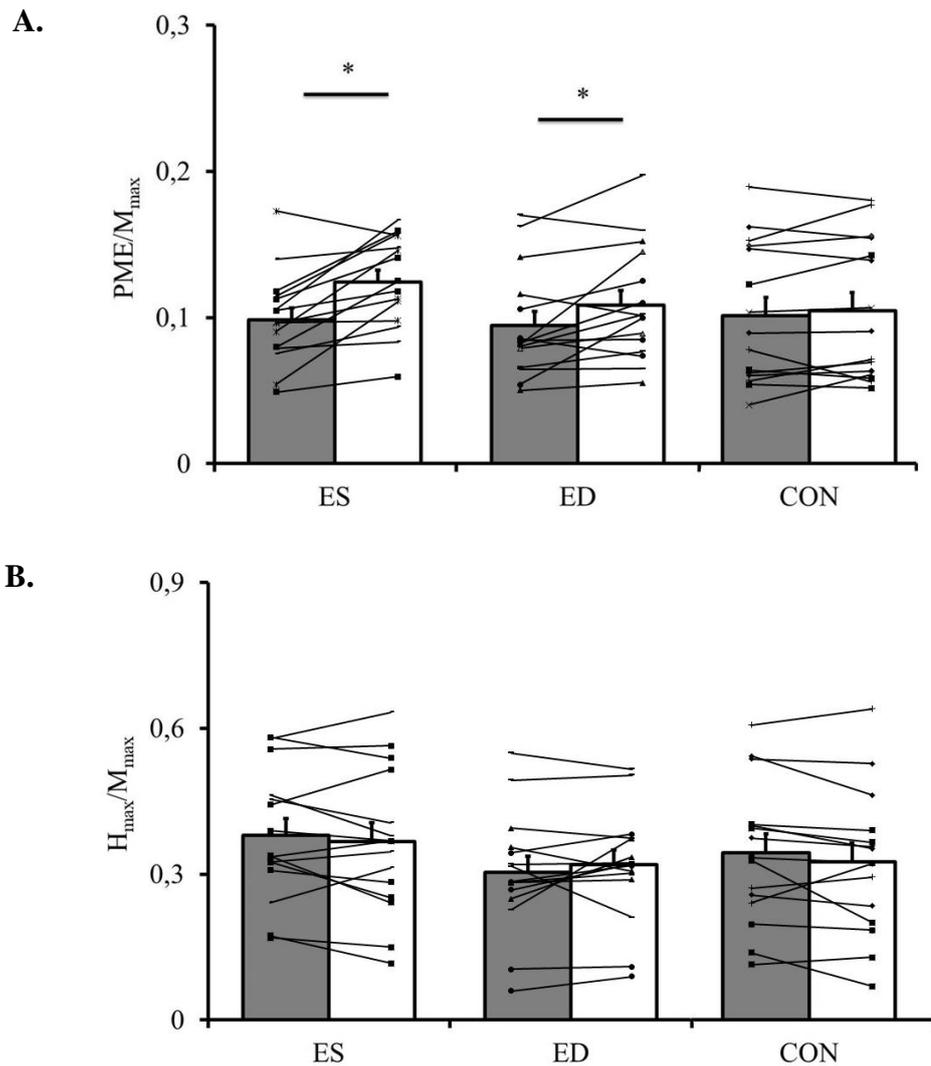


Figure 48. Moyenne (\pm erreur standard) et données individuelles des ratios (A) PME/M_{max} , et (B) H_{max}/M_{max} enregistrés immédiatement avant (gris, PRE) et 10 s après (blanc, POST) étirements statiques (ES), étirements dynamiques (ED) et condition contrôle (CON) pour le triceps sural. * Différence significative avec les valeurs PRE ($P < 0,05$).

Discussion

Les effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur les modulations d'excitabilité spinale et corticospinale ont été évalués. Les résultats ont montré (i) une absence de changement d'excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}), et (ii) une augmentation significative de l'excitabilité corticospinale

(MEP/ M_{\max}) suite à ces deux modalités, indiquant une facilitation de la voie corticospinale, indépendamment du type d'étirement réalisé au préalable.

Force maximale et activation musculaire

L'activation musculaire, mesurée par EMG/ M_{\max} , n'a pas été altérée, suggérant que les deux conditions expérimentales utilisées dans cette étude n'ont pas influencé la commande motrice efférente lors de la contraction maximale volontaire isométrique. De plus, le moment maximal volontaire et évoqué n'ont pas été modulés. Ces résultats sont cohérents avec de précédentes études, ayant utilisé des durées d'étirement similaires et n'ayant pas reporté de changement de la force maximale isométrique des muscles fléchisseurs plantaires (Herda et al. 2008; Costa et al. 2014). Néanmoins, au cours des études précédentes, nous avons observé une altération du moment maximal volontaire isométrique suite aux étirements statiques. Comme évoqué précédemment, réaliser des contractions ou des activités musculaires dynamiques pourrait minimiser les effets néfastes des étirements statiques sur la performance musculaire (Chaouachi et al. 2010; Blazevich et al. 2018; Reid et al. 2018). Contrairement aux études B et C, la procédure expérimentale précédant le protocole d'étirement présentait un certain nombre de contractions sous-maximales (de 60 à 80 environ), ainsi que deux CMVI.

Excitabilité corticospinale

Les analyses statistiques ont démontré une augmentation du ratio PME/ M_{\max} suite aux protocoles d'étirements statiques et dynamiques. Ces résultats sont contradictoires avec ceux de la littérature, qui n'ont révélé aucune modification de l'excitabilité corticospinale après étirements statiques (Guissard et al. 2001; Budini et al. 2017). Cependant, les mesures d'excitabilité ont été enregistrées sur un muscle au repos. Au cours de notre étude, les mesures ont été réalisées avec une pré-activation musculaire de 30% du moment maximal volontaire isométrique, afin de faciliter l'amplitude des potentiels évoqués (Sacco et al. 1997) mais aussi afin d'estimer la fonction de la voie corticospinale dans des conditions plus représentatives de celles dans lesquelles des exercices physiques globaux ou de réhabilitation seraient effectués. De plus, la faible durée entre la fin du protocole d'étirement et la fin des mesures de PME, utilisée dans cette étude pourrait, au moins en partie, expliquer les différences observées. Par exemple, Budini et al. (Budini et al. 2017) ont induit 30 PME, sur une durée totale de 150 s après étirement. Il est possible que la moyenne des amplitudes des PME sur une période trop importante puisse masquer les modulations transitoires potentielles d'excitabilité

corticospinale après étirement. Une autre possibilité serait que la courte durée de nos séries d'étirement (20 s), inférieure à celles utilisées lors des autres recherches (1 min (Budini et al. 2017) et 50 s (Guissard et al. 2001)), influence les modulations d'excitabilité corticospinale.

L'augmentation du ratio PME/ M_{max} après étirements statiques et dynamiques pourraient mettre en évidence des mécanismes de facilitation au niveau cortical, spinal et/ou motoneuronal (Duclay et al. 2014), certainement liés aux fréquences de décharges des afférences Ia et Ib (Guissard et al. 2001; Coxon et al. 2005). Des auteurs ont expliqué l'excitabilité corticospinale plus importante au cours de contractions excentriques, comparativement à des contractions concentriques, par une plus grande quantité d'informations sensorielles provenant de l'étirement du système musculo-tendineux et relayées jusqu'au cerveau (Löscher et Nordlund 2002; Duclay et al. 2011; Hahn et al. 2012). Ainsi, l'augmentation de la fréquence de décharge des afférences lors de l'étirement pourrait théoriquement aboutir à l'augmentation du PME.

Concernant les modulations spécifiques aux muscles, on peut noter une augmentation du ratio PME/ M_{max} pour les muscles SOL et GL suite au protocole d'étirements statiques, et pour le muscle GL suite aux étirements dynamiques. L'excitabilité corticospinale du GM n'a pas été significativement modifiée. Des études ont précédemment montré que les projections corticospinales sur les pools de motoneurons des muscles SOL et GM pouvaient être différentes, de par une sensibilité aux mécanismes d'inhibition différente (Duclay et al. 2011) ; le pool de motoneurons du SOL reçoit davantage de retours afférents des fuseaux neuromusculaires que le GM. De plus, il a été suggéré que la fréquence de décharge des afférences Ia pouvait être influencée par la raideur du système musculaire (Avela et Kyro 1999). Une diminution de raideur pourrait induire une réduction de cette fréquence de décharge et par conséquent du réflexe H (Avela et Kyro 1999). Par ailleurs, il a été reporté une réduction de la raideur musculaire du GM comparativement aux muscles SOL et au GL (Hirata et al. 2016), ce qui pourrait en partie expliquer l'absence de modulation d'excitabilité pour le muscle GM.

D'après nos résultats, l'augmentation d'excitabilité corticospinale semblait plus importante suivant les étirements statiques relativement aux étirements dynamiques ; (i) les étirements dynamiques n'ont pas modifié le ratio PME/ M_{max} mesuré au niveau du SOL, contrairement aux étirements statiques (tableau 7), et (ii) considérant le triceps sural, l'augmentation du ratio semblait plus prononcée après étirements statiques (PRE-ES: $0,098 \pm 0,008$ à POST-ES : $0,124 \pm 0,008$; PRE-ED : $0,094 \pm 0,010$ à POST-ED : $0,108 \pm 0,010$; tableau 8), bien qu'aucune différence significative n'ait été reportée. Il

peut être suggéré que l'amplitude importante inhérente aux étirements statiques, relativement aux étirements dynamiques, ait induit une facilitation de la voie corticospinale plus importante, en raison d'une plus grande quantité de retours afférents. En effet, des études ont montré la dépendance des modulations d'excitabilité corticospinale à l'amplitude du mouvement, avec des mécanismes d'inhibition/facilitation plus importants pour des mouvements de grande amplitude (Guissard et al. 2001; Coxon et al. 2005). Cependant, il est important de noter que ces deux modalités ont positivement impacté l'excitabilité corticospinale, malgré quelques différences probablement liées aux différences d'amplitude entre étirements statiques et dynamiques.

