

Creative commons : Paternité - Pas d'Utilisation Commerciale -
Pas de Modification 2.0 France (CC BY-NC-ND 2.0)



<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.0/fr>

Université Claude Bernard Lyon 1



Université Claude Bernard Lyon 1
Institut des Sciences et Techniques de la Réadaptation
Institut de Formation en Masso-Kinésithérapie

NOM : LEMARCHAND

Prénom : Elodie

Formation : Masso-Kinésithérapie

Année : 3^{ème}

Suivi longitudinal des effets de l'étirement du plan musculo-aponévrotique antérieur de la cuisse chez des patients lombalgiques

Etude pilote

Travail écrit de fin d'étude : mémoire de recherche clinique

Année universitaire 2016 - 2017

Résumé : La population lombalgique chronique présente fréquemment une hypoextensibilité musculaire globale des membres inférieurs pouvant être à l'origine de leur maux. Cette étude pilote a investigué l'efficacité longitudinale d'un étirement du plan musculo-aponévrotique de la loge antérieure de la cuisse sur des patients lombalgiques chroniques. Six sujets (4 hommes et 2 femmes ; moyenne d'âge de 60 ± 12 ans) ont été inclus. Neufs séances d'étirements de 10 minutes ont été réalisées à une fréquence de deux fois par semaine sur un banc conçu à cet effet. Des mesures de tension et d'amplitude angulaire ont été prises en début et fin de chaque étirement. Les données ont été analysées avec ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (séance : 1 à 9 et temps : initial et final) ainsi que les tests ad-hoc de Bonferroni et le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés. Les résultats tendent à montrer un gain d'amplitude angulaire et de tension entre le début et la fin du protocole et au sein de chaque séance. Les gains d'amplitudes sont partiellement conservés entre deux séances à partir de la troisième séance. Par contre concernant la tension, aucune tendance ne se dégage.

Mots clefs : extensibilité musculaire, étirement passif, loge antérieure de la cuisse, lombalgies chroniques, kinésithérapie, tension

Abstract : People suffering of chronic low back pain are frequently affected by a overall muscle hypoextension of the lower limbs, which could be the cause of their ills. This pilot study aims to investigate on the longitudinal efficiency the musculo-aponeurotic plane of the anterior chamber of the thigh stretching on patients with low back pain. Six subjects (4 men and 2 women ; mean age 60 ± 12 years) were included. Nine stretching sessions of 10 minutes were conducted twice a week on a bench designen for this purpose. Stress and angulation amplitude measures were collected at the beginning and at the end of every stretching. The data are analyzed with ANOVA with repeated measures and appropriate post-hoc analysis (sessions : 1 to 9 and time : pre and post) as well as the Benferroni's ad-hoc tests and the Wilcoxon matched pairs test. The results tend to indicate a gain in angular amplitude and tension between the beginning and the end of the protocol and within each session. Amplitude gain are partially maintained between sessions from the third session. However, regarding to the tension, no tendency emerges.

Key words : muscular extension, passive stretching, anterior chamber of the thigh, chronic low back pain, kinesitherapy, stress

SOMMAIRE

1- Introduction.....	1
2- Prérequis.....	3
2.1 Quelques notions essentielles sur le muscle	3
2.1.1 L'organisation générale du muscle strié squelettique.....	3
2.1.1.1 Composition du muscle.....	3
2.1.1.2 La fibre musculaire : typologie et organisation spatiale.....	5
2.1.1.3 Innervation des tissus musculaires striés squelettiques et tendineux.....	5
2.1.2 Propriétés mécaniques du muscle au repos	6
2.1.2.1 Le complexe musculo-tendineux.....	7
2.1.2.2 Propriétés élastiques et plastiques.....	7
2.1.2.3 Propriété de viscosité et de thixotropie :	8
2.1.2.4 Propriétés viscoélastiques.....	8
2.2 Synthèse des protocoles retrouvés dans les études	8
2.2.1 Tension appliquée.....	8
2.2.2 Critère d'arrêt de l'étirement.....	9
2.2.3 Durée et fréquence de l'étirement.....	9
2.2.4 Outils de mesure des critères de jugement d'efficacité.....	11
2.2.5 Mécanismes à l'oeuvre dans l'étirement	11
2.3 La loge antérieure de la cuisse, une structure complexe	13
2.3.1 Les muscles (kamina).....	13
2.3.2 Les fascias introduire les fascias !!.....	14
2.4 Mise en tension du plan antérieur de la cuisse.....	15
3- Matériel et méthode	15
3.1 Objectifs.....	15
3.2 Hypothèse de travail.....	16
3.3 Critère de jugement principal	16
3.4 Critère de jugement secondaire.....	16
3.5 Critères d'inclusion.....	16
3.6 Critères de non inclusion	16
3.7 Critères d'exclusion.....	16
3.8 Taille de l'échantillon.....	17
3.9 Procédure éthique.....	17
3.10 Matériel.....	17
3.11 Protocole de recherche.....	18
3.12 Extraction des données.....	19

3.13	Méthode d'exploitation statistique.....	19
3.13.1	Analyse descriptive	19
3.13.2	Analyse inférentielle	19
4-	Résultats.....	20
4.1	Description de la population	20
4.2	Analyse statistique.....	20
4.2.1	L'amplitude angulaire de hanche	20
4.2.2	La tension développée	21
4.2.3	Extensibilité musculaire.....	22
5-	Discussion.....	22
5.1	Interprétation des résultats.....	22
5.1.1	Evolution de l'amplitude	22
5.1.2	Evolution de la tension	23
5.1.3	Evolution de l'extensibilité.....	23
5.2	Analyse critique de l'étude	25
5.2.1	Biais liés à la population.....	25
5.2.2	Biais de méthodologie.....	26
5.2.3	Biais de matériel et de mesures	27
5.3	Limites de l'étude	27
5.4	Les points forts de l'étude.....	28
5.5	Travaux complémentaires.....	28
6-	Conclusion	29

1- Introduction

Les étirements sont communément utilisés dans plusieurs domaines, notamment dans le sport et la masso-kinésithérapie. Il existe trois modalités de réalisation: « passives », « activo-passives » et « actives ». Les raisons qui poussent à s'étirer sont multiples : préventives (préparer le corps à l'effort, améliorer la récupération après un effort en rééquilibrant les tensions tissulaires, diminuer le risque de blessures...), de performance (acquérir une meilleure capacité à emmagasiner de l'énergie pour la restituer ensuite) et thérapeutiques (augmenter la souplesse, orienter la cicatrisation, lutter contre des tensions tissulaires...) (Geoffroy, 2015).

Intéressons-nous plus précisément à leur application dans le traitement masso-kinésithérapique de pathologies telle que la lombalgie chronique.

Cette dernière est largement répandue dans la population française et représente une grande partie de la patientèle des masseurs-kinésithérapeutes libéraux. Elle est définie par des douleurs lombaires présentes depuis plus de trois mois chez l'adulte sans rapport avec une cause inflammatoire, traumatique, tumorale ou infectieuse. Les techniques actuelles recommandées afin de la traiter sont des exercices d'entretien articulaires lombaires, des étirements, un renforcement des muscles du tronc et du segment lombo-pelvien ainsi que des exercices généraux. Ces recommandations de la Haute Autorité de Santé (2005) sont établies à partir de la littérature actuelle qui ne permet pas l'élaboration de protocoles bien définis. Nous proposons alors d'étudier l'efficacité des étirements. En effet, le bilan kinésithérapique de ces patients met souvent en évidence une hypoextensibilité globale des muscles péri articulaires de hanche. Cette raideur limite l'amplitude de mouvement de cette articulation et favorise une utilisation excessive de la région lombo-pelvienne pouvant précipiter l'apparition de lombalgies. L'étirement le plus accessible donc le plus communément utilisé afin d'allonger un muscle est l'étirement passif (Portero, 2015 ; Medeiros, 2016). Il se définit par un éloignement des deux extrémités d'un muscle ou d'un groupe musculaire autour d'une ou plusieurs articulations, effectué par l'action de la pesanteur grâce au poids de son propre corps, combiné ou non à une traction manuelle ou force extérieure, sans aucune contraction musculaire associée (Shrier, 2000).

Afin de permettre un gain d'extensibilité musculaire durable nécessaire au rétablissement de la mobilité de la hanche, j'ai porté mon intérêt sur les études scientifiques qui abordent l'efficacité de cette technique.

Les étirements peuvent intéresser différents tissus ou organes. S'agissant du muscle, sa structure complexe laisse à penser, lorsqu'il est soumis à des forces qui tendent à l'étirer, que sa réponse est elle-même complexe. C'est la résultante de réponses élémentaires multiples provenant chacune d'un type de tissu particulier. En effet, le muscle strié squelettique se présente comme l'union de tissus contractiles et de tissus conjonctifs.

Figure 1 : Illustration théorique du model tension passive / longueur des tissus biologiques (Wepppler, 2010)

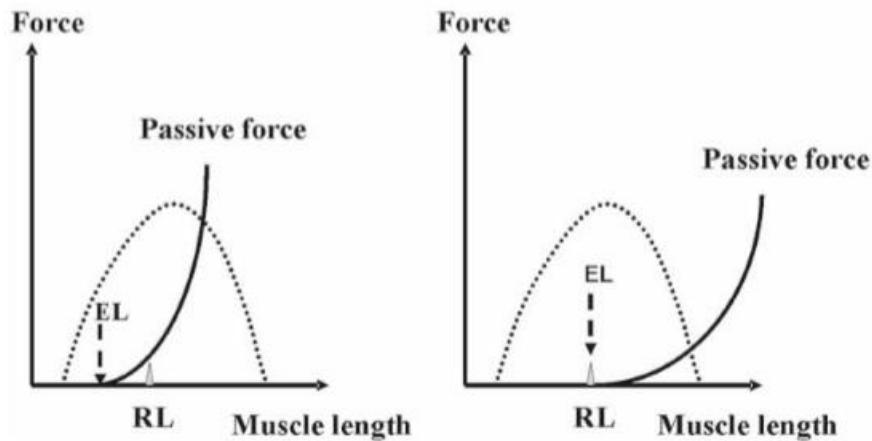


Figure 2: Modèle théorique du non décalage de la courbe tension / longueur relatant la théorie l'extensibilité sensitive. (Wepppler, 2012)

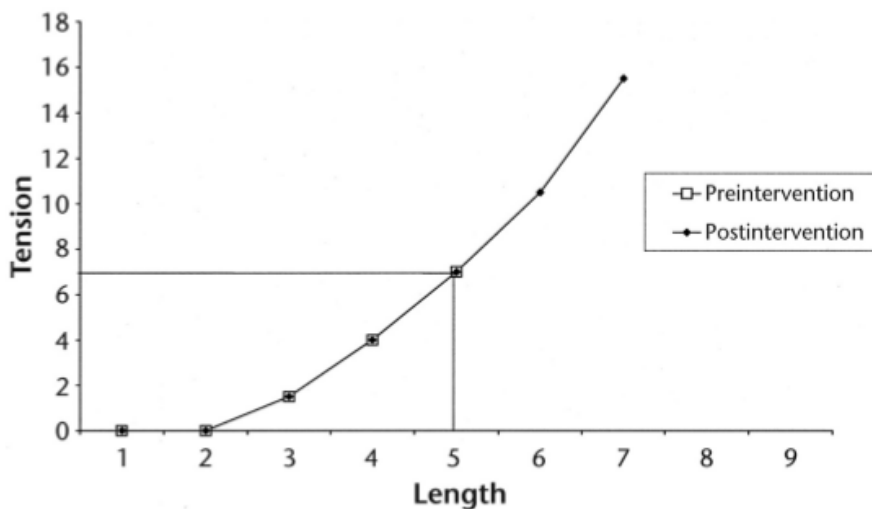
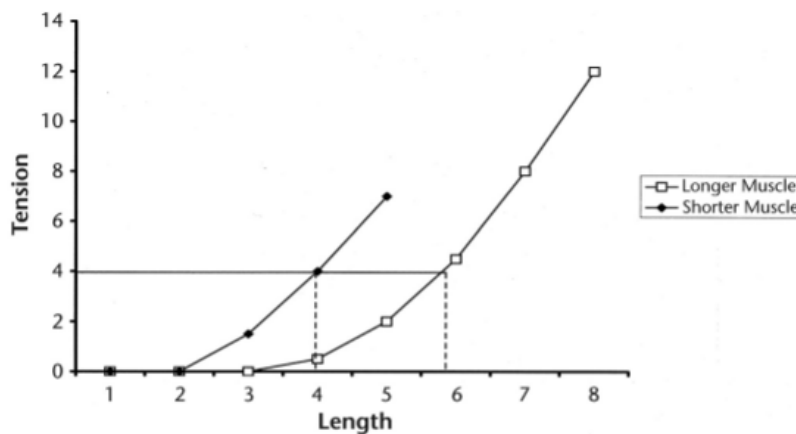


Figure 3: Modèle théorique du décalage de la courbe tension / longueur relatant la théorie de l'extensibilité mécanique. (Wepppler, 2011)



Ces derniers se déclinent en différentes conformations : les structures soutenant le tissu contractile, les aponévroses intra et périmusculaires ainsi que les tendons. Un modèle simplifié proposé par Hill permet d'aborder le comportement de ces différentes structures. Ce dernier est dicté par les propriétés viscoélastiques du complexe musculo-aponévrotique qui lui confèrent une capacité d'extensibilité permettant une déformation élastique ou plastique selon la tension qui lui est appliquée (figure.1). L'innervation sensitive et motrice de ce complexe régit la tension supportée par le tissu. Ainsi, une théorie est née suggérant que le gain d'extensibilité est permis par une adaptation nociceptive de l'étirement définie par une tension maximale supportée plus importante engendrant un gain de longueur. Elle se modélise par une continuité de la courbe tension / longueur du muscle étiré (fig.2). Une seconde théorie est proposée impliquant une adaptation mécanique de la structure. Elle est objectivable par un décalage sur la droite de cette même courbe. En effet, le muscle développe une tension moindre pour une longueur de muscle identique, cela démontre que sa raideur a été modifiée (fig. 3) (Weppeler, 2010).

De nombreuses polémiques ont éclaté ces dernières années au sujet des effets présumés des étirements. Les experts ont alimenté les débats en fournissant des avis contradictoires sur l'importance et la nature des gains de longueur obtenus par cette technique de rééducation.

Toutes les études consultées présentent les méthodes d'application des étirements choisis par leurs auteurs accompagnés des critères de jugement, des méthodes d'analyse et des résultats. Les différentes durées d'étirements se distribuant de quelques secondes à plusieurs minutes à une fréquence aléatoire, la mesure rare de la tension appliquée ainsi que le ressenti douloureux subjectif limitant l'étirement rendent compte de la pluralité des méthodes d'applications. Les conclusions de ces travaux de recherche ne concourent pas à établir de façon incontestée une ou des méthodes offrant un maximum d'efficacité aux étirements. Elles n'évoquent que brièvement les mécanismes histologiques sous-jacents. Ce manque de consensus conduit chaque masseur-kinésithérapeute à construire ses propres modèles de traitement, ce qui induit de nombreuses divergences quant à l'utilisation de cette technique.

Dans la lombalgie chronique, les différentes loges musculo-aponévrotiques de la cuisse sont potentiellement enraidies. L'extensibilité des groupes ischio-jambiers (IJ) et adducteurs étant à ce jour suffisamment documentée, notre choix s'est porté sur le plan musculo-aponévrotique antérieur de la cuisse. Le muscle concerné par son étirement est le droit fémoral qui est bi articulaire. Il est impératif de tenir compte de ceci pour bien distinguer une raideur articulaire d'une hypoextensibilité (Weppeler, 2010). Lors de son étirement, une des deux articulations est fixée et le gain de longueur est réalisé par la mobilisation de la seconde articulation en jeu. Le choix est fait de fixer l'amplitude articulaire du genou à un angle déterminé.

Ma question de recherche s'intitule de la manière suivante : **Comment optimiser les étirements en modalité passive appliquée au plan musculo-aponévrotique antérieur de la cuisse chez le sujet lombalgique chronique ?**

Figure 4 : Composition du muscle strié squelettique (Gras, 2011)

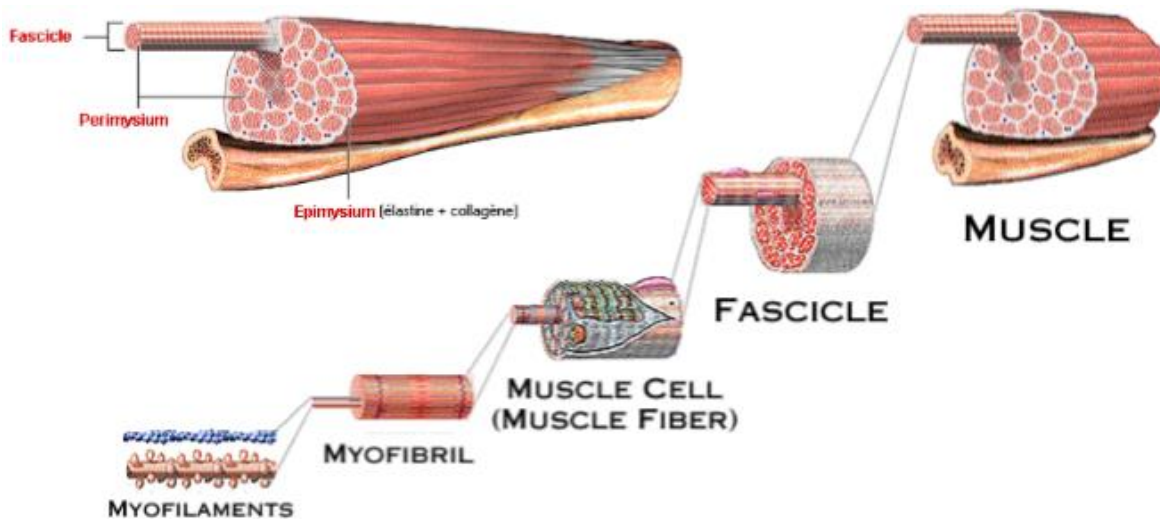
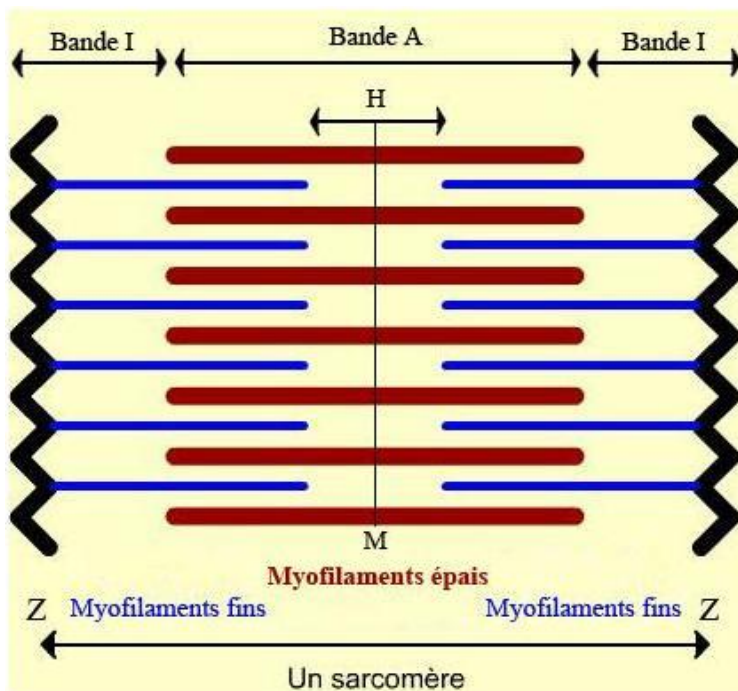


Figure 5: Unité sarcomérique



Dans ce qui va suivre, nous présenterons succinctement, dans un premier chapitre intitulé prérequis, le complexe musculo-aponévrotique sur le plan anatomique et fonctionnel suivi d'une synthèse des protocoles extraits des publications. Fort de ces connaissances, le déroulement de l'étude est défini et détaillé dans le chapitre matériels et méthode puis nous relaterons les résultats principaux. S'ensuit la discussion qui débat des résultats de l'étude en pointant du doigt ses biais et ses limites puis évoque la nécessité de travaux complémentaires. Pour terminer, la conclusion apporte une réponse nuancée à la problématique posée et exposera la posture professionnelle que je compte adopter lors de mon exercice futur en qualité de masseur-kinésithérapeute.

2- Prérequis

2.1 Quelques notions essentielles sur le muscle

L'être humain est constitué de trois types de muscles : le muscle cardiaque, le muscle lisse et le muscle strié squelettique. Ce dernier est le support de la fonction de mobilité du corps humain. Sa rétraction limite le déplacement des segments osseux les uns par rapport aux autres, ce qui restreint le secteur de mobilité articulaire. C'est notamment sur ce troisième type de muscle que portent les étirements.

2.1.1 L'organisation générale du muscle strié squelettique

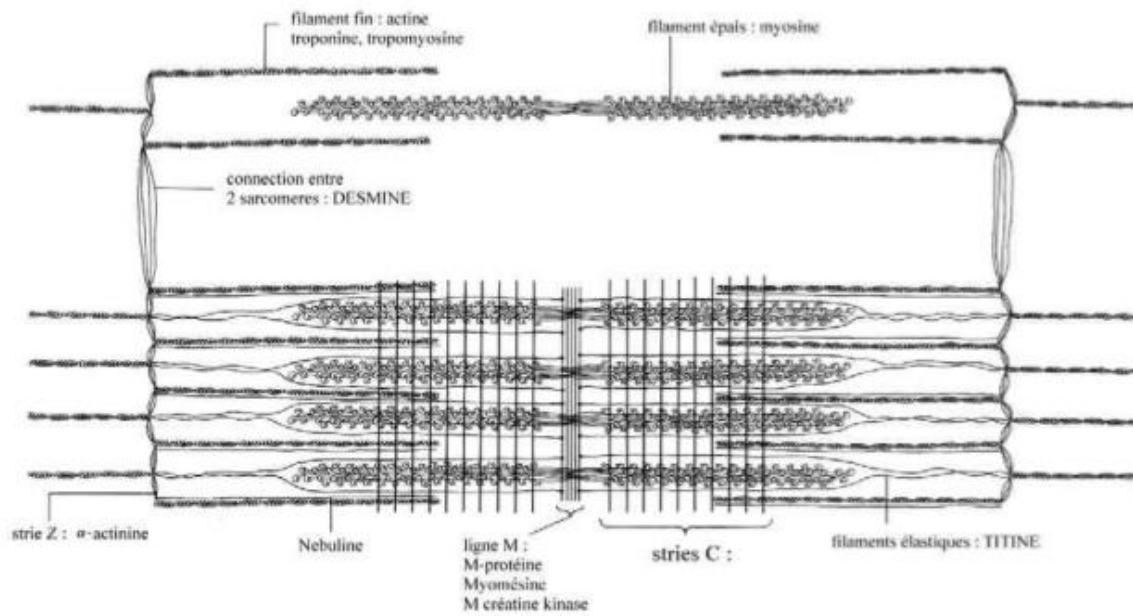
2.1.1.1 Composition du muscle

Le muscle strié squelettique est composé de plusieurs faisceaux musculaires eux-mêmes constitués de fibres considérées comme les cellules du muscle (figure 4). Chaque fibre est semblable à un câble formé d'environ 2000 myofibrilles. Une myofibrille comporte un assemblage linéaire de 100 à 400 unités contractiles répétées, les sarcomères, dans lesquels se trouvent les filaments fins d'actine et les filaments épais de myosine (Gras, 2011).

Le sarcomère

Il correspond à l'espace délimité entre deux lignes Z et représente l'unité contractile de base des myofibrilles (fig. 5). La ligne M est le point central d'attache des filaments de myosine. La bande A correspond à toute la longueur des filaments épais. La bande I complète la bande A jusqu'à la ligne Z. C'est une zone où ne sont présents que les filaments fins. Quant à la bande H, elle correspond à la zone centrale où il n'existe aucun recouvrement entre les filaments épais et fins en position de repos (Gras, 2011).

Figure 6 : Représentation des éléments « élastiques » qui constituent le sarcomère d'après Cometti.



Les protéines contractiles

Les filaments épais sont constitués de plusieurs centaines de molécules de myosine. Chaque molécule est formée de deux éléments enroulés en spirale qui forment la tige, chacun portant à l'une de ses extrémités une tête globulaire appelée tête de myosine. Les filaments d'actine sont composés de monomères de G-actine qui se polymérisent pour former une torsade à double brin, ce qui constitue la majeure partie du filament (fig. 6) (Biserte, 2017).

Les protéines régulatrices

Ces protéines régulent les interactions actine-myosine. La tropomyosine, localisée sur les filaments fins bloque l'interaction entre l'actine et la myosine. Les troponines, réparties à intervalle régulier le long du filament fin, sont constituées de trois sous-unités. La fixation des ions calcium sur la sous-unité troponine C modifie la conformation de la tropomyosine, ce qui permet la formation d'un pont actine-myosine. La modification d'angle des têtes de myosine sera à l'origine du raccourcissement du muscle lors de la contraction musculaire (Gras, 2011).

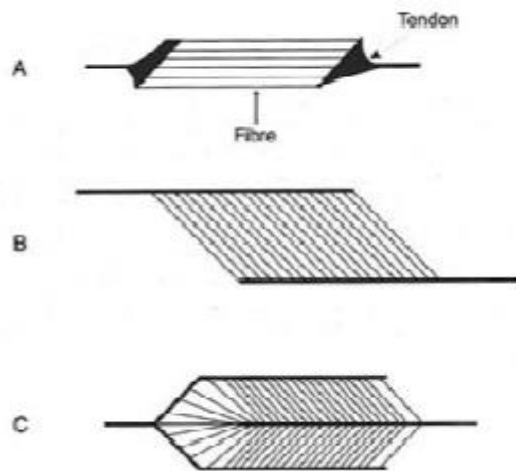
Les protéines structurales

Les filaments fins s'unissent à leur extrémité par une protéine structurale, l' α actinine, qui forme la ligne Z. La nébuline s'associe aux filaments d'actine afin de contrôler leur assemblage et de déterminer leur longueur. Les connexions longitudinales et transversales entre les lignes Z sont faites par des filaments intermédiaires de desmine et de vimentine. Les filaments épais sont également reliés à la ligne Z par l'intermédiaire d'une autre protéine structurale, la titine (encore appelée connectine). Celle-ci comporte un segment extensible entre la ligne Z et le bord du filament épais et un segment inextensible ancré à la myosine. Elle participe à l'élasticité de chaque demi-sarcomère de la ligne M à la strie Z (Goubel, 1998).

Les enveloppes musculaires

La fibre musculaire est délimitée par une membrane appelé sarcolemme couronnée d'un tissu conjonctif fin, l'endomysium. L'assemblage de plusieurs fibres musculaires forme un faisceau qui baigne dans le sarcoplasme et est entouré d'un tissu conjonctif lâche nommé périmysium. La réunion de plusieurs fascicules par un tissu conjonctif plus dense nommé épimysium forme le muscle. Le tendon prolonge ces différents réseaux aponévrotiques (Gras, 2011).

Figure 7: Différentes pennations des fibres musculaires: fusiforme (A), unipenné (B), bipennés (C). (Goubel, 1998)



2.1.1.2 La fibre musculaire : typologie et organisation spatiale

Il existe 3 types de fibres musculaires : les fibres de type I (rouges) à contraction lente et endurantes ; les fibres IIA (rouges) et IIB (blanches) à contraction rapide et moins résistantes à la fatigue. Les muscles striés squelettiques contiennent ces 3 types de fibres dans des proportions variables (Goubel, 1998). Aucun auteur ne précise l'incidence du type de fibre sur la réaction à l'étirement.

Du point de vue architectural, les fibres musculaires peuvent prendre différentes orientations. Elles peuvent se disposer parallèlement ou obliquement à l'axe longitudinal du muscle selon un angle appelé angle de pennation. Il en existe trois classiquement décrits : la disposition unipennée, bipennée ou multipennée (fig. 7). La visualisation échographique d'une diminution de cet angle confirme un allongement du muscle (Zatsiorsky, 2012).

2.1.1.3 Innervation des tissus musculaires striés squelettiques et tendineux

Le muscle possède une innervation motrice qui entraîne sa contraction ainsi qu'une innervation sensorielle qui le protège ainsi que ses tendons. Des réflexes musculaires déclenchés par ces deux circuits d'innervation surviennent lors d'un étirement musculaire statique (Jones, 2005).

Innervation motrice (efférente)

Il existe trois types de motoneurones. Les motoneurones α innervent les fibres extrafusales, les motoneurones β innervent les fibres intrafusales et les motoneurones γ innervent ces deux types de fibres. Les corps cellulaires de ces motoneurones se situent dans la moelle épinière et transmettent l'ordre en provenance du système nerveux central de contracter le muscle innervé.

Une unité motrice se définit par un motoneurone associé aux fibres musculaires qu'il innerve. Au niveau de la jonction neuromusculaire, l'arborisation de la fibre nerveuse est appelée plaque motrice (Jones, 2005).

Innervation sensorielle (afférente)

Les récepteurs proprioceptifs sont associés à des fibres sensibles de gros diamètre myélinisées nommées I et II ayant une vitesse de conduction rapide ainsi que par des fibres fines amyélinisées, les 4c, ayant une vitesse de conduction moindre et étant associées à la transmission du message douloureux.

Les mécanorécepteurs sont de deux types. Le premier, le fuseau neuromusculaire, est situé dans le corps musculaire charnu. Les fuseaux sont entourés d'une capsule conjonctive et se positionnent parallèlement aux fibres musculaires. Ils contiennent des fibres intrafusales de deux types innervées par des fibres afférentes la transmettant la vitesse de variation de longueur du muscle (dynamique) ainsi que par des fibres II s'intéressant à la nouvelle longueur du muscle (statique)

Cet organe sensoriel est ainsi sensible à l'étirement du muscle. Il contrôle le tonus et la tension du muscle au cours du mouvement, ce qui permet le maintien postural ainsi que la prévention des déchirures musculaires.

Le second, le récepteur tendineux de Golgi, se trouve dans le tendon, à proximité de la jonction musculo-tendineuse. Il est constitué d'un faisceau de fibres de collagène entouré d'une capsule. Il est innervé par les fibres afférentes Ib et informe le système nerveux de la force de contraction exercée par le muscle sur les tendons (Jones, 2005).

Les réflexes musculaires

Les réflexes intrinsèques sont provoqués par les récepteurs situés dans l'organe effecteur.

Le fuseau neuromusculaire est à l'origine du réflexe myotatique. Ce dernier est déclenché par l'étirement rapide du muscle qui engendre une excitation du motoneurone α par les fibres Ia au niveau de la moelle épinière. Cela provoque la contraction du muscle étiré. Ce réflexe est utilisé en permanence pour le maintien postural. Il est associé au réflexe d'inhibition réciproque qui se définit par l'inhibition du motoneurone α du muscle antagoniste par les mêmes fibres Ia. Ce réflexe coordonne la contraction et le relâchement des muscles antagonistes. Il permet lors d'un étirement statique le relâchement du muscle antagoniste associé à la contraction du muscle étiré.

Le réflexe myotatique inverse est engendré par les récepteurs tendineux de Golgi. Lors d'une contraction violente (excentrique par exemple) qui engendre un étirement important du tendon, les fibres Ib inhibent le motoneurone α du muscle étiré. Ce réflexe protège l'intégrité du tendon en relâchant le muscle.

Sous contrôle de cette régulation neurale permanente, la modification structurelle du complexe myofasciale durant une traction imposée est dépendante de ses propriétés internes. Les définitions des propriétés mécaniques du muscle abordées dans le paragraphe suivant permettent d'approfondir la compréhension du phénomène d'étirement au niveau anatomique (Jones, 2005).

2.1.2 Propriétés mécaniques du muscle au repos

Suite à la distinction faite entre les structures contractiles internes au muscle et les structures conjonctives et tendineuses périphériques, des auteurs ont tenté de modéliser le comportement musculaire.