Le PME est suivi d'une période de silence du signal EMG, dont l'étude permet d'évaluer la modulation des inhibitions corticospinales. Les périodes de silence de plus de 100 ms, comme observées lors de cette étude, reflètent des mécanismes d'inhibition corticale (Duclay et al. 2011), principalement modulés par les récepteurs GABA_B (Sanger et al. 2001). Ces récepteurs auraient un rôle important dans la modulation de l'inhibition intracorticale à intervalle long (Sanger et al. 2001). Cependant, nos résultats ont révélé une augmentation de l'amplitude du PME, sans changement de la durée de la période de silence. Ceci suggère que l'augmentation de l'excitabilité corticospinale suite aux étirements a eu lieu sans modification au niveau des inhibitions corticales. Néanmoins, une évaluation plus détaillée de ce niveau d'inhibition corticale suite à ces différentes modalités d'étirements pourrait faire l'objet de futures recherches.

Excitabilité spinale

Etant donné le peu d'informations quant aux modulations d'excitabilité spinale suite à la réalisation d'étirements statiques et dynamiques, cette étude avait pour objectif d'évaluer les effets de ces deux modalités sur le réflexe H. Les précédentes recherches ont principalement étudié les changements d'excitabilité au cours d'étirements statiques, démontrant une diminution du ratio H_{\max}/M_{\max} (Guissard et al. 1988, 2001; Vujnovich et Dawson 1994). Celle-ci était alors attribuée à différents mécanismes d'inhibition spinale, tels que l'inhibition pré-synaptique des afférences Ia, le phénomène de dépression post-activation, ou encore l'altération de la transmission entre afférence Ia et motoneurones alpha (Guissard et al. 1988, 2001).

Les quelques mesures effectuées après étirement ont, d'une part, montré une récupération complète de ces inhibitions (Guissard et al. 2001), et d'autre part, une facilitation transitoire de l'excitabilité spinale (Budini et al. 2017). Nos résultats rejoignent ceux de Guissard et al. (Guissard et al. 2001)

puisque aucun changement du ratio H_{\max}/M_{\max} n'a été révélé suite aux étirements statiques. Aussi, Budini et al. (Budini et Tilp 2016) ont montré à travers une revue de littérature, que les inhibitions observées pendant l'étirement, tendaient à disparaître entre 2 et 15 s après la fin du protocole d'étirement. La durée entre la fin de l'étirement et la fin des mesures apparaît encore une fois essentielle dans la compréhension des résultats. Par exemple, Budini et al. (Budini et al. 2017) ont mis en évidence une augmentation du réflexe H suite à 1 min d'étirements statiques, revenu à des valeurs de base dans un délai de 40 à 50 s. Ceci concorde avec la méthode utilisée dans notre étude, dans laquelle les mesures d'excitabilité spinale ont été réalisées entre 40 et 50 s après la fin du protocole d'étirement. En considérant l'augmentation du ratio PME/M_{\max} , nous pouvons formuler une autre hypothèse. Une augmentation de l'excitabilité corticospinale, sans modification de l'excitabilité spinale, peut suggérer une facilitation au niveau cortical pour compenser les inhibitions au niveau spinal induites par l'étirement (Gruber et al. 2009; Duclay et al. 2014; Budini et al. 2018b).

Sachant que des facteurs tels que la vitesse d'étirement (Duclay et al. 2009) ou encore le niveau d'activation des muscles antagonistes (Guissard et al. 1988) peuvent influencer l'amplitude du réflexe H, on pourrait s'attendre à une altération de l'excitabilité spinale suite aux étirements dynamiques par rapport aux étirements statiques. En effet, H_{\max}/M_{\max} pourrait être modulé par des mécanismes d'inhibition provenant des récepteurs tels que les fuseaux neuromusculaires, dont la fréquence de décharge devrait augmenter avec la vitesse d'étirement (Trajano et al. 2014b). D'autre part, il a été montré que les contractions des muscles antagonistes pourraient résulter en une réduction du réflexe H (Sharman et al. 2006). Cependant, aucune modification n'a été détectée suite à la réalisation des étirements dynamiques. Des auteurs ont suggéré l'hypothèse que lorsqu'un étirement est suivi immédiatement d'un raccourcissement, indépendamment du muscle activé (agoniste vs antagoniste) ou de l'intensité des contractions, toute altération du réflexe H pourrait être compensée (Budini et Tilp 2016). Compte tenu de cette hypothèse, nos résultats suggèrent que l'excitabilité de la voie spinale, mesurée au cours d'une légère activation musculaire et après étirements statiques et dynamiques, n'était pas affectée, quelles que soient la vitesse et l'amplitude de l'étirement, ou encore le niveau d'activation musculaire.

Conclusion

L'étude précédente a étudié l'influence de l'activité musculaire, inhérente aux étirements dynamiques, sur les propriétés mécaniques et la production de force maximale, suggérant que cette

modalité était moins néfaste que les étirements statiques. Lors de cette dernière étude, il était alors question d'évaluer les modulations neurophysiologiques, en faisant l'hypothèse que les étirements dynamiques induiraient une augmentation de l'excitabilité corticospinale. Les résultats n'ont montré aucune influence des étirements dynamiques et statiques sur la production de force maximale volontaire et évoquée, mais une augmentation du ratio PME/M_{max}. Bien qu'aucune différence significative n'ait été reportée entre ces deux modalités, les étirements statiques semblent induire une facilitation de la voie corticospinale plus importante, suggérant alors des mécanismes de facilitation dépendants principalement de l'amplitude articulaire de l'étirement. Contrairement à notre hypothèse initiale, les étirements dynamiques n'ont pas été plus favorables (pour les variables considérées dans notre étude) que les étirements statiques. Ceci suggère également que l'activité musculaire inhérente aux étirements dynamiques ne conditionne pas le niveau d'excitabilité corticospinale suivant l'arrêt de l'étirement.

Conclusion des études C et D

Dans le but de donner des recommandations pratiques quant à l'utilisation des étirements avant une performance musculaire et/ou fonctionnelle, cette partie avait pour objectif d'étudier les mécanismes sous-jacents aux étirements dynamiques, en évaluant leurs effets aigus sur les propriétés neuromusculaires des muscles fléchisseurs plantaires. Nous avons fait l'hypothèse qu'en raison de l'activité musculaire inhérente aux étirements dynamiques, les propriétés neuromusculaires ne seraient pas altérées comparativement aux étirements statiques, ni améliorées, en raison de l'étirement des structures musculo-tendineuses.

Nos résultats n'ont montré aucune modification de la force maximale suite aux étirements dynamiques, contrairement aux étirements statiques et aux contractions musculaires sous-maximales isométriques qui ont respectivement réduit le moment maximal volontaire isométrique et augmenté la force maximale évoquée. Lors des étirements dynamiques, l'activité musculaire semble donc compenser les effets néfastes de l'étirement. Finalement, les étirements dynamiques sont moins délétères sur les capacités de production de force que les étirements statiques, mais nécessitent probablement une activité musculaire concomitante de plus haute intensité, afin d'optimiser les effets de l'échauffement musculaire sur le système neuromusculaire. Toutefois, il est important de noter que cette modalité peut suffire à réduire la résistance passive à l'étirement et donc potentiellement augmenter l'amplitude articulaire maximale, sans affecter la production de force. Par ailleurs, le relâchement musculaire au cours de l'étirement statique expliquerait, en partie, l'augmentation de la variation de longueur des fascicules et potentiellement la réduction de force maximale volontaire.

Puisque que l'étude C a montré que les étirements dynamiques n'altéraient pas les capacités de production de force et modulaient différemment les propriétés viscoélastiques, comparativement aux étirements statiques, il convenait d'examiner l'influence de ces deux modalités sur les propriétés neurophysiologiques. Nous avons fait l'hypothèse que les étirements dynamiques, par l'activité musculaire répétée, induiraient des mécanismes de facilitation spinale et/ou supraspinale, potentiellement bénéfiques pour l'exercice musculaire subséquent. Cependant, les résultats de l'étude D ont mis en évidence une augmentation d'excitabilité corticospinale similaire entre les deux modalités, indiquant que les étirements dynamiques ne sont pas plus efficaces que les étirements statiques, malgré une activité musculaire volontaire. Ceci suggère que l'augmentation de l'excitabilité corticospinale est principalement dépendante de l'amplitude articulaire de l'étirement, et donc du retour afférent jusqu'au cortex moteur. Finalement, à travers l'évaluation de différents mécanismes,

ces deux études ont montré que les étirements dynamiques ne seraient pas aussi néfastes que les étirements statiques, mais ne favoriseraient néanmoins pas davantage le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente.



CONCLUSION GENERALE ET PERSPECTIVES

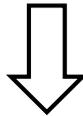
Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale : le cas particulier de la durée d'étirements statiques et du groupe musculaire

ETUDE A

Examiner l'influence de la durée d'étirements statiques sur les propriétés mécaniques, structurales et neurophysiologiques des muscles fléchisseurs plantaires.

- ❖ Altération de la raideur des fascicules, de la résistance passive à l'étirement et des propriétés contractiles (PFE, VDF, DEM)
- ❖ Changements similaires suite à 1× et 10×30 secondes d'étirement
- ❖ Absence de modification de l'excitabilité spinale

La durée d'étirement n'influence pas les modulations mécaniques suite à un protocole aigu d'étirements statiques à angle constant.



ETUDE B

Evaluer l'influence du groupe musculaire sur les modulations mécaniques et structurales induites par une durée modérée d'étirements statiques.

- ❖ Raideur et déformation des fascicules supérieures pour le GM relativement au DF
- ❖ Diminution de la raideur des fascicules et de la résistance passive à l'étirement pour le GM
- ❖ Diminution de la raideur de la JMT similaire entre le GM et le DF

La raideur relative du système musculo-tendineux influence les modulations mécaniques musculaires suite à un protocole aigu d'étirements statiques.

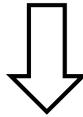
Vers une compréhension de la variabilité inter-expérimentale : le cas particulier des étirements dynamiques

ETUDE C

Examiner l'influence des étirements dynamiques sur les propriétés mécaniques et structurales des muscles fléchisseurs plantaires.

- ❖ ED n'affecte pas la force maximale volontaire (MMVI) et évoquée (PFE) et diminue la résistance passive à l'étirement
- ❖ ES diminue le MMVI et augmente l'extensibilité des fascicules (variation de longueur des fascicules)
- ❖ AMSI augmente le PFE et la VDF, mais n'affecte pas les propriétés viscoélastiques

Les étirements dynamiques résulteraient en une compensation, au moins partielle, entre étirement et échauffement musculaire induit par les contractions volontaires.



ETUDE D

Evaluer les effets aigus des étirements dynamiques sur les propriétés neurophysiologiques des muscles fléchisseurs plantaires.

- ❖ Augmentation du ratio PME/M_{max} suite aux ED et ES
- ❖ Absence de modulation du ratio H_{max}/M_{max} suite aux ED et ES
- ❖ MMVI, PFE et EMG/M_{max} ne sont pas modifiés par les ED et ES

Indépendamment de la modalité (ED ou ES), l'excitabilité corticospinale est augmentée suite à un protocole aigu d'étirements du système musculo-tendineux.

Après une revue de la littérature évaluant les effets aigus des étirements du système musculo-tendineux sur la performance musculaire et fonctionnelle, nous avons noté une grande variabilité des résultats (Opplert et Babault 2018). Cette absence de consensus met en avant l'influence de nombreux facteurs sur les adaptations induites par les étirements. Toutefois, l'influence de certains paramètres sur les propriétés neuromusculaires n'est pas clairement définie, voire même inexplorée. Pour une meilleure compréhension de cette variabilité et des mécanismes impliqués, cette thèse avait pour objectif d'examiner l'influence de différents paramètres sur le système neuromusculaire : la durée d'étirement, le groupe musculaire et la modalité d'étirement.

Nos travaux ont permis d'apporter de nouveaux éléments sur la compréhension des mécanismes neuromusculaires relatifs à la réalisation aiguë d'étirements statiques et dynamiques du système musculo-tendineux. Tout d'abord, nos études ont montré qu'une courte durée (30 s) d'étirements statiques était suffisante pour altérer la production de force maximale, les capacités intrinsèques musculaires et la raideur des fascicules musculaires, pour une durée d'au moins 5 min. Aussi, la diminution de raideur de la jonction musculo-tendineuse suggère que les fascicules ne sont pas les seuls éléments du système musculo-tendineux affectés par l'étirement. D'un point de vue neurophysiologique, l'excitabilité spinale n'a pas été modifiée, même pour une durée importante d'étirement (10 × 30 s). Il peut être suggéré que les inhibitions spinales ne se manifestent que lors de l'étirement (Budini et Tilp 2016) et disparaissent une fois le muscle revenu en position initiale. Finalement, nos résultats ont montré que ces modulations neuromusculaires n'étaient pas dépendantes de la durée d'étirement, mais du groupe musculaire, et plus précisément de la raideur relative du système musculo-tendineux.

Lors de l'étude B, la raideur musculaire du gastrocnémien médial, significativement plus importante, a été diminuée comparativement au muscle droit fémoral. D'autre part, le déplacement de la jonction musculo-tendineuse a été significativement plus importante après étirements statiques pour le droit fémoral, qui présentait un indice de raideur tendineuse plus important que le gastrocnémien médial. L'ensemble de ces résultats montrent bien que les réponses du système musculo-tendineux à l'étirement peuvent être modulées selon les propriétés intrinsèques de ce système, notamment conditionnées par le ratio longueur tendon/muscle. Néanmoins, si on considère différents groupes musculaires, il est possible que les effets de l'étirement soient modulés selon les caractéristiques musculaires et articulaires (e.g. degrés de liberté, masse musculaire), ou selon la configuration du dynamomètre. Afin de s'affranchir de ces éventuels biais expérimentaux, des muscles synergistes pourraient être considérés. Les caractéristiques anatomiques pouvant varier selon

le muscle d'un groupe musculaire, il est possible que les effets de l'étirement sur les propriétés neuromusculaires soient différents. Par exemple, Hirata et al. (Hirata et al. 2016) ont mesuré une réduction de raideur plus importante pour le gastrocnémien médial comparativement aux autres muscles du triceps sural, principalement en raison d'un angle articulaire d'équilibre plus faible. A notre connaissance, aucune recherche ne s'est intéressée aux muscles ischio-jambiers. L'étude de ce groupe musculaire pourrait être pertinente, étant donné son implication dans la pratique sportive, et plus particulièrement dans un contexte de préparation à la performance sportive. Finalement, l'ensemble de ces résultats suggère, qu'indépendamment de la durée, les étirements statiques ne seraient pas efficaces pour préparer le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente, et plus particulièrement pour des muscles raides.

Les résultats sont cohérents avec ceux de la littérature, qui montrent notamment des altérations de raideur musculo-tendineuse, et qui suggèrent que les étirements statiques devraient être utilisés avec précaution avant un exercice musculaire (Kubo et al. 2001b; Morse et al. 2008). Par ailleurs, des recherches ont montré que les étirements dynamiques seraient moins néfastes, voire bénéfiques, dans un contexte de préparation à la performance musculaire ou fonctionnelle (Yamaguchi et al. 2007; Hough et al. 2009). Si la littérature s'est intéressée de nombreuses fois aux étirements statiques, il existe peu d'informations concernant les mécanismes neuromusculaires enclins aux étirements dynamiques. Nous avons donc cherché à définir ces mécanismes sous-jacents, en évaluant les effets des étirements statiques et dynamiques sur les propriétés mécaniques et neurophysiologiques.

Notre hypothèse de départ postulait, d'une part que les effets des étirements dynamiques sur les propriétés du système neuromusculaire résulteraient en une compensation entre activité musculaire et étirement des structures musculo-tendineuses, et d'autre part que cette modalité pourrait être une alternative aux étirements statiques pour préparer au mieux la performance subséquente. Finalement, les résultats de l'étude C vont dans le sens de cette hypothèse, puisque les étirements dynamiques n'ont pas altéré les capacités de production de force maximale comparativement aux étirements statiques. Les étirements dynamiques seraient donc moins néfastes que les étirements statiques, et permettraient tout de même de réduire la résistance passive à l'étirement. Au regard de l'amélioration des propriétés intrinsèques musculaires suite à une activité musculaire sous-maximale (condition AMSI), les résultats suggèrent également que lors des étirements dynamiques, les effets de l'activité musculaire compensent partiellement les effets de l'étirement, mais également que l'intensité de cette activité n'est pas suffisante pour induire une amélioration de la performance musculaire. Pour résumer, les étirements dynamiques pourraient être envisagés comme une activité

musculaire dynamique. D'un point de vue pratique, ceci suggère que ce type d'étirement peut être réalisé avant une performance, mais néanmoins accompagnés d'une activité musculaire de plus haute intensité, afin d'optimiser les effets de l'échauffement musculaire sur le système musculo-tendineux.

Si les étirements dynamiques induisent des adaptations mécaniques différentes des étirements statiques, on peut se demander si l'absence d'effet sur la production de force maximale n'est pas également due à des modulations neurophysiologiques. La dernière étude a permis l'évaluation de l'excitabilité de la voie corticospinale suite à un protocole aigu d'étirements dynamiques en comparaison avec un protocole d'étirements statiques. Nous avons fait l'hypothèse qu'en raison de l'activité musculaire lors des étirements dynamiques, l'excitabilité spinale et corticospinale serait potentialisée comparativement aux étirements statiques. Cependant, nos résultats ont montré une augmentation de l'excitabilité corticospinale (PME/M_{max}) similaire entre les deux modalités, d'apparence plus importante, mais non significative, suite au protocole d'étirements statiques. Ceci suggère que l'augmentation de l'excitabilité corticospinale soit principalement dépendante de l'amplitude articulaire de l'étirement, plutôt que de l'activité musculaire au cours de l'étirement. Finalement, les étirements dynamiques ne seraient pas aussi néfastes que les étirements statiques, mais ne favoriseraient néanmoins pas davantage le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente.

Toutefois, l'excitabilité spinale (H_{max}/M_{max}) n'a pas été modifiée suite à ces deux conditions expérimentales. Ceci laisse supposer que l'augmentation du ratio PME/M_{max} est due à une augmentation de l'excitabilité corticale. Des auteurs ont également suggéré qu'une augmentation de l'excitabilité corticospinale, sans modification de l'excitabilité spinale, pouvait refléter une facilitation au niveau cortical, afin de compenser les inhibitions au niveau spinal induites par l'étirement (Gruber et al. 2009; Duclay et al. 2014; Budini et al. 2018b). Cependant, l'analyse du PME ne permet pas d'identifier avec certitude l'origine des modulations, même en l'absence de modulation du ratio H_{max}/M_{max} . Comme énoncé précédemment, alors que le réflexe H est une activation indirecte des motoneurons via les afférences, le potentiel moteur cortico-médullaire évoqué (PMCE), induit par stimulation cervico-médullaire, est un indice de d'excitabilité motoneuronale (Taylor 2006). Associé au PME, le potentiel moteur cortico-médullaire évoqué ($PME/PMCE$) serait un indice d'excitabilité corticale (Taylor et Gandevia 2004). L'utilisation de cette technique, associée à la stimulation magnétique transcrânienne, serait alors intéressante afin de déterminer précisément les origines de l'augmentation d'excitabilité corticospinale après les étirements statiques et dynamiques.