Figure 8 : Modèle de Hill (1951) CEP : composante élastique parallèle ; CES : composante élastique série ; CC : composante contractile - D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998

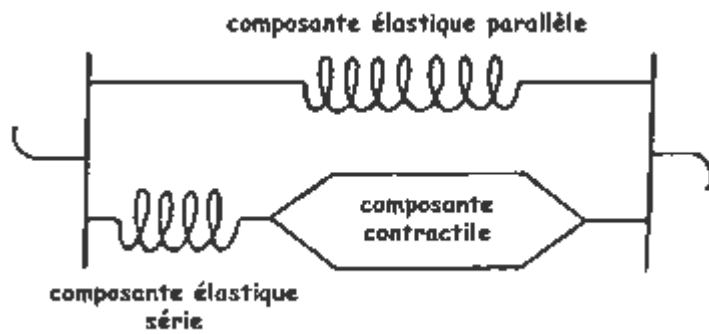


Figure 9 : Illustration théorique du model tension passive / longueur des tissus biologiques (Weppeler, 2010)

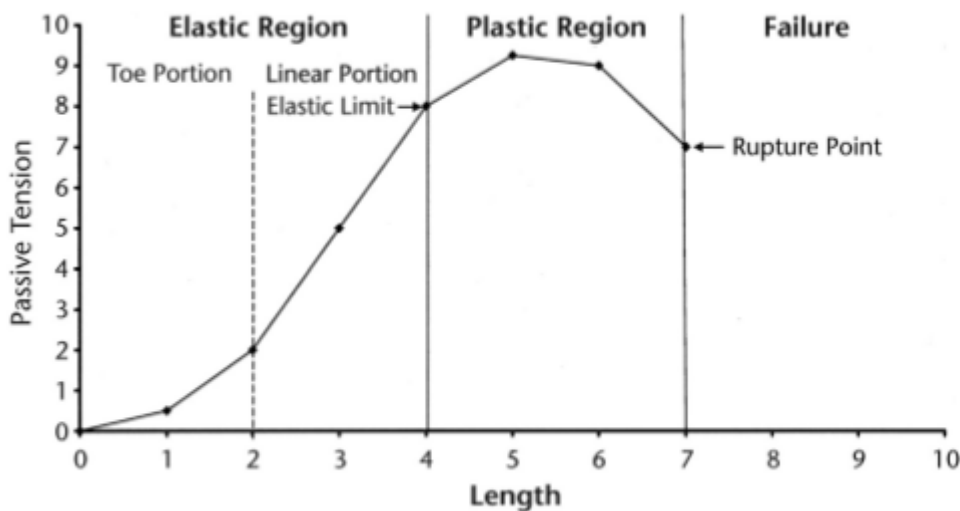
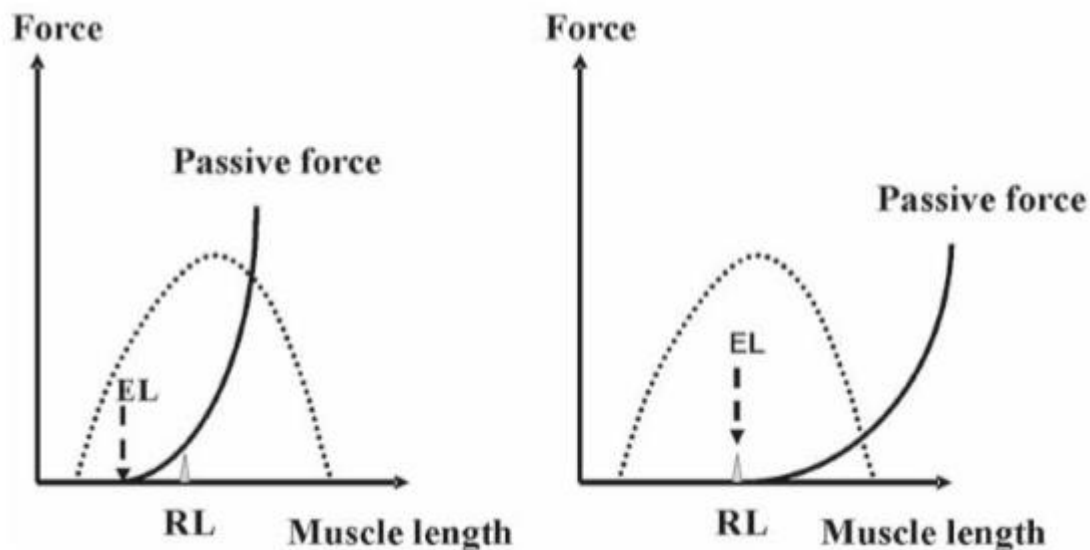


Figure 10 Courbes tension longueur d'un muscle selon différentes quantités de tissu conjonctif : grande quantité de tissu conjonctif à gauche et faible quantité à droite. En position de repos (RL), isolé de toute force mécanique (EL). A droite : décalage de la courbe à droite, moins de raideur. (Zatsiorsky, 2012)



2.1.2.1 Le complexe musculo-tendineux

Afin de comprendre le comportement du muscle dans ses états actifs et passifs, le modèle de Hill a été proposé en 1938 puis amélioré en 1951 (fig. 8). Il comporte trois composantes :

- La **composante élastique série** (CES) modélisée par un ressort non amorti correspondant aux tendons et aux stries Z.
- La **composante contractile** (CC) analogue à un amortisseur. Sa vitesse de raccourcissement est liée à la force développée par le muscle.
- La **composante élastique parallèle** (CEP) qui représente les tissus de soutien et aponévroses musculaires (périmysium, endomysium, épimysium), les ponts résiduels actine-myosine et la titine.

La composante contractile et la composante élastique série reproduisent le comportement spécifique de la contraction musculaire. La composante élastique parallèle quant à elle permet de modéliser le comportement élastique du tissu conjonctif qui englobe les fibres musculaires (Gras, 2011).

2.1.2.2 Propriétés élastiques et plastiques

Lorsque le muscle relâché est étiré au-delà de sa longueur de repos, il devient un corps déformable. Cette élasticité passive du muscle est essentiellement attribuable au réseau de tissu conjonctif intramusculaire. Il se déforme en offrant une résistance passive à l'étirement. L'appellation passive est justifiée par le fait que la résistance développée ne requière pas d'énergie métabolique. En se déformant, le muscle devient de plus en plus raide, ce qui engendre une courbe force / longueur du muscle étiré non linéaire. Si la tension appliquée est trop importante, des déchirures du tissu surviennent (fig. 9).

Lors du relâchement de l'étirement, si le corps déformé reprend sa taille d'origine, il est défini comme étant purement élastique. Lorsque le corps n'est plus capable de reprendre sa longueur initiale, alors cette déformation est dite plastique. Ce retour ou non à la longueur initiale dépend de la tension appliquée et de la durée de la déformation.

Ainsi au niveau microscopique lors d'un étirement court, les mailles du tissu conjonctif se tendent ; si celui-ci se prolonge, ces mailles se déforment (Zatsiorsky, 2012).

Par ailleurs, la tension développée par un muscle qui subit un étirement dépend de la quantité de tissus conjonctifs qu'il contient. En effet, plus celle-ci est importante, plus le gain de longueur est faible (fig.10).

Figure 11 : Illustration théorique du model tension passive / longueur des tissus biologiques (Wepppler, 2010)

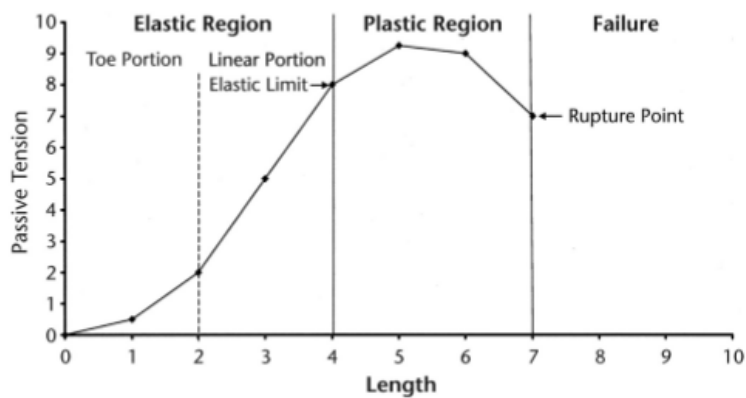


Figure 12 : Relaxation viscoélastique durant un étirement statique (delta torque). « Peak torque » apparaît quand le muscle atteint sa position finale. (Wepppler, 2011)

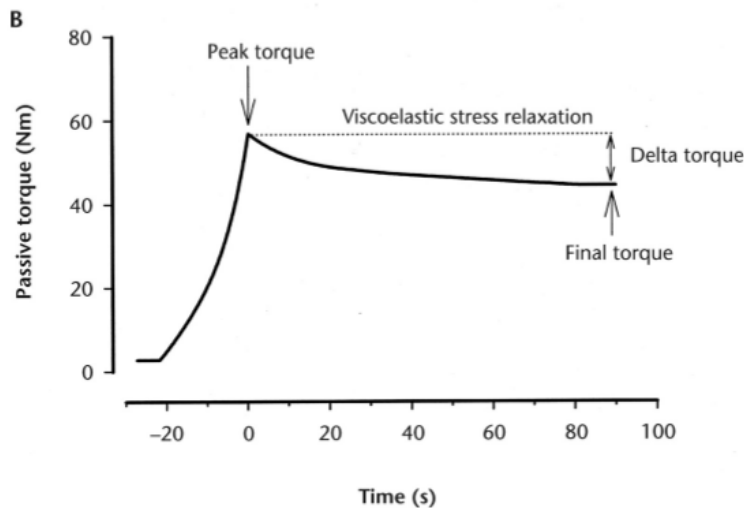
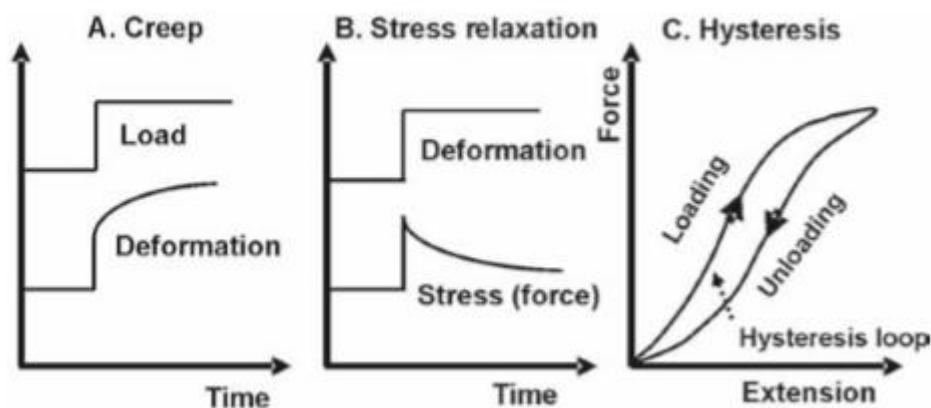


Figure 13 : Principales caractéristiques de la viscoélasticité. (A) Fluage : sous une tension constante, la déformation augmente ; (B) Relaxation viscoélastique : sous une déformation constante, la tension diminue progressivement. (C) Hystérésie : la courbe tension / longueur est différente durant la période d'étirement et de relâchement du muscle. L'aire entre les deux courbes représente l'énergie dissipée. (Wepppler, 2011)



2.1.2.3 Propriété de viscosité et de thixotropie :

Le muscle est un matériau visqueux, comme les autres tissus biologiques. La **viscosité** se définit par une modification de rigidité liée à la vitesse de déformation du muscle. Une réduction de cette première propriété induite par un échauffement musculaire (contraction ou techniques externes) entraîne une meilleure extensibilité de ce dernier. Cependant, ce gain de longueur n'est pas pérenne (Rosario, 2013 ; Portero, 2015), contrairement à celui obtenu par une autre propriété du muscle : la **thixotropie**. Cette dernière est semblable à un léger frottement intra- musculaire. Sa mise en jeu serait plus importante lorsque le muscle est étiré sans manœuvres préalables.

2.1.2.4 Propriétés viscoélastiques

Les tendons ainsi que les structures conjonctives présentent un comportement dépendant du temps, ce sont des corps viscoélastiques. Ils sont de ce fait caractérisés par quatre phénomènes : la sensibilité au taux d'étirement, le fluage, la relaxation des contraintes et l'hystérésie. Ainsi, le gain de longueur de la structure augmente avec une tension croissante (fig.11), celle-ci étant limitée par la sensation douloureuse du patient. La relaxation viscoélastique des contraintes se traduit par une diminution de la résistance qui survient durant un étirement statique passif et correspond au pourcentage de différence de tension entre le pic de tension initial (« peak torque ») et la tension finale mesurée (fig. 12). Le fluage se définit par une augmentation de la longueur musculaire sous une force appliquée demeurant constante. Cette déformation survient à retardement (Zatsiorsky, 2012). Quant à l'hystérésie, elle représente l'énergie dissipée pendant la phase de travail, c'est-à-dire du début de l'étirement à son relâchement total, permettant la modification de la structure étirée (Fig.13) (Weppler, 2010).

Ces propriétés viscoélastiques confèrent au muscle une capacité d'extensibilité correspondant à son allongement depuis sa position de repos (Marshall, 2011). La question qui se pose est la suivante : Comment déterminer les ajustements optimaux des différents paramètres de l'étirement afin que l'allongement musculaire soit maximal et durable ?

2.2 Synthèse des protocoles retrouvés dans les études

2.2.1 Tension appliquée

Le sujet étudié exerce la plupart du temps un auto-étirement. Parfois l'étirement est appliqué par le thérapeute (Sharma, 2016). La tension induite n'est donc pas mesurée au cours des séances. Il est alors probable qu'elle fluctue et diminue avec la fatigue croissante du sujet pour maintenir l'étirement. Weppler et al. (2010) expliquent la nécessité de quantifier la tension appliquée à la structure myofasciale afin de pouvoir mesurer son extensibilité. En effet, Freitas et al. (2015) montre une inefficacité de l'application d'une tension sous maximale. Ainsi, des études récentes appliquent la tension à l'aide d'une machine qui impose une tension ou une amplitude (Puentedura, 2011 ; Umegaki, 2015 ; Ahmed, 2015 ; Freitas, 2015 ; Germain, 2016).

Cela permet de mesurer et ainsi contrôler la résistance développée par la structure puisqu'elle équivaut à la force de tension appliquée pour l'étirer (Weppler, 2010). Cependant, la plupart de ces études analysent les effets d'un unique étirement ou bien utilisent la machine seulement afin de comparer les données pré et post étirement.

2.2.2 Critère d'arrêt de l'étirement

Il est souvent défini par le ressenti du patient. Les mots utilisés pour le décrire sont variables suivant les études : la résistance, l'étirement, l'inconfort, la tension, la raideur, la douleur maximale supportée (Weppler, 2010).

De plus, ce ressenti est subjectif puisqu'il est dû à la sensibilité de chacun. Il est cependant impossible de passer outre pour des raisons éthiques. Il va alors imposer, dans une position prédéfinie, la tension maximale appliquée.

Le ressenti subjectif du patient associé à différents mots pour le qualifier donne une grande variabilité du critère d'arrêt de l'étirement.

2.2.3 Durée et fréquence de l'étirement

De nombreux auteurs optent pour un temps court d'étirement allant de 18 à 30 secondes par muscle étiré, répété ou non. Ce choix est fréquent et probablement fait pour profiter de la relaxation de force intramusculaire qui représente la chute de tension la plus importante dans les 20 secondes suivant l'application d'une tension maximale (Portero, 2015). Cependant, Wayne et al. (2013) constatent que le temps d'étirement journalier semble être indépendant du nombre de répétitions ou du temps d'étirement effectué. En effet, les résultats de gain d'amplitude sont similaires pour un même temps d'étirement quotidien. C'est pourquoi les durées d'étirement sont présentées en temps d'étirement journalier.

Björklund et al. (2001) procèdent à des séquences d'étirement du droit fémoral de 80 secondes par jour (4 fois 20 secondes), 4 fois par semaine, sur une durée de 2 semaines. Ils ne constatent pas de gain d'amplitude articulaire à terme donc concluent à une adaptation sensorielle par augmentation de la tolérance à l'étirement. Lima et al. (2015) élaborent un programme d'étirement des IJ et du vaste latéral sur 8 semaines à raison de 3 séances par semaine de 90 secondes (3 fois 30 secondes). Ils obtiennent un gain d'amplitude articulaire en extension mais aucun en flexion de genou. Gajdosik et al. (1991), Roberts et al. (1999), Gajdosik et al. (2005), Gajdosik et al. (2007), Marshall et al. (2011), Nakamura et al. (2012), Wayne et al. (2013), Konrad et al. (2014) Demoullins et al. (2015) et Sharma et al. (2016) appliquent un étirement des IJ, du triceps sural ou du droit fémoral de 15 à 60 secondes répété de façon à obtenir un temps d'étirement quotidien de 30 à 180 secondes, 3 à 7 fois par semaine, sur une durée de 1 à 8 semaines.