BIBLIOGRAPHIE

- Abbruzzese, G., Trompetto, C. (2002) Clinical and research methods for evaluating cortical excitability. *Journal of clinical neurophysiology: official publication of the American Electroencephalographic Society* 19, 307-21.
- Abellaneda, S., Guissard, N., Duchateau, J. (2009) The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *Journal of Applied Physiology* 106, 169-77.
- Aguilar, A.J., DiStefano, L.J., Brown, C.N., Herman, D.C., Guskiewicz, K.M., Padua, D.A. (2012) A dynamic warm-up model increases quadriceps strength and hamstring flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26, 1130-41.
- Alemdaroğlu, U., Köklü, Y., Koz, M. (2017) The acute effect of different stretching methods on sprint performance in taekwondo practitioners. *The Journal of sports medicine and physical fitness* 57, 1104-10.
- Allum, J.H., Mauritz, K.H. (1984) Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. *Journal of neurophysiology* 52, 797-818.
- Alter, M.J. (2004) *Science of Flexibility*, 3rd Editio. Human Kinetics.
- Anderson (2000) *Elasticité musculaire longitudinale et transversale: influence de l'absence de desmine*. Université de Technologie de Compiègne.
- Arnold, E.M., Ward, S.R., Lieber, R.L., Delp, S.L. (2010) A Model of the Lower Limb for Analysis of Human Movement. *Annals of Biomedical Engineering* 38, 269-79.
- Avela, J., Finni, T., Liikavainio, T., Niemela, E. (2004) Neural Control of Movement Neural and mechanical responses of the triceps surae muscle group after 1 h of repeated fast passive stretches. *Journal of Applied Physiology* 96, 2325-32.
- Avela, J., Kyro, H. (1999) Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *Journal of Applied Physiology* 86, 1283-91.
- Axelsson, H.W., Hagbarth, K.-E. (2001) Human motor control consequences of thixotropic changes in muscular short-range stiffness. *The Journal of Physiology* 535, 279-88.
- Azizi, E., Roberts, T.J. (2009) Biaxial strain and variable stiffness in aponeuroses. *The Journal of Physiology* 587, 4309-18.
- Babault, N., Bazine, W., Deley, G., Paizis, C., Lattier, G. (2015) Direct relation of acute effects of static stretching on isokinetic torque production with initial flexibility level. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 10, 117-19.
- Babault, N., Kouassi, B.Y.L., Desbrosses, K. (2010) Acute effects of 15min static or contract-relax stretching modalities on plantar flexors neuromuscular properties. *Journal of Science and Medicine in Sport / Sports Medicine Australia* 13, 247-52.
- Bacurau, R.F.P., Monteiro, G.A., Ugrinowitsch, C., Tricoli, V., Cabral, L.F., Aoki, M.S. (2009) Acute

effect of a ballistic and a static stretching exercise bout on flexibility and maximal strength. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 304-8.

- Bandy, W.D., Irion, J.M., Briggler, M. (1998) The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 27, 295-300.
- Barnes, H.A. (1997) Thixotropy—a review. *Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics* 70, 1-33.
- Beaulieu, J.E. (1981) Developing a Stretching Program. *The Physician and Sportsmedicine* 9, 59-69.
- Behm, D., Button, D., Butt, J. (2001) Factors affecting force loss with prolonged stretching. *Canadian Journal of Applied Physiology* 26, 262-72.
- Behm, D., Power, K. (2001) Comparison of interpolation and central activation ratios as measures of muscle inactivation. *Muscle & Nerve* 24, 925-34.
- Behm, D.G. (2018) The science and physiology of flexibility and stretching: implications and applications in sport performance and health, 1st Editio. Routledge.
- Behm, D.G., Bambury, A., Cahill, F., Power, K. (2004) Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36, 1397-1402.
- Behm, D.G., Blazevich, A.J., Kay, A.D., McHugh, M. (2016) Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 41, 1-11.
- Behm, D.G., Chaouachi, A. (2011) A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *European Journal of Applied Physiology* 111, 2633-51.
- Bishop, D. (2003) Warm up I: potential mechanisms and the effects of passive warm up on exercise performance. *Sports Medicine (Auckland, NZ)* 33, 439-54.
- Blazevich, A.J., Cannavan, D., Horne, S., Coleman, D.R., Aagaard, P. (2009) Changes in muscle force-length properties affect the early rise of force in vivo. *Muscle & Nerve* 39, 512-20.
- Blazevich, A.J., Cannavan, D., Waugh, C.M., Miller, S.C., Thorlund, J.B., Aagaard, P., Kay, A.D. (2014) Range of motion, neuromechanical, and architectural adaptations to plantar flexor stretch training in humans. *Journal of Applied Physiology* 117, 452-62.
- Blazevich, A.J., Gill, N.D., Bronks, R., Newton, R.U. (2003) Training-Specific Muscle Architecture Adaptation after 5-wk Training in Athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 35, 2013-22.
- Blazevich, A.J., Gill, N.D., Kvorning, T., Kay, A.D., Goh, A.M., Hilton, B., Drinkwater, E.J., Behm, D.G. (2018) No effect of muscle stretching within a full, dynamic warm-up on athletic performance Short title: Stretching during sports warm-up. *Med Sci Sports Exerc* 50, 1258-66.

- Blazevich, A.J., Kay, A.D., Waugh, C., Fath, F., Miller, S., Cannavan, D. (2012) Plantarflexor stretch training increases reciprocal inhibition measured during voluntary dorsiflexion. *Journal of Neurophysiology* 107, 250-6.
- Bonnel, F., Dusserre, F., Olié, L., Huertas, F., Auteroche, P., Bonnel, C., Chemouny, S. (2007) Nouveau concept fonctionnel des muscles intrinsèques et aponévroses du pied (bases biomécaniques fondamentales). *Médecine et Chirurgie du Pied* 23, 78-93.
- Bouisset, S., Maton, B. (1972) Quantitative relationship between surface EMG and intramuscular electromyographic activity in voluntary movement. *American journal of physical medicine* 51, 285-95.
- Brodmann, K. (1909) Vergleichende Lokalisationslehre der Grosshirnrinde in ihren Prinzipien dargestellt auf Grund des Zellenbaues. Johann Ambrosius Barth, Leipzig
- Buchthal, F., Kaiser, E., Knappeis, G.G. (1944) Elasticity, Viscosity and Plasticity in the Cross Striated Muscle Fibre. *Acta Physiologica Scandinavica* 8, 16-37.
- Budini, F., Christova, M., Gallasch, E., Rafolt, D., Tilp, M. (2018a) Soleus H-Reflex Inhibition Decreases During 30 s Static Stretching of Plantar Flexors, Showing Two Recovery Steps. *Frontiers in physiology* 9, 935.
- Budini, F., Christova, M., Gallasch, E., Kressnik, P., Rafolt, D., Tilp, M. (2018b) Transient Increase in Cortical Excitability Following Static Stretching of Plantar Flexor Muscles. *Frontiers in physiology* 9, 530.
- Budini, F., Gallasch, E., Christova, M., Rafolt, D., Rauscher, A.B., Tilp, M. (2017) One minute static stretch of plantar flexors transiently increases H reflex excitability and exerts no effect on corticospinal pathways. *Experimental Physiology* 102, 901-10.
- Budini, F., Tilp, M. (2016) Changes in H-reflex amplitude to muscle stretch and lengthening in humans. *Reviews in the Neurosciences* 27, 511-22.
- Burke, D., Hagbarth, K.E., Löfstedt, L. (1978) Muscle spindle activity in man during shortening and lengthening contractions. *The Journal of Physiology* 277, 131-42.
- Butterfield, T.A., Herzog, W. (2006) Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *Journal of Applied Physiology* 100, 1489-98.
- Cannavan, D., Coleman, D.R., Blazevich, A.J. (2012) Lack of effect of moderate-duration static stretching on plantar flexor force production and series compliance. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)* 27, 306-12.
- Carvalho, F.L.P., Carvalho, M.C.G. a., Simão, R., Gomes, T.M., Costa, P.B., Neto, L.B., Carvalho, R.L.P., Dantas, E.H.M. (2012) Acute effects of a warm-up including active, passive, and dynamic stretching on vertical jump performance. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26, 2447-52.
- Caspersen, C.J., Powell, K.E., Christenson, G.M. (1985) Physical activity, exercise, and physical

fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public health reports (Washington, DC : 1974)* 100, 126-31.

- Cè, E., Longo, S., Rampichini, S., Devoto, M., Limonta, E., Venturelli, M., Esposito, F. (2015) Stretch-induced changes in tension generation process and stiffness are not accompanied by alterations in muscle architecture of the middle and distal portions of the two gastrocnemii. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 25, 469-78.
- Chaouachi, A., Castagna, C., Chtara, M., Brughelli, M., Turki, O., Galy, O., Chamari, K., Behm, D.G. (2010) Effect of warm-ups involving static or dynamic stretching on agility, sprinting, and jumping performin trained individuals. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24, 2001-11.
- Chye, L., Nosaka, K., Murray, L., Edwards, D., Thickbroom, G. (2010) Corticomotor excitability of wrist flexor and extensor muscles during active and passive movement. *Human Movement Science* 29, 494-501.
- Cohen, D.B., Mont, M.A., Campbell, K.R., Vogelstein, B.N., Loewy, J.W. (1994) Upper Extremity Physical Factors Affecting Tennis Serve Velocity. *The American Journal of Sports Medicine* 22, 746-50.
- Cohen J (1988) Statistical power analysis for the behavioural sciences. *Statistical Power Analysis for the Behavioural Sciences* L. Erbaum, 14–68.
- Cooper, S. (1961) The responses of the primary and secondary endings of muscle spindles with intact motor innervation during applied stretch. *Quarterly Journal of Experimental Physiology and Cognate Medical Sciences* 46, 389-98.
- Corbin, C.B., Noble, L. (1980) Flexibility. *Journal of Physical Education and Recreation* 51, 23-60.
- Costa, P.B., Herda, T.J., Herda, A.A., Cramer, J.T. (2014) Effects of dynamic stretching on strength, muscle imbalance, and muscle activation. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 46, 586-93.
- Coxon, J.P., Stinear, J.W., Byblow, W.D. (2005) Amplitude of muscle stretch modulates corticomotor gain during passive movement. *Brain Research* 1031, 109-17.
- Cramer, J.T., Beck, T.W., Housh, T.J., Massey, L.L., Marek, S.M., Danglemeier, S., Purkayastha, S., Culbertson, J.Y., Fitz, K. a, Egan, A.D. (2007) Acute effects of static stretching on characteristics of the isokinetic angle - torque relationship, surface electromyography, and mechanomyography. *Journal of Sports Sciences* 25, 687-98.
- Cramer, J.T., Housh, T.J., Coburn, J.W., Beck, T.W., Johnson, G.O. (2006) Acute effects of static stretching on maximal eccentric torque production in women. *Journal of strength and conditioning research* 20, 354-8.
- Cresswell, A.G., Löscher, W.N., Thorstensson, A. (1995) Influence of gastrocnemius muscle length on triceps surae torque development and electromyographic activity in man. *Experimental Brain Research* 105, 283-90.