Figure 14: Modèle théorique du non décalage de la courbe tension / longueur relatant la théorie l'extensibilité sensitive. (Weppler, 2012)

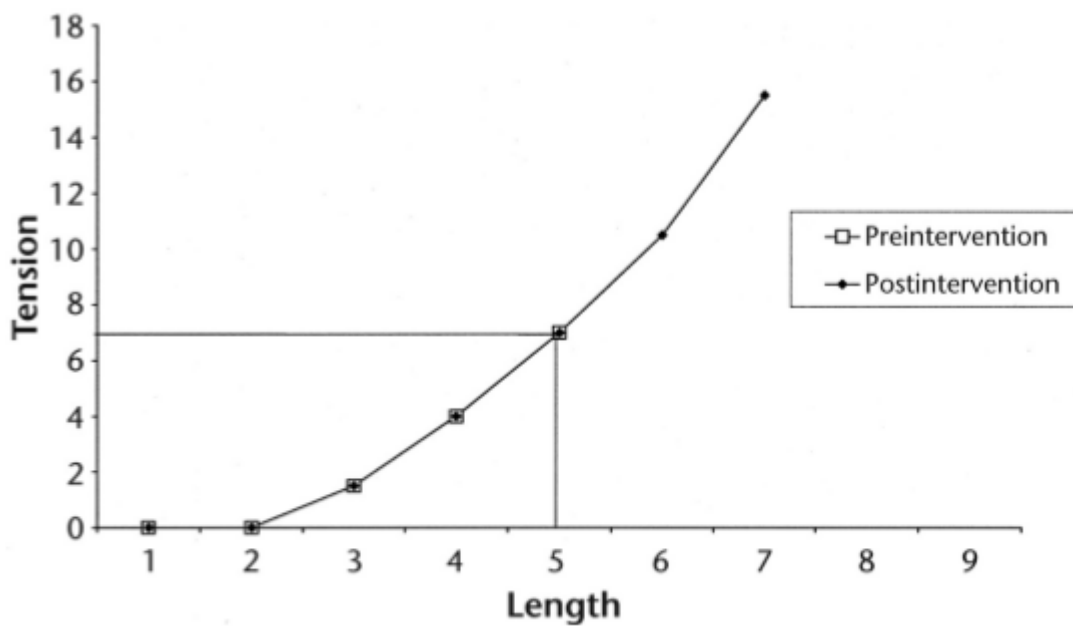
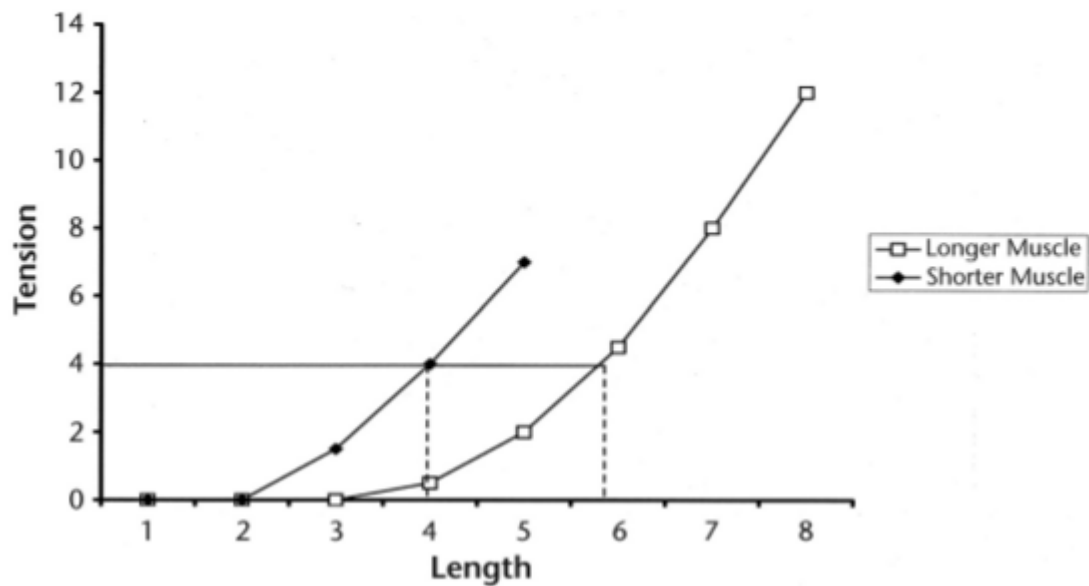


Figure 15: Modèle théorique du décalage de la courbe tension / longueur relatant la théorie de l'extensibilité mécanique. (Weppler, 2011)



Ils observent tous un gain d'amplitude articulaire. Certains, grâce à la mesure de la tension, imputent ce gain à une adaptation sensorielle puisqu'ils obtiennent un gain de tension maximale supportée (fig.14) (Gajdosik, 1991 et Konrad, 2014) tandis que d'autres retrouvent un décalage vers la droite de la courbe tension / longueur ou une diminution de la résistance passive à un angle fixe et concluent à un gain d'extensibilité mécanique (fig.15) (Marshall, 2011 et Nakamura, 2012). Les mesures d'amplitude angulaire mesure longueur sur la courbe.

D'autres auteurs appliquent un étirement plus long. La méthode Mézières propose une posture active ou passive pour allonger le muscle. Cependant aucune preuve scientifique ne confirme son efficacité. De nombreuses écoles sont issues de cette théorie comme la Rééducation Posturale Globale (RPG) érigée par Souchart. Une revue de la littérature menée par Teodori et al. (2011) confirme le gain d'extensibilité induit par cette méthode.

Plus récemment, des études ont été menées en conservant cette notion d'étirement long. Cinq études analysant un unique étirement de 2 à 10 minutes montrent toutes un gain de longueur et de tension maximale supportée (pour ceux qui la mesurent) en fin d'étirement (Halbertsma, 1996 ; Puentedura, 2011 ; Rosario, 2013 ; Freitas, 2015 ; Taniguchi, 2015 ; Umegaki, 2015). Halbertsma et al. (1996) sont les seuls à tenter de déterminer l'origine du gain et concluent à une adaptation sensorielle. En effet, Taniguchi et al. (2015) rapportent une perte totale des gains 20 minutes après la fin de l'étirement. La répétitivité de l'étirement semble donc nécessaire afin d'espérer une pérennité du gain obtenu. Ce choix d'étirement long est confirmé par Freitas et al. (2015) et Rosario et al. (2013) afin de diminuer au mieux la tension passive du muscle.

Des protocoles de plusieurs étirements ont parallèlement été étudiés. Folpp et al (2000) concluent à une adaptation sensorielle suite à 5 semaines d'étirement de 20 min par jour des IJ à raison de 4 à 5 fois par semaine. Quelques années plus tard, Guissard et al. (2004) diminuent la durée d'étirement à 10 minutes appliqué au triceps sural et allongent le protocole d'une semaine. Ils constatent un gain d'extensibilité mécanique.

Au sujet de la pérennité du gain d'amplitude, Guissard et al. (2004), Demoulin et al. (2015) et Ahmed et al. (2015) rapportent une conservation partielle après l'arrêt du programme d'étirements longs.

Les résultats des différentes études demeurent très hétérogènes. Cela pourrait provenir du choix des critères de jugement qui diffèrent ainsi que de l'outil d'analyse de ces différents critères.

2.2.4 Outils de mesure des critères de jugement d'efficacité

Le critère de jugement principal choisit pour déterminer l'efficacité des étirements est très souvent l'amplitude articulaire. Il est le seul paramètre mesuré dans de nombreux travaux (Bandy, 1997 ; Roberts, 1996 etc.). Halbertsma et al. (1996) et Bjorklund et al. (2001) utilisent un goniomètre électronique tandis que les d'autres optent pour un goniomètre simple (Halbertsma, 1996 ; Gajdosik, 1991 etc.). Gajdosik et al. (1991) et Lima (2015) mesurent les amplitudes à partir de clichés photographiques alors que d'autres auteurs utilisent un inclinomètre (Abellaneda, 2006 ; Taniguchi, 2015 etc.). Folpp et al. (2000) fait le même choix du goniomètre simple en ajoutant une analyse de la tension développée par les structures étirées à l'aide d'un système de poids. Cette tension est un deuxième critère de jugement, étudié en complément du précédent par Gajdosik et al. (1991) et Germain (2016) à l'aide d'un dynamomètre. De même pour Marshall et al. (2011), Gajdosik et al (2005), Gajdosik et al (2007) et Konrad et al. (2014) qui utilisent, pour mesurer ces deux critères, un appareil d'isocinétisme. Ces quatre dernières études associent un contrôle électromyogramme (EMG) pour s'assurer qu'aucune contraction du muscle étiré n'intervient. En poursuivant le même but, Peixinho sédate les rats étirés.

Six études tentent d'analyser les potentielles modifications structurales survenant suite à un étirement. L'utilisation d'un appareil d'échographie permet d'étudier les paramètres anatomiques de la structure myo-tendineuse comme l'angle de pennation ou encore la longueur des fascicules (Abellaneda, 2006 ; Nakamura, 2012 etc). Les sujets de l'étude de Peixinho étant des rats, une étude ex vivo et in vitro est réalisée pour mesurer la longueur des fibres ainsi que le nombre de sarcomères présents post étirement à l'aide d'un microscope optique.

Marshall et al. (2011), Puentedura et al. (2011) et Freitas et al. (2015) mesurent la douleur à travers « the visual analogue pain scale » semblable à l'échelle visuelle analogique (EVA) ou avec une échelle numérique (EN). Il ne constate aucun changement dans la tolérance à l'étirement en comparaison avec le groupe contrôle.

Les étirements longs semblent permettre un gain d'extensibilité plus important. Ce gain n'étant pas avéré de tous, intéressons-nous plus précisément aux connaissances actuelles relatives aux structures qui résistent à l'étirement.

2.2.5 Mécanismes à l'œuvre dans l'étirement

Pour aller plus loin dans la compréhension de l'étirement, étudions les connaissances actuelles au sujet de l'adaptation structurale du tissu musculaire ainsi que les éléments susceptibles d'exercer une résistance à l'étirement.

Deux grandes théories tentent d'expliquer le mécanisme d'extensibilité musculaire engendré par les étirements : une adaptation neurologique de la sensation d'étirement ou une transformation mécanique des structures myofasciales.

Le concept de l'adaptation sensorielle est souvent admis lorsqu'aucune modification structurale des tissus étudiés ne peut être observée par imagerie ou lorsqu'une tension constante engendre toujours le même gain d'amplitude (pas de shift de la courbe tension/angle sur la droite). Les auteurs concluent à une augmentation de la tolérance à l'étirement due à une adaptation nociceptive des terminaisons nerveuses puisque le sujet supporte une tension plus importante en fin d'étirement. (Folpp, 2000 ; Björklund, 2001 etc.).

D'autres auteurs constatent une adaptation structurale en réponse à une tension exercée. La longueur des fascicules s'allonge (Abellaneda, 2006), ce qui peut s'expliquer par deux mécanismes qui semblent se succéder. La longueur du sarcomère se voit augmentée jusqu'à ce qu'il ait atteint sa longueur maximale puis le muscle demeurant en position longue sous une contrainte suffisante (Lima, 2015), un ajout de nouveaux sarcomères en série se produit (Holzman, 2010 ; Carneiro, 2014 ; Portero, 2015). Le gain de longueur de l'unité sarcomérique provient en partie de la rupture des ponts actine-myosine. Ceux-ci résistent à la traction avant de se détacher et de se rattacher plus loin (Portero, 2015). La raideur musculaire qui s'accroît suite à un étirement pourrait s'expliquer par une augmentation du nombre de ponts actine-myosine, les filaments fins et épais étant indéformables (Hahn, 2007). Elle peut aussi provenir de la résistance engendrée par le segment élastique de la titine appartenant à la CES du modèle de Hill (Zatsiorsky, 2012 ; Portero, 2015).

Une autre structure est à présent reconnue comme étant impliquée dans la résistance à l'étirement : le tissu conjonctif (Holzman, 2010 ; Huijing, 2007 ; Zatsiorsky, 2012 ; Geoffroy 2015). Lima et al. (2015) n'observent aucun changement de la structure du muscle suite à un programme d'étirement sur huit semaines et introduisent la possibilité d'une modification du tissu conjonctif en citant Morse et al. (2008) et Samukawa et al. (2011). Une tension suffisante permettant d'atteindre la phase plastique serait nécessaire pour déformer le tissu et engendrer le glissement des fibres de collagène les unes par rapport aux autres (Weppler, 2010 ; Portero, 2015). Le tendon formé par le regroupement des aponévroses musculaires étant constitué à 70% de faisceaux de collagène parallèles, il est peu déformable en possédant seulement 3% d'extensibilité (Geoffroy 2015).

L'adaptation sensorielle, la modification structurale du tissu conjonctif ainsi que l'ajout de sarcomères en série semblent être la seule explication à ce jour de la pérennité du gain de longueur du muscle dans le temps. En effet, la titine ayant un comportement purement élastique, elle retrouve sa longueur initiale dès l'arrêt de la force de traction. Quant aux connexions stables entre les filaments d'actine et de myosine, ces deux protéines contractiles détiennent un turn-over trop rapide pour que le gain de longueur qui perdure dans le temps leur soit attribué.

Une tension importante ainsi qu'une durée suffisante d'étirement semble être nécessaire pour induire une augmentation de longueur du tissu conjonctif qui engendre une production de sarcomères en série afin de combler le « vide » (Portero, 2015).

Pour étirer la loge antérieure de la cuisse de la façon la plus efficace qui soit et pour être en mesure d'interpréter les résultats de l'étude, il est primordial de se remémorer l'anatomie de cette loge.

2.3 La loge antérieure de la cuisse, une structure complexe

2.3.1 Les muscles

La loge antérieure de la cuisse comprend trois muscles: le sartorius, le muscle articulaire du genou et le quadriceps composé de quatre chefs (Kamina, 2013).

Le sartorius

Il s'insère face externe de l'épine iliaque antéro-supérieure (EIAS), se dirige de façon rubanée dans un dédoublement du fascia lata en bas, en dedans et en arrière pour se terminer face médiale du tibia sous la tubérosité tibiale. Il a pour rôle de fléchir la hanche et le genou. Il est accessoirement rotateur latéral et abducteur de la cuisse.

Le muscle quadriceps fémoral

Il est volumineux et se compose de quatre chefs : le droit fémoral, le vaste latéral, le vaste intermédiaire et le vaste médial.

Muscle droit fémoral

Il débute par un tendon bifurqué : le tendon direct s'insère sur l'épine iliaque antéro-inférieure (EIAI), le tendon réfléchi s'attache au sillon supra-acétabulaire et le tendon récurrent se fixe sur le grand trochanter. Le muscle fusiforme se dirige verticalement vers le bas pour aboutir au tendon quadricipital sur la base de la patella puis se prolonge par le tendon rotulien. C'est le seul chef poly-articulaire du quadriceps. Il est bipenné.

Muscle vaste latéral

Il prend racine bord antéro-inférieur du grand trochanter, partie supérieure de la lèvre latérale de la ligne âpre ainsi que sur le septum intermusculaire fémoral latéral. C'est un muscle épais qui se termine par une aponévrose bord externe du tendon quadricipital ainsi qu'une expansion latérale qui forme le rétinaculum patellaire latéral. Celui-ci comporte trois faisceaux, le premier horizontal se termine sur le condyle latéral du fémur, le second oblique se perd dans la capsule articulaire du genou et le troisième vertical abouti sur la tubérosité tibiale.

Muscle vaste intermédiaire

Il naît aux deux tiers supérieurs de la face antérieure et postéro-latérale du fémur ainsi que du septum intermusculaire fémoral latéral. Son corps demi cylindrique converge vers la patella et s'unit à la face profonde du tendon quadricipital et des deux vastes.

Muscle vaste médial

Il s'insère sur la ligne âpre, sur la lèvre médiale de la ligne âpre et sur le septum intermusculaire fémoral médial. C'est un muscle épais qui se termine par une aponévrose bord médial du tendon quadricipital et présente une expansion nommée rétinaculum patellaire médial. Il est composé de trois faisceaux identiques en symétrie axiale au rétinaculum fémoral externe.

Les trois vastes sont mono-articulaires et ont pour rôle d'amener le genou en extension. Le droit fémoral étant poly-articulaire, il est fléchisseur de hanche en plus d'être extenseur de genou. Il détient aussi une composante minime d'abduction de hanche.

Muscle articulaire du genou

Il est défini comme faisceau aberrant du vaste intermédiaire. Il débute par quelques faisceaux face antérieur du fémur sous le vaste intermédiaire pour se terminer dans le cul de sac synoviale quadricipital. Son rôle est de tendre le cul de sac.

Une autre structure développe une tension importante à un étirement nommée fascia.

2.3.2 Les fascias

Le fascia glutéal

Il s'insère sur la crête iliaque, sur la crête sacrale médiane et sur la face postérieure du coccyx. Il englobe le muscle grand fessier et le muscle tenseur du fascia lata (TFL). Il se continue par le fascia thoraco-lombaire médialement, par le fascia lata face antérieure et par le tractus iliotibial face latérale (Kamina, 2013)

Le fascia lata

Il est épais, similaire à une aponévrose. Il recouvre les muscles de la cuisse et enveloppe de muscle sartorius. Il est intriqué aux septums intermusculaires fémoraux. Il présente un épaississement face latérale et postéro-latérale correspondant au tractus ilio-tibial puis se continue avec le fascia crural en distal (Stecco, 2013)

Le tractus ilio-tibial (TIB)

Il naît au niveau du grand trochanter par fusion des fascias du TFL et du grand fessier. Une insertion à la capsule articulaire de la hanche se crée par l'intermédiaire des fibres du TFL. Il passe sur le grand trochanter sans s'y insérer. Il est cependant lié à ce dernier par le tendon superficiel du grand fessier qui se termine bord postérieur du TIB. Il prend insertion sur le septum intermusculaire fémoral latéral puis coiffe ensuite le vaste latéral pour se terminer par deux faisceaux : « iliotibial tract » (IT) qui rejoint le tubercule de Gerdy et « iliopatellar band » (IB) qui coiffe la patella.

Terry et al. (1986) décrivent dans le détail les différents plans et les intrications tendineuses, ligamentaires et aponévrotiques au niveau de ces deux faisceaux terminaux.

L'épaisseur du TIB est indépendante de l'âge, du poids, de la taille, de la jambe dominante et du volume d'entraînement. (Gyaran, 2010)

2.4 Mise en tension du plan antérieure de la cuisse

L'étirement du quadriceps est une pratique courante et éprouvée. Il est communément effectué genou fléchi par une extension de hanche, ce qui vient étirer la loge antérieure de la cuisse (Geoffroy, 2015). Cependant, la précaution qui permet un étirement rigoureux est d'empêcher la survenue d'une abduction de hanche. Celle-ci a été constatée par Germain et al. (2016) qui, en augmentant l'extension de hanche dans le plan sagittal strict, genou fixé en flexion, engendre une abduction importante de hanche. La force de réaction myofasciale est alors dirigée en moyenne de 30° vers l'extérieur. Pour contrer cette réaction et étirer les structures dans le plan sagittal strict, il est nécessaire d'adjoindre une composante de 30° d'adduction.

Germain et al. (2016) constate, en jouant sur le degré de flexion de genou avant d'appliquer l'extension de hanche, que la tension développée par la structure myofasciale qui résiste à cet étirement est la plus importante lorsque le genou est fléchi à 90-100°. Le bras de levier du quadriceps étant le plus petit à cet angle, sa force développée est la plus faible (Sporer, 1992). Par conséquent sa résistance à l'étirement est moindre. Une autre structure polyarticulaire serait en jeu dans la résistance importante développée par la loge antérolatérale de la cuisse. Au vu de l'anatomie, la seule structure polyarticulaire capable de produire cette force en abduction serait le tractus ilio-tibial. Aucun article scientifique n'explique ce phénomène.

Les structures anatomiques de la loge antérieure de la cuisse ainsi que la biomécanique de l'étirement étant bien définis, il est temps de cibler une population et d'établir un protocole d'étirement.

3- Matériel et méthode

3.1 Objectifs

Evaluer l'efficacité d'un étirement passif de la loge antérieure de la cuisse durant 9 séances de 10 minutes à une fréquence de deux fois par semaine chez une population de patients lombalgiques.

3.2 Hypothèse de travail

L'hypothèse posée est la suivante : un étirement long et répété induit par du matériel capable d'augmenter et de maintenir constante la tension appliquée à la loge antérieure de la cuisse durant 10 minutes à une fréquence de 2 fois par semaine pendant un mois permettrait d'obtenir un allongement musculaire significatif et durable entre les séances.

3.3 Critère de jugement principal

Le principal critère étudié est l'amplitude angulaire en extension de hanche.

3.4 Critère de jugement secondaire

Le critère de jugement secondaire étudié est la tension développée par les structures qui résistent à l'étirement.

3.5 Critères d'inclusion

Afin de participer à l'étude, les sujets doivent répondre aux critères d'inclusion suivants :

- Patient lombalgique chronique diagnostiqué depuis au moins 6 mois homme ou femme nécessitant des étirements dans sa rééducation
- Patients capables de suivre un programme d'étirements de la loge antérieure de la cuisse d'une durée de 10 minutes 2 fois par semaine
- Etre âgé de 45 à 70 ans

3.6 Critères de non inclusion

Ce sont ces critères qui définissent les sujets qui ne peuvent pas être inclus dans la population étudiée. Ils correspondent à toute pathologie ajoutée à une lombalgie chronique qui engendre une réponse anormale à l'étirement musculaire, soit par modification structurale du muscle soit par modification de la régulation nerveuse. Ils sont décrits ci-après :

- Pathologie relevant de la neurologie centrale
- Pathologie neuromusculaire
- Traumatisme musculaire du quadriceps
- Avoir réalisé des étirements longs et réguliers de la loge antérieure de la cuisse précédemment

3.7 Critères d'exclusion

Les critères d'exclusion correspondent aux critères qui « sortent » un patient de l'étude alors qu'il l'avait initialement intégrée.

1-Installation de la jambe antérieure entre le dossier et le cale pied



Fig 16

2-La sangle amène le genou vers l'extension



Fig 17

3-Mise en place du coussin anti inclinaison de bassin



Fig 18

On tient compte des critères suivant :

- Les perdus de vue
- Pathologie inconnue lors des tests initiaux interdisant la poursuite des étirements
- Douleurs imposant l'arrêt de l'étirement

3.8 Taille de l'échantillon

Six patients correspondant aux critères énoncés ci-dessus ont pu être sélectionnés afin de participer à l'étude.

3.9 Procédure éthique

La signature d'un consentement écrit du patient autorisant l'utilisation des données le concernant a été recueillie après leur avoir expliqué l'intérêt et les objectifs de l'étude. L'annexe est le document qui atteste de l'ensemble des consentements éclairés.

3.10 Matériel

Le banc d'étirement

L'étirement est réalisé sur un banc conçu pour des études antérieures. Ce banc a été fabriqué pour étirer dans un même temps la loge antérieure de la cuisse d'un côté et la loge postérieure de l'autre (Germain, 2016). Dans cette étude, le positionnement de la jambe antérieure empêche l'antéversion de bassin.

Le patient est assis sur l'assise sur son ischion opposé à la jambe étirée, la région lombaire est plaquée contre le dossier (fig.16).

Dans un premier temps le pied du membre inférieur situé vers l'avant est positionné sur le cale pied. Ce dernier est réglable en hauteur afin de faire varier l'amplitude de flexion de hanche. Il sera ajusté en bas pour des personnes très raides et de plus en plus haut pour les personnes souples. Le cale pied est aussi réglable d'avant en arrière pour s'adapter à la longueur du membre. Il définit l'amplitude de hanche ainsi que celle du genou. Le sujet est ainsi installé à 100° de flexion de hanche et à 30° de flexion de genou. De plus, une légère flexion dorsale de cheville se règle dans le plan sagittal permettant au sujet de percevoir un début d'étirement du triceps sural. Deux sangles en tissu rigide sont ensuite placées de part et d'autre du genou afin de l'amener à l'extension maximale supportée par le patient (fig.17). Ce membre antérieur placé en flexion de hanche permettant de fixer le bassin dans le plan sagittal en l'empêchant de partir en antéversion.

Ensuite, afin de limiter l'inclinaison du bassin, un coussin de très haute densité est placé entre l'aile iliaque et le renfort latéral du banc d'étirement (fig.18).

4-La sangle de cheville fixe le genou à 95° de flexion



Fig19

5-Positionnement de la sangle de genou



Fig 20

6-Mise en tension de la loge antérieure de la cuisse



Fig 21

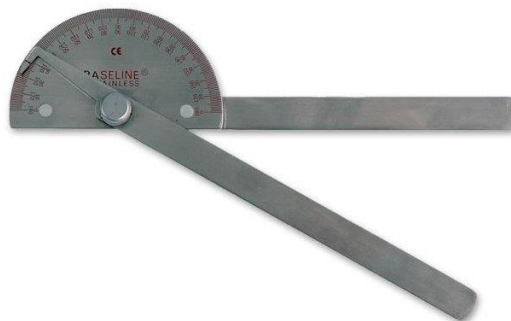


Figure 22 : Goniomètre en métal à bras longs

Dans un deuxième temps, le membre inférieur à étirer est placée à 95° de flexion de genou mesurée à l'aide d'un goniomètre en métal à deux bras longs. Pour ce faire, l'axe de rotation du goniomètre est placé au niveau du tubercule latéral du condyle fémoral latéral, le bras fixe est orienté vers le grand trochanter et le bras mobile vers la malléole externe. Cette flexion s'effectue par raccourcissement de la cordelette 1 à l'aide d'une manivelle. Cet angulation permettra de développer le maximum de force de réaction à l'étirement (fig.19). De plus cette cordelette neutralise les contraintes liées à la gravité.

Dans un troisième temps, une sangle en tissus rigide est placée au niveau du genou, les haubans tractant l'extrémité distale du fémur (fig.20). Cette sangle est reliée à une poulie par la cordelette 2 dirigée en arrière et en dedans avec un angle de 30° qui permet une extension de hanche dans le plan sagittal strict. Un dynamomètre mécanique est placé en série entre la sangle et la cordelette 2. Ce montage permet d'avoir accès à l'orientation des forces de réaction myofasciales grâce à la projection horizontale de la cordelette 2 ainsi qu'à leur intensité.

La cordelette 2 est alors tendue par le thérapeute à la tension maximale supportée par le sujet étiré (fig.21). Elle est retendue par le patient dès qu'il ne perçoit plus cet étirement.

L'appareil photo

L'utilisation d'un appareil photo numérique a permis l'obtention de clichés photographiques de profil du sujet. L'appareil est positionné sur un pied à hauteur fixe pour un même étirement. L'intervenant adapte la hauteur du pied aux différents sujets afin que l'objectif de l'appareil se situe dans le même plan horizontal que le grand trochanter.

Le goniomètre

Le choix s'est porté sur le goniomètre à bras longs en métal puisqu'il est simple et largement utilisé en pratique clinique (fig.22).

3.11 Protocole de recherche

Il s'agit d'une étude pilote monocentrique prospective, observationnelle, descriptive de séries de cas.

L'étude est réalisée sur une période de 1 mois comprenant 2 étirements par semaine.

Les mesures sont relevées au cabinet au cours de chaque séance lorsque le patient réalise ses étirements de 10 minutes par membre sur le banc d'étirement. Le patient y est installé comme décrit précédemment. Le thérapeute lui explique que lorsqu'il va commencer à tirer sur la cordelette 2, il va ressentir une tension dans la cuisse. La consigne donnée est la suivante : « J'enroule progressivement la cordelette afin d'augmenter l'étirement. Indiquez moi le moment où la tension que vous ressentez est à la limite du supportable ». Lorsque le patient se manifeste, le chronomètre est activé.

Tabl.I : Homogénéité de l'échantillonnage

	Sexe	Age		Taille		Poids		IMC	
	Pourcent age	moyenne	Ecart type	moyenne	Ecart type	moyenne	Ecart type	moyenne	Ecart type
Homme	67%	60	12	172	11	76	12	25,9	3,3
femme	32%								

La tension développée en ce début d'étirement appelée T_{ini} est alors relevée sur le dynamomètre et une photographie de profil est prise. Elle permettra la mesure des amplitudes articulaire de hanche et de genou.

Tout au long des 10 minutes, la consigne donnée au patient est de percevoir continuellement la tension maximale supportée. Il retient ainsi la cordelette 2 suivant sont ressentie.

Au bout de 10 minutes comptabilisées au chronomètre, le thérapeute retient la cordelette 2 jusqu'à ce que le patient le stoppe. La flexion de genou est de nouveau mesurée afin de vérifier qu'elle demeure à 95° . La tension de fin d'étirement notée T_{fin} est relevée et une photographie de profil est de nouveau prise dans les mêmes conditions. Le patient est alors détaché.

Il s'installe dans les mêmes conditions pour étirer la loge antérieure de l'autre cuisse. A nouveau, suite aux 10 minutes d'étirement il est libéré.

Les données mesurées sont reportées dans le tableau en annexe 1 (tension) et annexe 2 (amplitude en extension de hanche).

3.12 Extraction des données

L'amplitude articulaire de hanche est mesurée manuellement à l'aide d'un rapporteur à partir des photos de profil prises en début (H_{ini}) et en fin (H_{fin}) d'étirement. Elle est modélisée par un angle situé entre l'axe vertical passant par le centre articulaire de la hanche (assimilé à la zéro position) et une droite reliant ce même grand trochanter au tubercule latéral du condyle fémoral latéral. Cet angle est mesuré en valeur d'extension : ainsi toute valeur de flexion de hanche est exprimée en valeur négative.

3.13 Méthode d'exploitation statistique

3.13.1 Analyse descriptive

Afin d'étudier l'homogénéité de l'échantillon, les variables discrètes (le poids, la taille, l'âge et le sexe) sont décrites par la moyenne, l'écart type et le pourcentage à l'aide de Microsoft Excel[®] (tabl.1).

3.13.2 Analyse inférentielle

Le critère de jugement principal est l'amplitude angulaire en extension de hanche et le critère de jugement secondaire est la tension développée par la structure myofasciale.

L'analyse statistique des données collectées au cours de l'étude est réalisée à l'aide de Microsoft Excel[®] et Statistica[®].

Les tableaux de données Excel[®] ont servis à réaliser les tests statistiques ainsi que des courbes tension/amplitude angulaire. Afin de traiter les résultats, une analyse de la distribution des variables a été réalisée de prime abord afin de vérifier si elles suivent une Loi Normale ou non.

Pour cela le test de Shapiro-Wilk a été utilisé. Si $p > 0.05$ alors la variable suit une Loi Normale et l'application du test paramétrique d'analyse des variances, ANOVA à mesures répétées, est utilisé. C'est un test à deux facteurs, le premier étant la Session (1 à 9 séance d'étirement) et le second étant le Test (pré et post étirement). Si le Facteur Session est significatif, alors le test ad hoc de Bonferroni détermine les sessions dont la différence n'est pas due au hasard.

Dans le cas contraire, elle ne suit pas une loi Normale et le test non paramétrique de Wilcoxon est appliqué.

On considère le risque de premier ordre inférieur à 0,05. Par conséquent cette différence sera significative si p est inférieur ou égal à 5%.

4- Résultats

4.1 Description de la population

La population de l'étude est composée de 6 patients lombalgiques chroniques diagnostiqués depuis au moins 1 ans.

Un patient lombalgique est exclu pour cause de douleurs dans le genou induites par l'étirement qui ont empêché la poursuite du protocole.

Cet échantillon comprend 67% d'hommes et 33% de femmes. L'âge moyen est de 60 (± 12) ans, la taille moyenne est de 172 (± 11) cm, le poids moyen est de 76 (± 12) kg et l'IMC moyen est de 25,9 ($\pm 3,3$) (Annexe3).

4.2 Analyse statistique

Les données ont été traitées en individualisant le membre inférieur droit (MID) et le membre inférieur gauche (MIG) afin de comparer une éventuelle différence d'extensibilité.

Les moyennes, écarts type, valeurs maximales et minimales des amplitudes ainsi que des tensions de début et de fin de chaque séance du MID et du MIG sont respectivement reportés en annexe 4 et 5.

4.2.1 L'amplitude angulaire de hanche

L'analyse des données avec ANOVA à mesures répétées à deux facteurs (Session (1 à 9 séances) et Test (pré et post étirement)) du MID et du MIG montre un effet session ($p=0.00317$) et un effet test ($p=0.00048$) significatifs mais sans effet session*Test significatif.

L'effet test (annexes 6 et 7) étant statistiquement significatif montre que la différence d'amplitude au sein d'une séance n'est pas liée au hasard. Cette différence est positive, il y a donc un gain réel d'extension de hanche à chaque séance.