- Csapo, R., Maganaris, C.N., Seynnes, O.R., Narici, M. V. (2010) On muscle, tendon and high heels. *The Journal of experimental biology* 213, 2582-8.
- Curry, B.S., Chengkalath, D., Crouch, G.J., Romance, M., Manns, P.J. (2009) Acute effects of dynamic stretching, static stretching, and light aerobic activity on muscular performance in women. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 23, 1811-9.
- Desmedt, J.E., Hainaut, K. (1968) Kinetics of Myofilament Activation in Potentiated Contraction: Staircase Phenomenon in Human Skeletal Muscle. *Nature* 217, 529-32.
- Duclay, J., Martin, A. (2005) Evoked H-reflex and V-wave responses during maximal isometric, concentric, and eccentric muscle contraction. *Journal of neurophysiology* 94, 3555-62.
- Duclay, J., Pasquet, B., Martin, A., Duchateau, J. (2014) Specific modulation of spinal and cortical excitabilities during lengthening and shortening submaximal and maximal contractions in plantar flexor muscles. *Journal of Applied Physiology* 117, 1440-50.
- Duclay, J., Pasquet, B., Martin, A., Duchateau, J. (2011) Specific modulation of corticospinal and spinal excitabilities during maximal voluntary isometric, shortening and lengthening contractions in synergist muscles. *The Journal of Physiology* 589, 2901-16.
- Duclay, J., Robbe, A., Pousson, M., Martin, A. (2009) Effect of angular velocity on soleus and medial gastrocnemius H-reflex during maximal concentric and eccentric muscle contraction. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 19, 948-56.
- Egan, A.D., Cramer, J.T., Massey, L.L., Marek, S.M. (2006) Acute effects of static stretching on peak torque and mean power output in national collegiate athletic association division I women's basketball player. *Journal of Strength and Conditioning Research* 20, 778-82.
- Esposito, F., Limonta, E., Cè, E. (2011b) Passive stretching effects on electromechanical delay and time course of recovery in human skeletal muscle: new insights from an electromyographic and mechanomyographic combined approach. *European Journal of Applied Physiology* 111, 485-95.
- Esposito, F., Limonta, E., Cè, E. (2011a) Time course of stretching-induced changes in mechanomyogram and force characteristics. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 21, 795-802.
- Falconer, K., Winter, D.A. (1985) Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and clinical neurophysiology* 25, 135-49.
- Farina, D., Merletti, R., Enoka, R.M. (2004) The extraction of neural strategies from the surface EMG. *Journal of Applied Physiology* 96, 1486-95.
- Fitts, R.H. (1994) Cellular mechanisms of muscle fatigue. *Physiological reviews* 74, 49-94.
- Fletcher, I.M. (2010) The effect of different dynamic stretch velocities on jump performance. *European Journal of Applied Physiology* 109, 491-8.

- Fletcher, I.M., Anness, R. (2007) The acute effects of combined static and dynamic stretch protocols on fifty-meter sprint performance in track-and-field athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 21, 784-7.
- Fletcher, I.M., Jones, B. (2004) The effect of different warm-up stretch protocols on 20 meter sprint performance in trained rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 18, 885-8.
- Fletcher, I.M., Monte-Colombo, M.M. (2010) An investigation into the possible physiological mechanisms associated with changes in performance related to acute responses to different preactivity stretch modalities. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism* 35, 27-34.
- Ford, L.E., Huxley, A.F., Simmons, R.M. (1981) The relation between stiffness and filament overlap in stimulated frog muscle fibres. *The Journal of Physiology* 311, 219-49.
- Fowles, J.R., Sale, D.G., Mac Dougall, J.D. (2000) Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *Journal of Applied Physiology* 89, 1179-88.
- Freitas, S.R., Andrade, R.J., Larcoupaille, L., Mil-homens, P., Nordez, A. (2015a) Muscle and joint responses during and after static stretching performed at different intensities. *European Journal of Applied Physiology* 115, 1263-72.
- Freitas, S.R., Vilarinho, D., Vaz, J.R., Bruno, P.M., Costa, P.B., Mil-homens, P. (2015b) Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 35, 478-84.
- Fuglevand, A.J., Zackowski, K.M., Huey, K.A., Enoka, R.M. (1993) Impairment of neuromuscular propagation during human fatiguing contractions at submaximal forces. *The Journal of Physiology* 460, 549-72.
- Gajdosik, R.L. (2001) Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics* 16, 87-101.
- Gandevia, S.C. (2001) Spinal and Supraspinal Factors in Human Muscle Fatigue. *Physiol Rev* 81, 1725-89.
- Gelen, E. (2010) Acute effects of different warm-up methods on sprint, slalom dribbling, and penalty kick performance in soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 24, 950-6.
- Gordon, A.M., Huxley, A.F., Julian, F.J. (1966) The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *The Journal of Physiology* 184, 170-92.
- Goubel, F., Linsel-Corbeil, G. (2003) *Biomécanique: éléments de mécanique musculaire*, 2ème édit. Elsevier Science.
- Granzier, H.L., Pollack, G.H. (1985) Stepwise shortening in unstimulated frog skeletal muscle fibres. *The Journal of Physiology* 362, 173-88.

- Gruber, M., Linnamo, V., Strojnik, V., Rantalainen, T., Avela, J. (2009) Excitability at the motoneuron pool and motor Cortex is specifically modulated in lengthening compared to isometric contractions. *J Neu-rophysiol* 101, 2030-40.
- Guissard, N., Duchateau, J. (2006) Neural aspects of muscle stretching. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 34, 154-8.
- Guissard, N., Duchateau, J., Hainaut, K. (2001) Mechanisms of decreased motoneurone excitation during passive muscle stretching. *Experimental Brain Research* 137, 163-9.
- Guissard, N., Duchateau, J., Hainaut, K. (1988) Muscle stretching and motoneuron excitability. *European Journal of Applied Physiology* 58, 47-52.
- Hahn, D., Hoffman, B.W., Carroll, T.J., Cresswell, A.G. (2012) Cortical and spinal excitability during and after lengthening contractions of the human plantar flexor muscles performed with maximal voluntary effort. *PLoS ONE* 7, e49907.
- Halbertsma, J.P.K., van Bolhuis, A.I., Göeken, L.N.H. (1996) Sport stretching: Effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 77, 688-92.
- Handrakis, J.P., Southard, V.N., Abreu, J.M., Aloisa, M., Doyen, M.R., Echevarria, L.M., Hwang, H., Samuels, C., Venegas, S.A., Douris, P.C. (2010) Static stretching does not impair performance in active middle-aged adults. *Journal of Strength and Conditioning Research* 24, 825-30.
- Herbert, R.D., Gabriel, M. (2002) soreness and risk of injury : systematic review. 325, 1-5.
- Herda, T.J., Costa, P.B., Walter, A.A., Ryan, E.D., Cramer, J.T. (2014) The time course of the effects of constant-angle and constant-torque stretching on the muscle-tendon unit. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 24, 62-7.
- Herda, T.J., Costa, P.B., Walter, A.A., Ryan, E.D., Hoge, K.M., Kerksick, C.M., Stout, J.R., Cramer, J.T. (2011) Effects of two modes of static stretching on muscle strength and stiffness. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 43, 1777-84.
- Herda, T.J., Cramer, J.T.J., Ryan, E.E.D., McHugh, M.P., Stout, J.J.R. (2008) Acute effects of static versus dynamic stretching on isometric peak torque, electromyography, and mechanomyography of the biceps femoris muscle. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 22, 809-17.
- Herda, T.J., Herda, N.D., Costa, P.B., Walter-Herda, A.A., Valdez, A.M., Cramer, J.T. (2012) The effects of dynamic stretching on the passive properties of the muscle-tendon unit. *Journal of Sports Sciences* 31, 479-87.
- Hill, D.K. (1968) Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. the effect of stimulation. *The Journal of Physiology* 199, 637-84.
- Hill, A. V. (1938) The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the*

Royal Society B: Biological Sciences 126, 136-95.