Figure 23 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif du MID

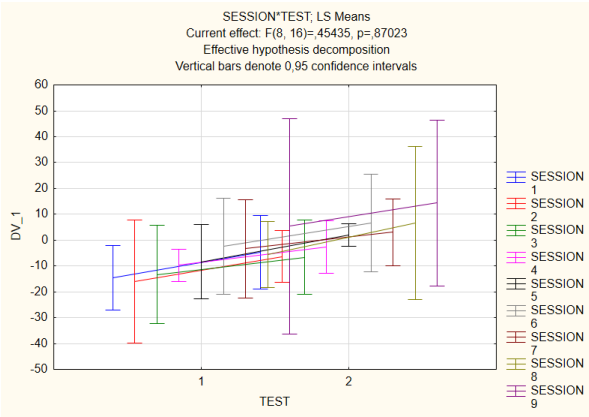


Figure 24 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif du MIG

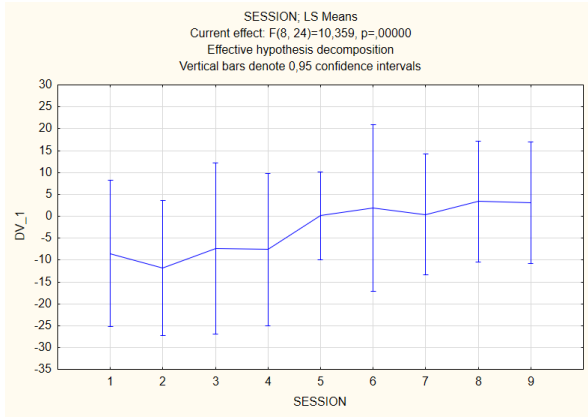


Figure 25 : Boîte à moustache montrant l'évolution de la tension au cours des neuf séances du MID

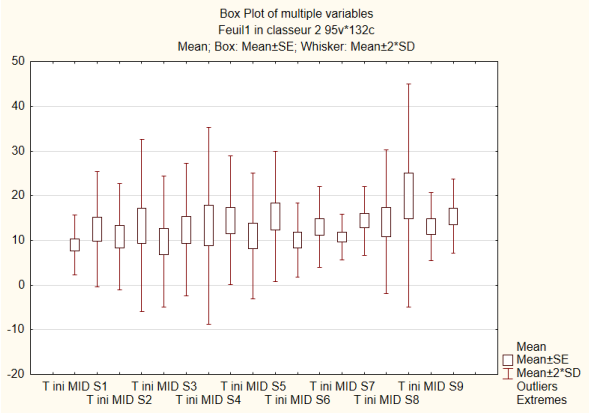
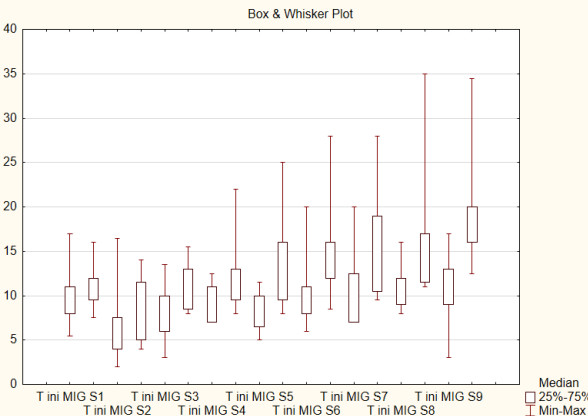


Figure 26 : Boîte à moustache montrant l'évolution de la tension au cours des neuf séances du MIG



L'effet session (annexes 7) étant significatif suggère que le gain d'amplitude en extension de hanche n'est pas dû au hasard. Les tests ad-hoc de Bonferroni sont utilisés afin de déterminer la significativité inter-sessions. Concernant le MID (annexe 8), on trouve une différence significative entre la session 1 (S1) et la session 9 (S9), entre S2 et S9 et entre S3 et S9 (Annexe graph 2) tandis que du côté du MIG (annexe 9), S1 montre une différence significative avec S6, S8, S9 ; S2 avec S5, S6, S7, S8 et S9 ; S3 avec S8 et S9 ; S4 avec S6, S8 et S9. Cela signifie que le gain obtenu durant les séances n'est pas statistiquement complètement perdu les séances suivantes à partir de la 3^{ème} séance. Le fait que les trois premières Sessions ne soient pas significativement différentes suggère qu'il n'existe pas de pérennisation du gain entre les trois premières séances.

Le fait qu'il existe une différence significative entre S1 et S9 montre que le protocole d'étirement a permis un gain d'amplitude en extension de hanche.

L'interaction Session*Test n'étant pas significative nous informe que la perte et le gain d'amplitude ne sont pas statistiquement liés (fig.23 et annexe 10 concernant le MID, fig.24 et annexe 11concernent le MIG).

4.2.2 La tension développée

D'après le test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés, le gain de tension final entre la première et la neuvième séance est significatif pour le MIG ($p=0,04$; annexe 12) et à la limite de la significativité ($p=0,079$) pour le MID (Annexe 13).

D'après ce même test, du côté droit (annexe 14) on observe un gain de tension par séance significatif pour les séances 1 ($p=0,043$), 3 ($p=0,028$), 5 ($p=0,028$), 6 ($p=0,028$), 7 ($p=0,028$), 8 ($p=0,028$) et 9 ($p=0,043$). Du côté gauche (annexe 15), un gain de tension significatif est retrouvé à partir de la 3^{ème} séance (tous les $p=0,028$ sauf la 9^{ème} séance où $p=0,043$).

Globalement, on constate un gain de tension en fin de séance à partir de la 5^{ème} séance d'étirement.

Toujours d'après ce même test, concernant le côté droit (annexe 15), la perte de tension entre deux séances est significative entre S2 (T_{fin} MID S2) et S3 (T_{ini} MID S3) ($p=0,046$), S4 et S5 ($p=0,043$) ainsi qu'entre la S5 et S6 ($p=0,028$). Concernant le côté gauche (annexe 16), les pertes de tension sont significatives entre S1 et S2 ($p=0,047$), S3 et S4 ($p=0,028$), S6 et S7 ($p=0,043$), S7 et S8 ($p=0,046$) ainsi que S8 et S9 ($p=0,028$).

L'évolution de la tension du MID et du MIG au cours des neuf séances d'étirement est modélisée par les figures 25 et 26.

Figure 27 : Évolution de la courbe tension / amplitude angulaire du MID au fil des séances

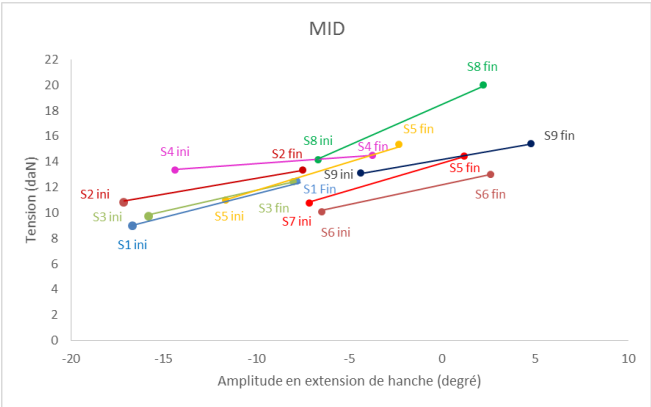


Figure 28 : Évolution de la courbe tension/ amplitude angulaire du MIG au fil des séances

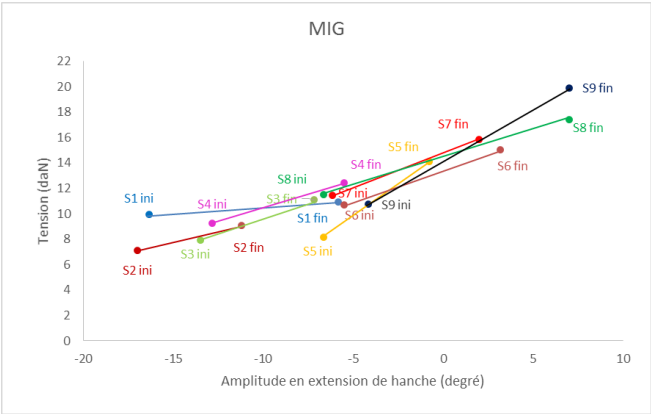


Figure 29 : Évolution de la courbe tension / amplitude angulaire du MID en début de séance

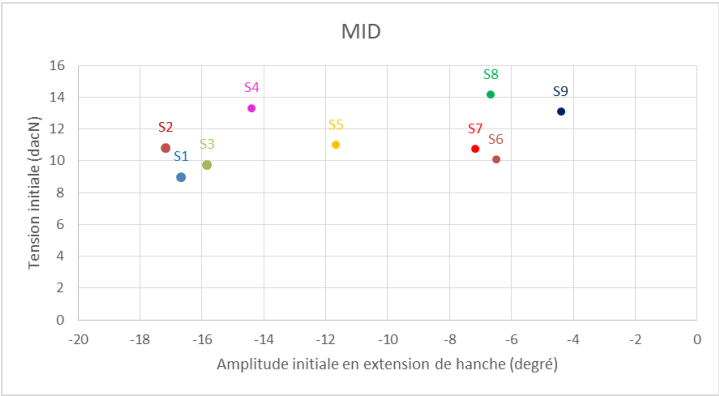
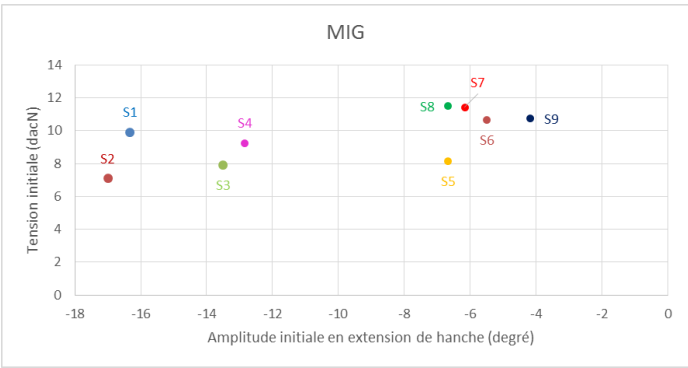


Figure 30 : Évolution de la courbe tension / amplitude angulaire du MIG en début de séance



4.2.3 Extensibilité musculaire

La courbe tension / amplitude angulaire en extension de hanche modélisant le gain moyen à chaque séance semble se décaler vers la droite entre la séance 2 et la séance 9 du MID (fig.27) et du MIG (fig. 28). L'extensibilité est en faveur d'une adaptation mécanique du muscle (Weppeler, 2010). De plus, au niveau du MIG la nette augmentation de la pente du gain durant une séance suggère que la structure est moins extensible au cours de l'étirement.

Le graphique tension initiale/amplitude angulaire initiale en nuage de points représente l'évolution de ces deux paramètres au fil des séances. Concernant le MID (fig. 29), pour une même tension d'environ 10 daN supportée par le patient, l'amplitude augmente d'environ 9° entre S3 et S6 ; de même pour 11 daN, un gain d'environ 5,5° de S1 à S5 et de 4,4° de S5 à S7 ; idem pour 13 daN, un gain de 10° entre S4 et S9. Il en est de même du côté gauche (fig. 30), une tension d'environ 8 daN engendre une différence d'amplitude de 6,8° entre S3 et S5, de même pour 10 daN engendrant 12,3° entre S1 et S9. Ce gain de longueur à tension constante signifie que la raideur de la structure a diminué (Weppeler, 2010).

5- Discussion

5.1 Interprétation des résultats

5.1.1 Evolution de l'amplitude

Un gain d'amplitude est retrouvé à chaque séance. La mesure des amplitudes à chaque séance est innovante puisque la méthode communément utilisée est d'effectuer des mesures pré et post protocole afin de comparer les gains. Le manque d'étude de ces données provient en partie du fait que les sujets s'étirement seuls, parfois même à domicile sans surveillance, ce qui rend la prise de mesure compliquée. Il paraît cependant important de se donner les moyens d'étudier l'évolution des gains afin d'être plus apte à comprendre les mécanismes à l'œuvre de l'extensibilité musculaire. Les études de Freitas et al. (2015), Umegaki et al. (2015) et Puentedura et al. (2011) portées sur une séance unique d'étirement des IJ ainsi que celle de Taniguchi et al. (2015) étudiant les muscles gastrocnémiens montrent toutes un gain d'amplitude en fin de séance.

Concernant ces protocoles, il est à noter que la durée d'étirement totale s'étend de 2 à 7 minutes 30. Malgré le temps d'étirement relativement long, Taniguchi et al. (2015) montrent une perte totale du gain 20 minutes après l'arrêt de la séance. Ce gain de longueur non conservé après une seule séance est en accord avec les résultats de notre étude puisqu'il semble que le gain pérenne en partie seulement à partir de la troisième séance. Cette déformation transitoire constatée lors des premières séances serait due à la viscoélasticité propre du muscle qui limite sa durée et son amplitude (Weppeler, 2010). En effet pour déclencher le phénomène d'adaptation neurologique, un temps d'étirement plus grand est nécessaire. Ainsi, la répétitivité des séances pourrait être la clé du gain de longueur à long terme.

Dans ce travail de recherche, la tension appliquée lors des étirements se voulait maximale car Freitas et al (2015) a remarqué que lorsque cette tension n'est que de 50 ou 75% de sa valeur maximale, aucun gain n'est obtenu.

En toute logique, il existe un gain d'amplitude articulaire au bout des 9 séances d'étirement. Ce résultat correspond aux données de la littérature puisque pratiquement toutes les études l'observent suite à un programme d'étirement des IJ, du triceps sural ou du droit fémoral, indépendamment du protocole mis en place. La méta analyse de Medeiros et al. (2016) confirme le gain d'extensibilité musculaire des IJ suite à des étirements sans pouvoir déterminer les paramètres optimaux permettant ce gain. Le peu d'études étudiant la loge antérieure de la cuisse ne permettent pas non plus de savoir si le gain d'amplitude est dépendant du temps d'étirement appliqué à la structure myofasciale.

5.1.2 Evolution de la tension

Ce gain d'amplitude s'accompagne le plus souvent d'une augmentation de la tension maximale supportée dans les études qui étudient ce paramètre (Gajdosik, 1991 ; Abellaneda 2006 etc.), en accord avec nos résultats du MIG. Concernant le MID, il y a une tendance vers un gain de tension.

Un gain de tension est obtenu à chaque séance à partir de la 5^{ème} séance. Les études portées sur une séance d'étirement musculaire ayant étudié ce paramètre concluent à un gain de tension maximale supportée (Abellaneda, 2006 ; Freitas, 2015) ou à une diminution de la résistance développée à angle fixe (Umegaki, 2015). Freitas et al. (2015) observent une corrélation négative entre la durée de l'étirement et la tension passive. De la même façon que pour le gain d'amplitude, ils constatent que seule l'intensité maximale appliquée permet un gain de tension. Notre protocole est en adéquation avec les paramètres supposés comme étant optimaux proposés par cette étude puisque la durée de 10 minutes est suffisamment longue et la tension est appliquée à la tension maximale supportée.

La perte de tension entre deux séances est elle aussi rarement mesurée. Cependant aucune conclusion ne peut être tirée des résultats tant ils sont disparates entre le MID et le MIG.

5.1.3 Evolution de l'extensibilité

Les graphiques présentés dans les figures 26 pour le MID et 27 pour le MIG décrivant l'évolution de la tension initiale en fonction de l'amplitude angulaire initiale montrent une diminution de la raideur du muscle. Cela signifie qu'il existe un gain d'extensibilité mécanique durant l'étirement, la structure étirée se modifie. Cette modification nécessite cependant une intensité de traction suffisante afin d'entrer dans la phase plastique de la structure. Les mêmes résultats sont obtenus par Nakamura et al. (2011) et Marshall et al. (2011) qui observent suite à 4 semaines d'étirement, respectivement de 120 secondes par jours 7j/S et de 90 secondes par jour 5j/S, une tension passive qui diminue à angle fixe entre le début et la fin du programme d'étirement.

Nakamura et al. (2011) concluent à un allongement de l'unité musculo-tendineuse dans sa globalité sans modification de la longueur du fascicule. Quant à Marshall et al. (2011), ils exposent deux théories du gain de longueur mécanique, l'adaptation des composants séries ou des composantes parallèles, sans pouvoir conclure.

De plus d'après Wepppler et al. (2010), le décalage global sur la droite de la courbe tension/amplitude angulaire entre le début et la fin d'un protocole d'étirement objective la théorie d'un gain d'extensibilité mécanique. Ce constat ne se présente pas de façon homogène entre les neuf séances mais il est constaté entre la séance 2 et 9 des deux MI. Guissard et al. (2004) font le même constat après seulement dix séances de 10 minutes d'étirement du triceps sural 5 jours par semaine. Ils concluent donc à une adaptation du système nerveux associée à une modification mécanique du muscle.

Wepppler et al. (2010) et Medeiros et al. (2015) présentent ces deux théories. La première étude analyse dans le détail l'origine de chacune. L'adaptation mécanique permettant un gain d'extensibilité du muscle qui pérenne pourrait provenir de quatre phénomènes. La première serait la relaxation neuromusculaire. Elle est réfutée car une application lente de la tension lors de l'étirement n'engendre pas de contraction réflexe donc ce phénomène de relaxation n'est pas présent. La seconde hypothèse est la déformation viscoélastique qui n'est pas retenue puisqu'elle correspond à une déformation transitoire. La troisième hypothèse est la création de sarcomères en série puisqu'elle est observée sur l'animal suite à une posture longue en allongement maximal de la structure. Ainsi le muscle s'adapterait à sa nouvelle longueur en augmentant le nombre et en diminuant la taille de ses sarcomères en série afin d'optimiser sa puissance dans sa nouvelle amplitude fonctionnelle. Cependant aucune étude n'a été faite à ce sujet sur l'humain pour des raisons éthiques (Wepppler, 2010). Une étude de Peixinho et al. (2014) observent une augmentation de la taille des sarcomères en série sans création de nouvelles unités contractiles après 8 semaines de 2 minutes d'étirement journalier du triceps sural à raison de trois séances par semaine. Cet allongement pourrait constituer la première étape de l'étirement avant d'atteindre la longueur maximale de l'unité sarcomérique impliquant une création de nouveaux sarcomères en série (Portero, 2015). Enfin, la déformation plastique du tissu conjonctif pourrait être à l'origine de ce gain de longueur durable.