- Hill, A. V. (1951) The Effect of Series Compliance on the Tension Developed in a Muscle Twitch. *Proceedings of the Royal Society B: Biological Sciences* 138, 325-9.
- Hirata, K., Miyamoto-Mikami, E., Kanehisa, H., Miyamoto, N. (2016) Muscle-specific acute changes in passive stiffness of human triceps surae after stretching. *European Journal of Applied Physiology* 116, 911-18.
- Hodgson, M., Docherty, D., Robbins, D. (2005) Post-Activation Potentiation. *Sports Medicine* 35, 585-95.
- Horowitz, R., Kempner, E.S., Bisher, M.E., Podolsky, R.J. (1986) A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle. *Nature* 323, 160-4.
- Hough, P.A., Ross, E.Z., Howatson, G. (2009) Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *Journal of Strength and Conditioning Research* 23, 507-12.
- Hultborn, H., Illert, M., Nielsen, J., Paul, A., Ballegaard, M., Wiese, H. (1996) On the mechanism of the post-activation depression of the H-reflex in human subjects. *Experimental Brain Research* 108, 450-62.
- Huxley, A.F. (1957) Muscle structure and theories of contraction. *Progress in biophysics and biophysical chemistry* 7, 255-318.
- Huxley, A.F., Simmons, R.M. (1971) Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *The Journal of Physiology* 218 Suppl, 59P-60P.
- Jagers, J.R., Swank, A.M., Frost, K.L., Lee, C.D. (2008) The acute effects of dynamic and ballistic stretching on vertical jump height, force, and power. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 22, 1844-9.
- Johnson, M.A., Polgar, J., Weightman, D., Appleton, D. (1973) Data on the distribution of fibre types in thirty-six human muscles: An autopsy study. *Journal of the Neurological Sciences* 18, 111-29.
- Jones, B.H., Knapik, J.J. (1999) Physical Training and Exercise-Related Injuries. *Sports Medicine* 27, 111-25.
- Kabat, H., Knott, M. (1953) Proprioceptive Facilitation Technics for Treatment of Paralysis. *Physical Therapy* 33, 53-64.
- Kallerud, H., Gleeson, N. (2013) Effects of stretching on performances involving stretch-shortening cycles. *Sports medicine (Auckland, NZ)* 43, 733-50.
- Kastelic, J., Galeski, A., Baer, E. (1978) The Multicomposite Structure of Tendon. *Connective Tissue Research* 6, 11-23.
- Kataura, S., Suzuki, S., Matsuo, S., Hatano, G., Iwata, M., Yokoi, K., Tsuchida, W., Banno, Y., Asai,

- Y. (2017) Acute Effects of the Different Intensity of Static Stretching on Flexibility and Isometric Muscle Force. *Journal of Strength and Conditioning Research* 31, 3403-10.
- Kawakami, Y., Ichinose, Y., Fukunaga, T. (1998) Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *Journal of Applied Physiology* 85, 398-404.
- Kay, A., Blazeovich, A. (2008) Reductions in active plantarflexor moment are significantly correlated with static stretch duration. 8, 37-41.
- Kay, A.D., Blazeovich, A.J. (2012) Effect of acute static stretch on maximal muscle performance: a systematic review. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 44, 154-64.
- Kay, A.D., Blazeovich, A.J. (2009a) Moderate-duration static stretch reduces active and passive plantar flexor moment but not Achilles tendon stiffness or active muscle length. *Journal of applied physiology* 106, 1249-56.
- Kay, A.D., Blazeovich, A.J. (2009b) Isometric contractions reduce plantar flexor moment, Achilles tendon stiffness, and neuromuscular activity but remove the subsequent effects of stretch. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md : 1985)* 107, 1181-9.
- Kay, A.D., Blazeovich, A.J. (2010) Concentric muscle contractions before static stretching minimize, but do not remove, stretch-induced force deficits. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md : 1985)* 108, 637-45.
- Kokkonen, J., Nelson, A.G., Cornwell, A. (1998) Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 69, 411-5.
- Konrad, A., Stafilidis, S., Tilp, M. (2016) Effects of acute static, ballistic, and PNF stretching exercise on the muscle and tendon tissue properties. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 27, 1070-80.
- Kovanen, V., Suominen, H., Heikkinen, E. (1984) Collagen of slow twitch and fast twitch muscle fibres in different types of rat skeletal muscle. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 52, 235-42.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2005) Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo. *Clinical Biomechanics* 20, 291-300.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2001a) Is passive stiffness in human muscles related to the elasticity of tendon structures? *European Journal of Applied Physiology* 85, 226-32.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T. (2002) Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. 595-601.
- Kubo, K., Kanehisa, H., Kawakami, Y., Fukunaga, T. (2001b) Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *Journal of Applied Physiology* 90, 520-7.
- Lauersen, J.B., Bertelsen, D.M., Andersen, L.B. (2014) The effectiveness of exercise interventions to

prevent sports injuries: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Br J Sports Med* 48, 871-7.

Lewis, G.N., Byblow, W.D., Carson, R.G. (2001) Phasic modulation of corticomotor excitability during passive movement of the upper limb: effects of movement frequency and muscle specificity. *Brain Research* 900, 282-94.

Lieber, R.L., Brown, C.G., Trestik, C.L. (1992) Model of muscle-tendon interaction during frog semitendinosus fixed-end contractions. *Journal of biomechanics* 25, 421-8.

Lieber, R.L., Fridén, J. (2000) Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle & Nerve* 23, 1647-66.

Liemohn, W. (1988) Flexibility and Muscular Strength. *Journal of Physical Education, Recreation & Dance* 59, 37-40.

Löscher, W.N., Nordlund, M.M. (2002) Central fatigue and motor cortical excitability during repeated shortening and lengthening actions. *Muscle & Nerve* 25, 864-72.

Magnusson, S., Aagaard, P., Simonsen, E., Bojsen-Møller, F. (1998) A Biomechanical Evaluation of Cyclic and Static Stretch in Human Skeletal Muscle. *International Journal of Sports Medicine* 19, 310-6.

Magnusson, S., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Kjaer, M. (1996a) Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *The American Journal of Sports Medicine* 24, 622-8.

Magnusson, S.P. (1998) Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 8, 65-77.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Sørensen, H., Kjaer, M. (1996b) A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *The Journal of Physiology* 497 (Pt 1), 291-8.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Boesen, J., Johannsen, F., Kjaer, M. (1997) Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 7, 195-202.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Aagaard, P., Dyhre-poulsen, P., Mchugh, M.P., Kjaer, M., Ps, A.M., Eb, S., Aagaard, P., Mchugh, M., Mechanical, K.M. (1996c) Mechanical and Physiological Responses to Stretching With and Without Preisometric Contraction in Human Skeletal Muscle. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 77, 373-8.

Magnusson, S.P., Simonsen, E.B., Dyhre-Poulsen, P., Aagaard, P., Mohr, T., Kjaer, M. (1996d) Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 6, 323-8.

Maloney, S.J., Turner, A.N., Fletcher, I.M. (2014) Ballistic exercise as a pre-activation stimulus : a review of the literature and practical applications. 44, 1347-59.

- Manoel, M.E., Harris-Love, M.O., Danoff, J. V, Miller, T.A. (2008) Acute effects of static, dynamic, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching on muscle power in women. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 22, 1528-34.
- Matsuo, S., Suzuki, S., Iwata, M., Banno, Y., Asai, Y., Tsuchida, W., Inoue, T. (2013) Acute effects of different stretching durations on passive torque, mobility, and isometric muscle force. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 27, 3367-76.
- McBride, J.M., Deane, R., Nimphius, S. (2007) Effect of stretching on agonist-antagonist muscle activity and muscle force output during single and multiple joint isometric contractions. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 17, 54-60.
- McHugh, M.P., Connolly, D.A.J., Eston, R.G., Kremenec, I.J., Nicholas, S.J., Gleim, G.W. (1999) The Role of Passive Muscle Stiffness in Symptoms of Exercise-Induced Muscle Damage. *The American Journal of Sports Medicine* 27, 594-9.
- McHugh, M.P., Cosgrave, C.H. (2010) To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 20, 169-81.
- McNair, P.J., Dombroski, E.W., Hewson, D.J., Stanley, S.N. (2000) Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc* 33, 354-8.
- Mizuno, T. (2017) Changes in joint range of motion and muscle–tendon unit stiffness after varying amounts of dynamic stretching. *Journal of Sports Sciences* 35, 2157-63.
- Mizuno, T., Matsumoto, M., Umemura, Y. (2013a) Viscoelasticity of the muscle-tendon unit is returned more rapidly than range of motion after stretching. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 23, 23-30.
- Mizuno, T., Matsumoto, M., Umemura, Y. (2013b) Decrements in stiffness are restored within 10 min. *International Journal of Sports Medicine* 34, 484-90.
- Mizuno, T., Umemura, Y. (2016) Dynamic stretching does not change the stiffness of the muscle-tendon unit. *International Journal of Sports Medicine* 37, 1044-50.
- Moran, D.S., Mendal, L. (2002) Core temperature measurement: methods and current insights. *Sports Medicine (Auckland, NZ)* 32, 879-85.
- Moritani, T., Muro, M. (1987) Motor unit activity and surface electromyogram power spectrum during increasing force of contraction. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology* 56, 260-5.
- Moritani, T., Muro, M., Kijima, A. (1985) Electromechanical changes during electrically induced and maximal voluntary contractions: Electrophysiologic responses of different muscle fiber types during stimulated contractions. *Experimental Neurology* 88, 471-83.
- Morrin, N., Redding, E. (2013) Acute effects of warm-up stretch protocols on balance, vertical jump

- height, and range of motion in dancers. *Journal of dance medicine & science* 17, 34-40.
- Morse, C.I., Degens, H., Seynnes, O.R., Maganaris, C.N., Jones, D.A. (2008) The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *The Journal of Physiology* 586, 97-106.
- Mutungi, G., Ranatunga, K.W. (1998) Temperature-dependent changes in the viscoelasticity of intact resting mammalian (rat) fast- and slow-twitch muscle fibres. *The Journal of Physiology* 508, 253-65.
- Mutungi, G., Ranatunga, K.W. (1996) The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibres. *The Journal of Physiology* 496, 827-36.
- Nakamura, M., Ikezoe, T., Takeno, Y., Ichihashi, N. (2011) Acute and prolonged effect of static stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit in vivo. *Journal of Orthopaedic Research : official publication of the Orthopaedic Research Society* 29, 1759-63.
- Nelson, A., Kokkonen, J. (2001) Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 72, 415-9.
- Nelson, A.G., Allen, J.D., Cornwell, A., Kokkonen, J. (2001a) Inhibition of maximal voluntary isometric torque production by acute stretching is joint-angle specific. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 72, 68-70.
- Nelson, A.G., Guillory, I.K., Cornwell, C., Kokkonen, J. (2001b) Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 15, 241-6.
- Nielsen, J., Petersen, N., Ballegaard, M., Biering-Sorensen, F., Kiehn, O. (1993) H-reflexes are less depressed following muscle stretch in spastic spinal cord injured patients than in healthy subjects. *Experimental Brain Research* 97, 173-6.
- Nielsen, J., Petersen, N., Crone, C. (1995) Changes in transmission across synapses of Ia afferents in spastic patients. *Brain* 118, 995-1004.
- Noonan, T.J., Best, T.M., Seaber, A. V., Garrett, W.E. (1993) Thermal effects on skeletal muscle tensile behavior. *The American Journal of Sports Medicine* 21, 517-22.
- Nordez, A. (2006) Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives : influence de protocoles d'étirement cyclique et statique. Université de Nantes
- Nordez, A., Cornu, C., McNair, P. (2006) Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics* 21, 755-60.
- Nordez, A., McNair, P.J., Casari, P., Cornu, C. (2009) The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid

friction. *Clinical Biomechanics* 24, 77-81.

- Opplert, J., Babault, N. (2018) Acute Effects of Dynamic Stretching on Muscle Flexibility and Performance: An Analysis of the Current Literature. *Sports Medicine* 48, 299-325.
- Opplert, J., Genty, J.-B., Babault, N. (2016) Do Stretch Durations Affect Muscle Mechanical and Neurophysiological Properties? *International Journal of Sports Medicine* 37, 673-9.
- Pääsuke, M., Ereline, J., Gapeyeva, H., Sirkel, S., Sander, P. (2000) Age-related differences in twitch contractile properties of plantarflexor muscles in women. *Acta physiologica Scandinavica* 170, 51-7.
- Page, P. (2012) Current concepts in muscle stretching for exercise and rehabilitation. *International Journal of Sports Physical Therapy* 7, 109.
- Penfield, W., Jasper, H. (1954) Epilepsy and the functional anatomy of the human brain. *Southern Medical Journal* 47, 704.
- Perrier, E.T., Pavol, M.J., Hoffman, M.A. (2011) The acute effects of a warm-up including static or dynamic stretching on countermovement jump height, reaction time, and flexibility. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 25, 1925-31.
- Pierrot-Desseilligny, E., Burke, D.C. (2005) The circuitry of the human spinal cord : its role in motor control and movement disorders. Cambridge University Press
- Pinniger, G.J., Nordlund, M.M., Steele, J.R., Cresswell, A.G. (2001) H-reflex modulation during passive lengthening and shortening of the human triceps surae. *The Journal of Physiology* 534, 913-23.
- Power, K., Behm, D., Cahill, F., Carroll, M., Young, W. (2004) An acute bout of static stretching: effects on force and jumping performance. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36, 1389-96.
- Proske, U., Morgan, D.L. (1999) Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *Journal of Muscle Research & Cell Motility* 20, 433-42.
- Proske, U., Morgan, D.L. (1987) Tendon stiffness: Methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *Journal of Biomechanics* 20, 75-82.
- Purslow, P.P. (1989) Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: Implications for passive muscle elasticity. *Journal of Biomechanics* 22, 21-31.
- Rassier, D.E., MacIntosh, B.R. (2000) Coexistence of potentiation and fatigue in skeletal muscle. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research* 33, 499-508.
- Reid, J.C., Greene, R., Young, J.D., Hodgson, D.D., Blazeovich, A.J., Behm, D.G. (2018) The effects of different durations of static stretching within a comprehensive warm-up on voluntary and evoked contractile properties. *European journal of applied physiology* 118, 1427-45.

- Renshaw, B. (1941) Influence of discharge of motoneurons upon excitation of neighboring motoneurons. *Journal of Neurophysiology* 4, 167-83.
- Romanò, C., Schieppati, M. (1987) Reflex excitability of human soleus motoneurons during voluntary shortening or lengthening contractions. *The Journal of Physiology* 390, 271-84.
- Rosenbaum, D., Hennig, E.M. (1995) The influence of stretching and warm-up exercises on Achilles tendon reflex activity. *Journal of Sports Sciences* 13, 481-90.
- Rubini, E.C., Costa, A.L.L., Gomes, P.S.C. (2007) The Effects of Stretching on Strength Performance. *Sports Medicine* 37, 213-24.
- Ryan, E.D., Beck, T.W., Herda, T.J., Hull, H.R., Hartman, M.J., Stout, J.R., Cramer, J.T. (2008a) Do practical durations of stretching alter muscle strength? A dose-response study. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 40, 1529-37.
- Ryan, E.D., Beck, T.W., Herda, T.J., Hull, H.R., Hartman, M.J., Costa, P.B., Defreitas, J.M., Stout, J.R., Cramer, J.T. (2008b) The time course of musculotendinous stiffness responses following different durations of passive stretching. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 38, 632-9.
- Ryan, E.D., Everett, K.L., Smith, D.B., Pollner, C., Thompson, B.J., Sobolewski, E.J., Fiddler, R.E. (2014) Acute effects of different volumes of dynamic stretching on vertical jump performance, flexibility and muscular endurance. *Clinical Physiology and Functional Imaging* 34, 485-92.
- Ryan, E.D., Herda, T.J., Costa, P.B., Defreitas, J.M., Beck, T.W., Stout, J., Cramer, J.T. (2009) Determining the minimum number of passive stretches necessary to alter musculotendinous stiffness. *Journal of Sports Sciences* 27, 957-61.
- Sá, M.A., Neto, G.R., Costa, P.B., Gomes, T.M., Bentes, C.M., Brown, A.F., Novaes, J.S. (2015) Acute effects of different stretching techniques on the number of repetitions in a single lower body resistance training session. *Journal of Human Kinetics* 45, 177-85.
- Sacco, P., Thickbroom, G.W., Thompson, M.L., Mastaglia, F.L. (1997) Changes in corticomotor excitation and inhibition during prolonged submaximal muscle contractions. *Muscle & Nerve* 20, 1158-66.
- Sale, D.G. (2002) Postactivation Potentiation : Role in Human Performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews* 30, 138-43.
- Samuel, M.N., Holcomb, W.R., Guadagnoli, M.A., Rubley, M.D., Wallmann, H. (2008) Acute effects of static and ballistic stretching on measures of strength and power. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22, 1422-8.
- Samukawa, M., Hattori, M., Sugama, N., Takeda, N. (2011) The effects of dynamic stretching on plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Manual Therapy* 16, 618-22.
- Sandstead, H. (1968) The relationship of outward rotation of the humerus to baseball throwing velocity. Eastern Illinois University

- Sanger, T.D., Garg, R.R., Chen, R. (2001) Interactions between two different inhibitory systems in the human motor cortex. *The Journal of Physiology* 530, 307-17.
- Schieppati, M. (1987) The Hoffmann reflex: A means of assessing spinal reflex excitability and its descending control in man. *Progress in Neurobiology* 28, 345-76.
- Sekir, U., Arabaci, R., Akova, B., Kadagan, S.M. (2010) Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 20, 268-81.
- Sharman, M.J., Cresswell, A.G., Riek, S. (2006) Facilitation Stretching Mechanisms and Clinical Implications. 36, 929-39.
- Shehab, R., Mirabelli, M., Gorenflo, D., Fetters, M.D. (2006) Pre-exercise stretching and sports related injuries: knowledge, attitudes and practices. *Clinical journal of sport medicine : official journal of the Canadian Academy of Sport Medicine* 16, 228-31.
- Shorten, M.R. (1987) Muscle Elasticity and Human Performance. In: Med. Sport Sci. Karger Publishers, p 1-18
- Smith, C.A. (1994) The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy* 19, 12-7.
- Stein, R.B. (1995) Presynaptic inhibition in humans. *Progress in Neurobiology* 47, 533-44.
- Strickler, T., Malone, T., Garrett, W.E. (1990) The effects of passive warming on muscle injury. *The American Journal of Sports Medicine* 18, 141-5.
- Su, H., Chang, N.-J., Wu, W.-L., Guo, L.-Y., Chu, I.-H. (2016) Acute effects of foam rolling, static stretching, and dynamic stretching during warm-ups on muscular flexibility and strength in young adults. *Journal of Sport Rehabilitation* 1-24.
- Sweeney, H.L., Bowman, B.F., Stull, J.T. (1993) Myosin light chain phosphorylation in vertebrate striated muscle: regulation and function. *American Journal of Physiology Cell Physiology* 264, 1085-95.
- Tanino, Y., Daikuya, S., Nishimori, T., Takasaki, K., Kanei, K., Suzuki, T. (2004) H-reflex and reciprocal Ia inhibition after fatiguing isometric voluntary contraction in soleus muscle. *Electromyography and clinical neurophysiology* 44, 473-6.
- Taylor, D., Dalton, J., Seaber, A., Garrett, W. (1990) Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *The American Journal of Sports Medicine* 18, 300-9.
- Taylor, J.L. (2006) Stimulation at the cervicomedullary junction in human subjects. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 16, 215-23.
- Taylor, J.L., Gandevia, S.C. (2004) Noninvasive stimulation of the human corticospinal tract. *Journal of Applied Physiology* 96, 1496-1503.