Nos résultats sur le MIG montrent une accentuation de la pente de la courbe tension / amplitude angulaire au fur et à mesure des séances. L'hypothèse émise pour l'expliquer est le recrutement croissant de nouvelles fibres conjonctives lorsque leur longueur est atteinte par les fibres initialement plus courtes (Rosario, 2013). Ce phénomène compenserait largement la faible diminution de la plasticité du tissu. En effet, Zatsiorsky et al. (2012) notent qu'une augmentation de la quantité de tissu conjonctif entraîne une augmentation de la raideur. Une étude sous presse à paraître dans *kinésithérapie scientifique* (Germain) observe, durant les 10 minutes d'étirement de post test faisant suite à 5 semaines d'étirements de la loge antérieure de la cuisse 10 minutes par jour à la fréquence de deux séances par semaine un fluage au cours de l'étirement.

Cela signifie que la déformation est purement plastique (fig.7) et le gain de longueur de la structure est tellement infime que la diminution de raideur ne peut être constatée visuellement sur la courbe tension/amplitude angulaire. Cependant, Lima et al. (2015) et Nakamura et al. (2012) ne constatent pas de changement de la longueur des fascicules suite à un protocole d'étirement. Ces études analysant par échographie l'évolution des structures étirées ne mesurent pas la tension appliquée. La seconde théorie d'adaptation nociceptive s'objective par une courbe tension / amplitude angulaire plus longue. De nombreuses études concluent uniquement à cette théorie. Dans notre étude, les deux adaptations sont retrouvées.

Afin de quantifier la part de gain durable dû à l'adaptation mécanique du tissu conjonctif, il faudrait reproduire notre étude à plus grande échelle et suivre l'évolution des gains dans le temps.

5.2 Analyse critique de l'étude

5.2.1 Biais liés à la population

La taille de l'échantillon est très faible et les données anthropométriques sont très hétérogènes.

L'âge du sujet étudié pourrait avoir un impact sur la résistance développée. En effet, les personnes âgées présentent une sarcopénie qui pourrait être à l'origine d'une diminution de la résistance à l'étirement, bien que Butler-Browne et al. (2006) constatent une contraction musculaire excentrique relativement conservée. Il aurait été intéressant, en incluant un plus grand nombre de sujets, d'évaluer ces mêmes paramètres par tranches d'âges de la population sélectionnée.

Le sexe du sujet est une variable importante puisque l'imprégnation hormonale engendre une extensibilité musculaire plus importante chez les femmes. Il aurait été judicieux, au sein de ces tranches d'âges, de séparer les hommes et les femmes afin de comparer la différence d'extensibilité musculaire. Ainsi, une comparaison entre différents âges du même sexe aurait été possible permettant une comparaison de l'évolution d'extensibilité musculaire suivant les différents âges de la vie des hommes et des femmes.

La corpulence relatée par l'indice de masse corporelle (IMC) des sujets est elle aussi très variable. Cependant, l'IMC n'est pas le reflet de la masse musculaire sur laquelle porte l'étude (De Saint Paul, 2007). En effet, un IMC élevé peut signifier deux choses : une importante masse musculaire ou grasseuse. De plus, les seuils d'IMC ne tiennent pas en compte le sexe alors qu'il influe sur la proportion de masse musculaire plus élevée chez les hommes et sur celle de la masse grasseuse plus importante chez les femmes. Ces seuils ne prennent pas non plus en compte l'âge. Ainsi, il aurait été intéressant d'estimer la masse musculaire de chaque sujet, qui relate mieux la densité de la structure étirée, afin de comparer l'extensibilité musculaire entre chaque tranche de proportion de muscle.

Cette estimation nécessite la mesure de la production journalière de créatinine par prélèvement urinaire, ce qui aurait exigé l'intervention d'un médecin (Barbe, 2005). Pour analyser de plus près la structure d'intérêt, il faut mesurer la section transversale du muscle étiré en utilisant l'imagerie par résonance magnétique (IRM) (Weppler, 2010 et Magnusson, 1997).

Un autre paramètre influant sur les critères de jugements n'a pas été pris en compte : la longueur des MI. Ainsi, plusieurs groupes avec des longueurs de MI similaires pourraient être comparés entre eux.

Un autre biais repose sur les informations recueillies sur les patients. En effet la latéralité n'a pas été relevée. Cela pourrait expliquer la différence de résultats entre les deux membres. En effet le membre inférieur d'appui pourrait contenir un plus grand nombre de fibres conjonctives et de fibres musculaires de type 1 répondant différemment à l'étirement comparé au membre inférieur d'appel qui aurait au sein de ses muscles davantage de fibres de type 2 et moins de structures passives. De plus, la pratique d'une activité sportive régulière ainsi que sa fréquence n'ont pas été relevées. Cependant Dalleau et al. (2004) cité par Dalleau et al. (2007) ne signale aucune relation entre la puissance ($P = \text{vitesse} \times \text{force}$) et la raideur chez des sujets n'étant pas des sportifs de haut niveau. C'est le cas de notre étude. Ainsi leur force musculaire ne devrait pas avoir d'influence sur leur extensibilité musculaire. Il aurait tout de même été intéressant de confirmer cette donnée en comparant les gains d'extensibilité suivant leur latéralité et suivant le nombre d'heures d'activité sportive effectuées par semaine. De plus, les sports asymétriques tels que le badminton, le tennis ou le golf ont tendance à renforcer préférentiellement le côté dominant. Le type de sport pratiqué pourrait alors avoir une incidence sur les résultats de l'étude.

Un autre biais concerne la pathologie des patients. En effet nous n'avons pas suffisamment caractérisé leur tableau clinique. Par exemple, si nous considérons le paramètre ancienneté de la lombalgie, les raideurs musculaires installées pourraient être très différentes chez un patient lombalgique souffrant depuis 1 an comparé à un patient dont l'affection dure depuis une dizaine d'années.

Il aurait été intéressant d'effectuer un test d'extensibilité de la loge antérieure de la cuisse en début de traitement comme dans l'étude de Björklund et al. (2001) afin de les classer par tranches de degrés de raideur (Magnusson, 1997).

5.2.2 Biais de méthodologie

Tout d'abord, l'étude détient un faible niveau de preuve scientifique de grade C puisqu'il décrit une série de cas, qui plus est de faible importance. En effet, ce type d'étude comprenant un faible nombre de patients n'est pas significative pour permettre d'extrapoler les résultats observés à la population. Afin d'améliorer sa puissance, il est nécessaire de mettre en place un essai contrôlé randomisé multicentrique comprenant un plus grand nombre de patients.

Ensuite, le protocole est critiquable au niveau du critère de jugement principal. Il n'est pas coutume en pratique clinique de mesurer l'extensibilité de la loge antérieure de la cuisse en jouant sur l'extension de hanche. Cependant, toute personne pratiquant des autos étirements du quadriceps fléchit le genou pour ensuite amener sa hanche en extension.

D'autre part, nous nous sommes basés pour l'estimation de la valeur maximale de la tension sur le ressenti exprimé par le patient. Ce qui peut constituer un biais. En effet, les patients avaient pour consigne de nous informer immédiatement sur la tension limite au-delà de laquelle il ne faut pas aller. Le ressenti est subjectif, il est dû à la sensibilité propre de chaque individu, ce qui rend cette notion de tension maximale très aléatoire. Ce constat est retrouvé dans les publications, il est par ailleurs majoré par le fait que les mots contenus dans les consignes données aux patients peuvent être différents. Il existe très probablement une grande variabilité de ce que les individus perçoivent comme étant la valeur tensionnelle maximale.

Le patient est libre de vaquer à ses occupations entre deux séances puisque l'étude est effectuée dans un cabinet libéral et non dans une structure hospitalière où la surveillance du patient est possible. Leur niveau d'activité physique quotidien est sûrement différent et influe sur la structure étudiée. Il est difficile éthiquement de contrôler ce biais en supplément des mesures proposées ci-dessus.

5.2.3 Biais de matériel et de mesures

Le goniomètre à bras longs a permis le réglage de l'amplitude du genou à 95° de flexion. La précision de la mesure aurait été augmentée par un outil électronique.

La mesure du critère de jugement principal est réalisée sur des clichés photographiques. Un appareil d'isocinétisme aurait été plus fiable. Cependant plusieurs études utilisent la photo afin de mesurer une amplitude angulaire (Gajdosik, 1991 et Lima, 2015).

La mesure de la tension développée se fait à l'aide d'un dynamomètre mécanique. La vérification de la position zéro en chaque début d'étirement a été nécessaire pour éviter un biais de résultat.

Par ailleurs, la cordelette 2 peut subir avec le temps un mini allongement qui peuvent impacter la mesure de la tension.

5.3 Limites de l'étude

La durée de stage étant de cinq semaines, le nombre de nouveaux patients vérifiant les critères d'inclusion de l'étude furent peu nombreux. Il serait intéressant d'augmenter la durée sur laquelle l'étude est effectuée à un an afin de d'obtenir un échantillon plus significatif de la population étudiée. En effet, plus un échantillon est hétérogène, plus le nombre de sujets nécessaires pour obtenir des résultats significatifs doit être important.

De plus, il aurait été intéressant de mesurer à nouveau les mêmes paramètres un mois après la fin des mesures afin d'apprécier le gain qui perdure au-delà de l'arrêt du programme d'étirement.

La population étudiée provient d'une seule région, elle n'est donc pas représentative de la population globale.

5.4 Les points forts de l'étude

En réalisant l'étirement sur un banc standard identique pour tous les patients, la tension est contrôlée par un dynamomètre et appliquée à l'aide d'un système mécanique. Cela évite le biais dans les fluctuations de la résistance développée par la structure musculaire étirée et permet une mesure reproductible. En effet, Weppeler et al. (2010) rappelle que la mesure de l'extensibilité ne peut être réalisée si la tension n'est pas mesurée. Ainsi, si le gain d'extensibilité est proportionnel à la tension appliquée, elle doit être mesurée à chaque étirement. Cela n'est pas permis à travers les protocoles d'autos-étirements. De plus, la tension appliquée est importante. L'être humain manque de force pour étirer une telle structure à tension constante pendant 10 minutes.

Une autre innovation dans cette étude est le suivi des étirements à chaque séance d'un protocole de un mois. Ainsi, les mesures permettent d'analyser l'évolution des paramètres étudiés à chaque étirement et de comparer les pertes de gain entre les séances. En effet, les études menées sur les étirements mesurent les paramètres avant et après le protocole puis les comparent sans réellement étudier comment sont réalisées les étirements ni comment les gains peuvent être maintenus entre les séances.

5.5 Travaux complémentaires

Le peu de travaux étudiant la loge antérieure de la cuisse ne permettent pas de déterminer les paramètres optimaux à appliquer afin de gagner en longueur sur cette zone. D'autres études sont nécessaires afin d'étudier la perte de gain d'amplitude et de tension entre les séances d'étirement.

Les étirements sont aussi largement utilisés dans le domaine du sport. Il serait intéressant, afin d'adapter l'étirement statique, d'étudier l'influence des étirements long chroniques sur le risque de blessures intramusculaires ainsi que l'effet catapulte potentiel induit par une augmentation de la raideur d'extensibilité du tissu.

L'étude de la perte de gain au fil du temps suivant un protocole d'étirement permettrait de connaître l'efficacité à long terme de la prise en charge kinésithérapique concernant les étirements.

6- Conclusion

Les étirements font partie intégrante des techniques de soins dans le domaine de la masso-kinésithérapie. Il est primordial d'approfondir les connaissances actuelles à leur sujet afin de définir les paramètres optimaux permettant d'atteindre le but recherché. L'ajustement de ces paramètres diffère suivant le groupe musculaire concerné. Ainsi, des études approfondies investissant chaque zone étirable potentiellement hypo extensible du corps présentent un intérêt pratique.

Ce protocole s'est intéressé à une zone des plus fréquemment étirées : la loge antérieure de la cuisse. Son but fut d'établir l'efficacité d'un étirement de 10 minutes. Il a été réalisé à l'aide d'un banc imaginé pour rechercher davantage de rigueur dans l'emploi de cette technique masso-kinésithérapique permettant d'imprimer aux structures étirées des tensions importantes.

Les résultats de cette étude tendent à montrer un gain d'amplitude articulaire ainsi que de tension maximale supporté au terme de chaque séance et plus largement entre le début et la fin du protocole. Ces gains sont partiellement conservés à partir de la troisième séance concernant l'amplitude articulaire tandis qu'aucune conclusion ne peut-être tirée concernant la variable tension.

Les résultats montrent l'existence d'une adaptation double à la fois neurologique et mécanique. C'est surtout par cette dernière que la structure peut être modifiée durablement.

Ces résultats peuvent être utiles dans le domaine sportif afin d'adapter l'étirement pour éviter les blessures fréquentes dans ce milieu et favoriser la performance (Eng, 2015).

La réalisation de ce mémoire de recherche m'a plongé dans l'univers des preuves scientifiques. J'ai découvert que d'établir une preuve de l'efficacité ou non de sa pratique n'est pas chose facile et qu'elle requière une rigueur très stricte. Mon esprit critique s'est développé, les données des études doivent toujours être analysées avec cette même rigueur afin de pouvoir interpréter les résultats à leur juste valeur. Le manque de reproductibilité des protocoles et de l'analyse des résultats de certaines études me laissent penser que l'initiation à la recherche doit être entreprise dès le début des études de masso-kinésithérapie. Cela dans le but premier de permettre aux étudiants d'aller chercher dans la bibliographie les connaissances scientifiques actuelle lorsqu'ils perçoivent des avis contradictoires au sujet d'une méthode et de donner l'envie aux masso-kinésithérapeutes de se documenter afin de faire évoluer leur pratique au rythme de l'évolution des savoirs. De plus, les kinésithérapeutes formés à la recherche seront plus aptes à contribuer au travail scientifique par lequel des réponses aux incertitudes actuelles peuvent être apportées. C'est donc avec enthousiasme que j'accueille l'universitarisation du cursus de formation des futurs confrères car elle favoriserait leur esprit critique et leur goût pour la recherche.

REFERENCES BIBLIOGRAPHIQUES

1- Etudes

ABELLANEDA S., GUISSARD N., DUCHATEAU J., 2006, «Relation entre les modifications de l'architecture musculo-tendineuse et le développement de la tension pendant l'étirement passif du triceps sural », Kinésithérapie La Revue, Vol. 6, N° 53, pp. 29-33.

AHMED H. et al., 2015, «Effect of modified hold-relax stretching and static stretching on hamstring muscle flexibility», Physical Therapy Science, Vol. 27, N°2, pp535-538.

BANDY W. D., IRION J. M., BRIGGLER M., 1997, «The Effect of Time and Frequency of Static Stretching on Flexibility of the Hamstring Muscles», Physical Therapy, Vol. 77, N° 10, pp. 1090-1096.

BARBE P., RITZ P., 2005, « Composition corporelle », Cahiers de nutrition et de diététique, Vol 40, N° 3, pp. 172-176.

BIRNBAUM K., SIEBERT C. H., PANDORF T. et al., 2004, «Anatomical and biomechanical investigations of the iliotibial tract», Surgical and Radiologic Anatomy, Volume 26, N° 6, pp. 433-446.

BJORKLUND M., HAMBERG J., CRENSHAW A. G., 2001, «Sensory Adaptation After a 2-Week Stretching Regimen of the Rectus Femoris Muscle», Archives of physical medicine and rehabilitation, Vol. 82, N° 9, pp. 1245-1250.

BROSSEAU E., PIERRONNET L., ROBIN C., 2012, «Les étirements du triceps sural : quoi de neuf ? », Kinésithérapie La Revue, Vol. 12, N°130, pp. 45-54.

CANAL M., 2005, « La souplesse : quelques mises au point », Journal de Traumatologie du Sport, Vol. 22, N° 1, pp. 32-43.

DE SAINT PAUL T., 2007, « Comment mesurer la corpulence et le « poids idéal » ? Histoire, intérêts et limites de l'indice de masse corporelle », CNRS.

DEMOULIN C., WOLFS S., CHEVALIER M. et al., 2015, « Comparaison de deux programmes d'étirements des ischio-jambiers en terme de maintien des gains en mobilité au suivi à deux mois », Kinésithérapie La Revue, Vol. 15, N° 158, pp. 51-63.

ENG C.M. et al., 2015, «The capacity of the human iliotibial band to store energy during running», Journal Biomechanics, Vol. 48, N°12, pp. 3341-3348.

FOLPP H., DEALL S., HARVEY L. et al., 2006, «Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch ?», Australian Journal of Physiotherapy, Vol. 52, N° 1, pp. 45-50.

FREITAS S. R., VILARINHO D., ROCHA VAZ J., 2015, “Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration”, *Stretching effects, intensity and duration*, Vol. 35, pp. 478-484.