- Thacker, S.B., Gilchrist, J., Stroup, D.F., Kimsey, C.D. (2004) The Impact of Stretching on Sports Injury Risk: A Systematic Review of the Literature. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 36, 371-8.
- Thistle, Hislop, Moffroid, Lowman (1967) Isokinetic contraction A New concept of resistive Exercise. *Arch of Physical Med & Rehabilitation* 48, 279-81.
- Tillin, N.A., Bishop, D. (2009) Factors modulating post-activation potentiation and its effect on performance of subsequent explosive activities. *Sports Medicine (Auckland, NZ)* 39, 147-66.
- Trajano, G.S., Nosaka, K., B. Seitz, L., Blazeovich, A.J. (2014a) Intermittent Stretch Reduces Force and Central Drive more than Continuous Stretch. *Medicine & Science in Sports & Exercise* 46, 902-10.
- Trajano, G.S., Nosaka, K., Blazeovich, A.J. (2017) Neurophysiological mechanisms underpinning stretch-induced force loss. *Sports Medicine* 47, 1531-41.
- Trajano, G.S., Seitz, L., Nosaka, K., Blazeovich, A.J. (2013) Contribution of central vs. peripheral factors to the force loss induced by passive stretch of the human plantar flexors. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md : 1985)* 115, 212-8.
- Trajano, G.S., Seitz, L.B., Nosaka, K., Blazeovich, A.J. (2014b) Can passive stretch inhibit motoneuron facilitation in the human plantar flexors? *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md : 1985)* 117, 1486-92.
- Turki, O., Chaouachi, A., Behm, D.G., Chtara, H., Chtara, M., Bishop, D., Chamari, K., Amri, M. (2012) The effect of warm-ups incorporating different volumes of dynamic stretching on 10- and 20-m sprint performance in highly trained male athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 26, 63-72.
- Unick, J., Kieffer, H.S., Cheesman, W., Feeney, A. (2005) The acute effects of static and ballistic stretching on vertical jump performance in trained women. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 19, 206-12.
- Voigt, M., Sinkjaer, T. (1998) The H-reflex in the passive human soleus muscle is modulated faster than predicted from post-activation depression. *Brain Research* 783, 332-46.
- Vujnovich, A.L., Dawson, N.J. (1994) The effect of therapeutic muscle stretch on neural processing. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 20, 145-53.
- Wang, K., McCarter, R., Wright, J., Beverly, J., Ramirez-Mitchell, R. (1991) Regulation of skeletal muscle stiffness and elasticity by titin isoforms: a test of the segmental extension model of resting tension. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 88, 7101-5.
- Weir, D.E., Tingley, J., Elder, G.C.B. (2005) Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *European Journal of Applied Physiology* 93, 614-23.

- Whitehead, N.P., Weerakkody, N.S., Gregory, J.E., Morgan, D.L., Proske, U. (2001) Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *The Journal of Physiology* 533, 593-604.
- Wiemann, K., Hahn, K. (1997) Influences of strength, stretching and circulatory exercises on flexibility parameters of the human hamstrings. *International Journal of Sports Medicine* 18, 340-6.
- Wilkie, D.R. (1949) The relation between force and velocity in human muscle. *The Journal of Physiology* 110, 249-80.
- Wilson, G.J., Wood, G.A., Elliott, B.C. (1991) The relationship between stiffness of the musculature and static flexibility: an alternative explanation for the occurrence of muscular injury. *International Journal of Sports Medicine* 12, 403-7.
- Winchester, J.B., Nelson, A.G., Kokkonen, J. (2009) A single 30-s stretch is sufficient to inhibit maximal voluntary strength. *Research Quarterly for Exercise and Sport* 80, 257-61.
- Witvrouw, E., Mahieu, N., Danneels, L., Mcnair, P. (2004) Stretching and Injury Prevention. An Obscure Relationship. 34, 443-9.
- Wood, S.A., Gregory, J.E., Proske, U. (1996) The influence of muscle spindle discharge on the human H reflex and the monosynaptic reflex in the cat. *The Journal of Physiology* 497, 279-90.
- Yamaguchi, T., Ishii, K. (2005) Effects of static stretching for 30 seconds and dynamic stretching on leg extension power. *Journal of Strength and Conditioning Research* 19, 677-83.
- Yamaguchi, T., Ishii, K. (2014) An optimal protocol for dynamic stretching to improve explosive performance. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine* 3, 121-29.
- Yamaguchi, T., Ishii, K., Yamanaka, M., Yasuda, K. (2007) Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association* 21, 1238-44.
- Yapicioglu, B., Colakoglu, M., Colakoglu, Z., Gulluoglu, H., Bademkiran, F., Ozkaya, O. (2013) Effects of a Dynamic Warm-Up, Static Stretching or Static Stretching with Tendon Vibration on Vertical Jump Performance and EMG Responses. *Journal of Human Kinetics* 39, 49-57.
- Yeh, C.-Y., Tsai, K.-H., Chen, J.-J. (2005) Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. *Archives of physical medicine and rehabilitation* 86, 235-41.
- Young, W., Elias, G., Power, J. (2006) Effects of static stretching volume and intensity on plantar flexor explosive force production and range of motion. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 46, 403-11.
- Young, W.B., Behm, D.G. (2002) Should static stretching be used during a warm-up for strength and power activities? *Strength and Conditioning Journal* 24, 33-7.

- Zajac, F.E. (1989) Muscle and tendon: properties, models, scaling and application to biomechanics and motor control. *Biomedical Engineering* 17, 359-410.
- Zakas, A., Doganis, G., Papakonstandinou, V., Sentelidis, T., Vamvakoudis, E. (2006) Acute effects of static stretching duration on isokinetic peak torque production of soccer players. *Journal of Bodywork and Movement Therapies* 10, 89-95.
- Zehr, E.P. (2002) Considerations for use of the Hoffmann reflex in exercise studies. *European Journal of Applied Physiology* 86, 455-68.

RESUME

Effets aigus des étirements statiques et dynamiques sur le système neuromusculaire

Dans un contexte de performance sportive, de réhabilitation ou de santé, les étirements sont couramment utilisés dans le but de préparer le système neuromusculaire à l'exercice subséquent. Si la littérature montre majoritairement que les étirements altèrent de façon aiguë la performance musculaire et/ou fonctionnelle, il existe toutefois des études dont les résultats diffèrent, suggérant l'influence d'un certain nombre de facteurs sur la variabilité des réponses du système neuromusculaire. Pour une meilleure compréhension de cette variabilité et des mécanismes impliqués, cette thèse avait pour objectif d'examiner l'influence de différents paramètres sur le système neuromusculaire : la durée d'étirement, le groupe musculaire et la modalité d'étirement. Au travers de quatre études, il a été montré que les étirements statiques pouvaient altérer la production de force maximale et les propriétés neuromusculaires indépendamment de la durée d'étirement. Cependant, il est apparu que ces modulations étaient spécifiques au muscle, et plus précisément à la raideur relative du système musculo-tendineux. Même pour de courtes durées, les étirements statiques ne seraient pas efficaces pour préparer le système neuromusculaire à une activité musculaire subséquente, et notamment pour des muscles raides. Plus particulièrement, les étirements dynamiques ne paraissent pas plus efficaces. Même si les effets néfastes ont été diminués comparativement aux étirements statiques, ils ne favoriseraient pas davantage la production de force ni la commande nerveuse. Toutefois, il est intéressant de noter qu'une durée courte d'étirements dynamiques peut réduire la résistance passive à l'étirement, et donc augmenter potentiellement l'amplitude articulaire maximale, sans affecter les capacités de production de force. Finalement, les étirements dynamiques pourraient être envisagés comme une activité musculaire dynamique qui compense partiellement les effets néfastes de l'étirement sur la performance musculaire. D'un point de vue pratique, ceci suggère que ce type d'étirements peut être réalisé avant une performance, mais néanmoins accompagnés d'une activité musculaire de plus haute intensité, afin d'optimiser les effets de l'échauffement musculaire sur le système neuromusculaire. En définitive, la variabilité des réponses du système neuromusculaire serait dépendante de facteurs spécifiques, tels que la modalité d'étirement et la raideur relative du système musculo-tendineux, soulignant l'importance de les prendre en considération dans la pratique.

Mots clefs : étirements statiques ; étirements dynamiques ; activité musculaire ; raideur musculo-tendineuse ; propriétés contractiles ; excitabilité corticospinale.

ABSTRACT

Acute effects of static and dynamic stretching on the neuromuscular system

Stretching is traditionally incorporated into pre-exercise routines in health, rehabilitation and sporting environments to condition the neuromuscular system for exercise. While a large body of evidence reported that stretching may acutely impair the subsequent muscular performance, some conflicting results highlight possible mitigating factors of neuromuscular responses variability. Because the limited data available do not present a clear consensus, the aim of this thesis was to investigate the effects of different factors on neuromuscular responses to stretch: the muscle group, the stretch duration and modality. By means of four studies, it has been shown that static stretching may alter maximal voluntary torque and neuromuscular properties, irrespective of the stretch duration. However, these modulations were dependent on the muscle group, and more specifically on the intrinsic stiffness of the muscle-tendon system. Regardless of the stretch duration, static stretching appears to be not effective, or even detrimental, to prepare the musculotendinous system for subsequent exercises, and especially for stiff muscles. It is also relevant that dynamic stretching was not better than static stretching. Even if stretch-induced impairments were mitigated compared to static stretching, dynamic stretching would not optimize muscle strength capacities and central nervous system. However, a short duration of dynamic stretching may be sufficient to reduce passive resistive torque, and therefore potentially increase maximal range of motion, without affecting muscle strength capacities. Finally, dynamic stretching could be considered as dynamic muscle activity, which would partly counteract deleterious muscle-tendon stretching effects. From a practical point of view, dynamic stretching could be a part of warm-up procedure, but should be associated to stronger contractions to optimize the improvement in muscle strength capacities. In summary, the variability of neuromuscular responses to stretch would be dependent on specific factors, such as stretching modality and relative stiffness of the musculotendinous system, emphasizing the importance of taking it into consideration in practice.

Key words: static stretching; dynamic stretching; muscle activity; muscle-tendon stiffness; contractile properties; corticospinal excitability.