GAJDOSIK R. L., 1991, “Effects of Static Stretching on the Maximal Length and Resistance to Passive Stretch of Short Hamstring Muscles”, *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, Vol. 14, N° 6, pp. 250-255.

GAJDOSIK R. L., ALLRED J. D., GABBERT H. L., 2007, “A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 99, N° 4, pp. 449-454.

GAJDOSIK R. L., VANDER LINDEN D. W., McNAIR P. J., 2005, “Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 20, N° 9, pp. 973-983.

GERMAIN F., REGIS L., 2016, “Mécanismes probables des étirements statiques en kinésithérapie : étude des aponévroses antérieures de la cuisse », *Kinésithérapie La Revue*, Vol. 16, N° 130, pp. 3-12.

GUISSARD N., DUCHATEAU J., 2003, “Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles”, *Muscle and nerve*, Vol. 29, N° 2, pp. 248-255.

GYARAN I. A., SPIEZIA F., HUDSON Z. et al., 2011, “Sonographic measurement of iliotibial band thickness: an observational study in healthy adult volunteers”, *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, Vol. 19, N° 3, pp.458-461.

HAHN D., SEIBERL W., SCHWIRTZ A., 2007, “Force enhancement during and following muscle stretch of maximal voluntarily activated human quadriceps femoris”, *European Journal of Applied Physiology*, Vol. 100, N° 6, pp. 701-709.

HALBERTSMA J. P. K., BOLHUIS A. I. V., GOEKEN L. N. H., 1996, “Sport Stretching: Effect on Passive Muscle Stiffness of Short Hamstrings”, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 77, N° 7, pp. 688-692.

HUIJING P. A., 1999, “Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb”, *Journal of Biomechanics*, Vol. 32, N° 4, pp. 329-345.

KONRAD A., TILP M., 2014, “Increased range of motion after static stretching is not due to changes in muscle and tendon structures”, *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, N° 6, pp. 636-642.

LIMA K. M. M., CARNEIRO S. P., ALVES D. S. et al., 2015, “Assessment of Muscle Architecture of the Biceps Femoris and Vastus Lateralis by Ultrasound After a Chronic Stretching Program”, *Clinical journal of sport medicine*, Vol. 25, N° 1, pp. 55-60.

MAAS H., BAAN G. C., HUIJING P. A., 2001, "Intermuscular interaction via myofascial force transmission: effects of tibialis anterior and extensor hallucis longus length on force transmission from rat extensor digitorum longus muscle", *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, N° 7, pp. 927-940.

MAGNUSSON SP., SIMONSEN EB., AAGAARD P. et al., 1997, "Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance", *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, Vol. 7, pp. 195-202.

MARSHALL P. W. M., CASHMAN A., CHEEMA B. S., 2011, "A randomized controlled trial for the effect of passive stretching on measures of hamstring extensibility, passive stiffness, strength, and stretch tolerance", *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol. 14, N° 6, pp. 535-540.

MEDEIROS D. M., CINI A., SBRUZZI G. et al., 2016, "Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis", *Physiotherapy Theory and Practice*, Vol. 32, N°6, pp. 438-445.

NAKAMURA M., IKEZOE T., TAKENO Y. et al., 2012, "Effects of a 4-week static stretch training program on passive stiffness of human gastrocnemius muscle-tendon unit in vivo", *Eur J Appl Physiologie*, Vol. 112, N°7, pp. 2749-2755.

NORDEZ A., McNAIR P. J., CASARI P., 2010, "Static and cyclic stretching: Their different effects on the passive torque-angle curve", *Journal of Science and Medicine in Sport*, Vol. 13, N° 1, pp. 156-160.

PEIXINHO C. C., MARTINS N. S. F., DE OLIVEIRA L. F. et al., 2013, "Structural adaptations of rat lateral gastrocnemius muscle-tendon complex to a chronic stretching program and their quantification based on ultrasound biomicroscopy and optical microscopic images", *Clinical Biomechanics*, Vol. 29, N° 1, pp. 57-62.

PORTERO P., McNAIR P., 2015, "Les étirements musculo-tendineux : des données scientifiques à une pratique raisonnée », *Kinésithérapie La Revue*, Vol. 15, N° 164-165, pp. 32-40.

PUENTEDURA E. J., HUIJBREGTS P. A., CELESTE S., 2011, "Immediate effects of quantified hamstring stretching: Hold-relax proprioceptive neuromuscular facilitation versus static stretching", *Physical Therapy in Sport*, Vol. 12, pp. 122-126.

PURSLOW P. P., 2002, "The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle", *Comparative Biochemistry and Physiology Part A*, Vol. 133, N° 4, pp. 947-966.

PUXKANDL R., ZIZAK I., PARIS O., 2002, "Viscoelastic properties of collagen: synchrotron radiation investigations and structural model", *Philosophical Transactions: Biological Sciences*, Vol. 357, N° 1418, pp. 191-197.

ROBERTS J. M., WILSON K., 1999, "Effect of stretching duration on active and passive range of motion in the lower extremity", *British Journal of Sports Medicine*, Vol. 33, N° 4, pp. 259-263.

ROSARIO J. L., FOLETTO A., 2015, « Comparative study of stretching modalities in healthy women: Heating and application time », *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, Vol. 19, N° 1, pp. 3-7.

SHARMA S., BALTHILLAYA G., RAO R. et al., 2016, "Short term effectiveness of neural sliders and neural tensioners as an adjunct to static stretching oh hamstrings on knee extension angle in healthy individuals: A randomized controlled trial", *Physical Therapy in Sport*, Vol. 17, pp. 30-37.

SPOOR C. W., VAN LEEUWEN J. L., 1992, "Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel", *Journal of Biomechanics*, Vol.25, N° 2, pp. 201-206.

SHRIER I., GOSSAL K., 2000, "Myths and truths of stretching: recommendations for healthy muscles", *Physician and sports medicine*, Vol. 8, N°8, pp. 57-63.

STECCO A. et al, 2013, "The anatomical and functional relation between gluteus miximus and fascia lata", *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, Vol.17, N°4, pp. 512-517.

TANIGUCHI K., SHINOHARA M., NOZAKI S. et al., 2013, "Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching", *Scandinavian journal of medicine and science in sports*, Vol. 25, pp. 32-40.

TAYLOR D. C., DALTON J. D., SEABER A. V., 1990, "Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching", *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 18, N° 3, pp. 300-309.

TEODORI R. et al., 2011, "Global Postural Re-education: a literature review", *Rev Bras Fisioter*, Vol. 15, N°3, pp 185-189.

TERRY G. C., HUGHSTON J. C., NORWOOD L. A., 1986, "The anatomy of the iliopatellar band and iliotibial tract", *The American Journal of Sports Medicine*, Vol. 14, N° 1, pp. 39-45.

UMEGAKI H., IKEZOE T., NAKAMURA M., 2015, "Acute effects of static stretching on the hamstrings using shear elastic modulus determined by ultrasound shear wave elastography: Differences in flexibility between hamstring muscle components", *Manual Therapy*, Vol. 20, pp. 610-613.

WANG H. et al., 2008, "Real-time morphologic changes of the iliotibial band during therapeutic stretching" *Manuel therapy*, Vol. 13, N°4, pp. 334-340.

WAYNE A. J., MITCHELL U. H., MEEK K. et al., 2014, “Hamstring flexibility increases the same with 3 or 9 repetitions of stretching held for a total time of 90 s”, Physical Therapy in Sport, Vol. 15, N° 2, pp. 101-105.

WEPLER C. H., MAGNUSSON S. P., 2010, “Increasing muscle extensibility: A matter of increasing length or modifying sensation?”, Physical Therapy, Vol. 90, N° 3, pp. 438-449.

WIKTORSSON-MOLLER M., OBERG B., EKSTRAND J. et al., 1983, “Effects of warming up, massage, and stretching on range of motion and muscle strength in the lower extremity”, The American Journal of Sports Medicine, Vol. 11, N° 4, pp. 249-252.

2- Recommandations :

HAS, mai 2005, «Prise en charge masso-kinésithérapique dans la lombalgie commune : modalités de prescription».

3- Thèses :

GRAS L-L., 2011, « Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation », L'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers Spécialité “Biomécanique”.

4- Ouvrages :

GEOFFROY C., 2015, « Guide pratique des étirements », 6^{ème} édition.

GOUBEL, LENSEL-CORBE, 2003, « Biomécaniques. Eléments de mécanique musculaire », 2^{ème} édition.

KAMINA P., 2013, “Anatomie Clinique”, 4^{ème} edition, Tome 1, Maloine, p 453-462.

NISAND M., 1998, « Prise en charge kinésithérapique du patient lombalgique – Les techniques de type Mézières », Conférence de Consensus de l'AFREK.

ZATSIORSKY M.V., PRILUTZKY I.B., 2012, “Biomechanics of skeletal muscles”, p8, 111-117, 261-267.

5- Sites internet :

BISERTE, TETAERT, « ACTINE », Encyclopædia Universalis [en ligne], consulté le 18 avril 2017. URL : <http://www.universalis.fr/encyclopedia/actine/>)

Biodeug. Cours de biologie et géologie (L1 à M1), « Licence 3/NeuroPhysio – Chapitre 4 : Contrôle nerveux de la motricité Somatique » URL : <http://www.biodeug.com/licence-3-neurophysio-chapitre-4-controle-nerveux-de-la-motricite-somatique/>

Neurophysiologie. Motricité reflexe. <https://www.neurophysiologie.be/arcctthree.php>

AUTEUR	Sandro R. Freitas, Daniel Vilarinho, Joao Rocha Vaz, Paula M. Bruno, Pablo B. Costa and Pedro Milho- Mens
TITRE	Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration Les réponses à l'étirement statique dépendent de leur intensité et de leur durée
TYPE DE DOCUMENT	Article de revue
SOURCE (revue, éditeur)	Scandinavian Society of Clinical Physiology and Nuclear Medicine Vol 35 (Pubmed)
DATE DE PARUTION	2015
NOMBRE DE PAGES (n° de pages)	17 (p 478-484)
PLAN DE L'ARTICLE	1. Introduction 2. Méthode a. Conception de l'étude b. Participants c. Résultats i. Angles ii. Tension passive iii. Intensité de l'étirement iv. Stabilisation de la cuisse d. Protocole e. Analyse des résultats f. Analyse statistique 3. Résultats a. Condition expérimentale b. Réponses consécutives à la répétition des étirements c. Effets induits sur le pique de tension/angle articulaire d. Effets induits sur la courbe de tension/angle articulaire e. Perception de l'étirement 4. Discussion 5. Conclusion 6. Remerciements 7. Références
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : angle, souplesse, durée de l'étirement, claquage, tension.
	Eléments détaillés : l'étude reprend la méthode globale de Freitas et al, 2013. Introduction : La tension passive développée en réponse au changement d'angle articulaire est souvent utilisée pour comprendre les propriétés mécaniques des muscles squelettiques pendant les étirements. Cette « tension réponse » forme une courbe exponentielle et serait liée à la performance physique et à la prévention des blessures.

	Plusieurs facteurs influencent la forme de la courbe comme : le mode, l'intensité et la durée de l'étirement. Mais les études sur l'intensité de l'étirement restent insuffisantes, elles se sont surtout concentrées sur les populations cliniques humaines ou sur des modèles animaux et n'ont pas évalué l'effet de l'intensité sur la courbe du débattement articulaire (« joint-angle (T-A) »). Les études donnent des résultats parfois opposés quant à ces questions. Les avis divergent à propos de l'intérêt de la durée par rapport à l'intensité de l'étirement. Chez l'humain non blessé seules deux études ont étudié l'intensité de l'étirement. L'une s'est concentrée sur les effets induits sur les sauts, et l'autre sur le gain de mobilité articulaire. L'étude à propos du gain articulaire a montré que l'intensité influençait favorablement le débattement articulaire. L'étude a pour but de montrer l'influence sur la courbe « T-A » à la fois de la durée et de l'intensité de l'étirement passif sur le genou. Méthode : - Conception de l'étude : l'intensité de l'étirement est calculée en pourcentage de la tension passive maximale tolérée par l'articulation. L'intensité et le temps d'application étaient inversement proportionnels avec 3 protocoles différents. 50% intensité maximale (IM) pendant 180s, 75% IM pendant 135s et 100% pendant 90s. - Participants : 17 jeunes hommes dont la souplesse est inférieure à 160° au test d'extension active de genou. - Résultats : ○ Angles : les angles de la cheville, du genou et de la hanche sont mesurés avec une caméra numérique placée parallèlement au plan sagittal avec une fréquence de 50Hz. Différents repères sont placés sur tout le membre inférieur afin de pouvoir mesurer les angles. Tous les tests commencent avec la même position de départ. ○ Tension passive : la résistance à l'extension passive de genou est mesurée avec un dynamomètre. La tension passive du genou est obtenue en multipliant la résistance passive à la longueur de la jambe. - Protocole : 4 séances, la première pour se familiariser avec les machines, les 3 autres sont consacrées aux trois protocoles intensité/temps de l'étirement. Au moins 24h entre chaque séance. A chaque séance les repères cutanés ainsi que des électrodes servant à un EMG de surface sont mis en place. La cheville est immobilisée. Pas d'échauffement ni d'étirement au préalable. La tension maximale correspond l'intensité maximale
--	--

	pour laquelle le patient ne ressent aucune douleur. Le pique de tension correspond à cette tension maximale. Résultats : Moins de 3% d'activité retrouvée à l'EMG. Discussion : 4 résultats principaux : 1. la perception de l'intensité de l'étirement était surtout modifiée par le changement d'angle du genou 2. les protocoles avec une intensité inférieure à l'intensité maximale n'ont pas augmenté la tension maximale, même si la durée de l'étirement était plus importante. 3. Le protocole avec l'intensité la plus basse et le temps le plus long était à l'origine d'une diminution de la tension la plus importante. 4. La forme de la courbe tension/angle articulaire avait une forme différente en fonction du protocole utilisé. Une augmentation significative de l'angle du genou n'a été retrouvée qu'entre la deuxième et la 5^{ème} répétition du protocole à 100% de l'intensité. La perception de l'étirement serait plus en lien avec l'extensibilité des tissus que par leur réelle tension. Seul le protocole à 100% a montré des résultats significatifs ce qui indique que dans l'objectif d'augmenter le débattement articulaire l'intensité doit être la plus grande possible. Le ressenti de l'étirement est un outil intéressant pour connaître l'efficacité de celui-ci. Le protocole le plus long, à 50% de l'intensité, a montré que la durée de l'étirement avait une influence sur la tension. C'est ce protocole là qui a montré la diminution la plus importante de la tension. Ces résultats sont en accord avec d'autres études. La forme de la courbe tension/angle est surtout modifiée au début de l'expérimentation. Cela indique que l'adaptation du tissu à l'étirement dépend de l'angle de l'étirement. Ces résultats devraient être appuyés par d'autres études. Un tissu raide a une capacité plus faible à emmagasiner l'énergie, et donc le risque de rupture est plus important que pour un tissu souple. Pour augmenter la souplesse l'intensité de l'étirement semble plus importante que sa durée.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	L'EMG permet de savoir s'il s'agit bien d'un étirement passif. La perception de l'étirement serait plus en lien avec l'extensibilité des tissus que par leur réelle tension. Seul le protocole à 100% a montré des résultats significatifs ce qui indique que dans l'objectif d'augmenter le débattement articulaire l'intensité doit être la plus grande possible.

Responses to static stretching are dependent on stretch intensity and duration

Sandro R. Freitas¹, Daniel Vilarinho¹, João Rocha Vaz¹, Paula M. Bruno¹, Pablo B. Costa² and Pedro Mil-homens¹

¹Fac Motricidade Humana, Universidade de Lisboa, CIPER, Lisbon, Portugal and ²Exercise Physiology Laboratory, Department of Kinesiology, California State University–Fullerton, CA, USA

Summary

Correspondence

Sandro Remo Martins Neves Ramos Freitas,
Departamento de Desporto e Saúde, Faculdade de
Motricidade Humana, Universidade de Lisboa,
Estrada da Costa, 14499-002 Cruz Quebrada,
Portugal
E-mail: sfreitas@fmh.ulisboa.pt

Accepted for publication

Received 22 April 2014;
accepted 3 July 2014

Key words

angle; flexibility; hamstring; time under stretch;
torque

Information regarding the effects of stretching intensity on the joint torque–angle response is scarce. The present study examined the effects of three static stretching protocols with different intensities and durations on the passive knee extension torque–angle response of seventeen male participants (age $\pm$ SD: 23.9 $\pm$ 3.6 years, height: 177.0 $\pm$ 7.2 cm, BMI: 22.47 $\pm$ 1.95 kg·m²). The stretching intensity was determined according to the maximal tolerable torque of the first repetition: fifty per cent (P50), seventy-five per cent (P75) and the maximum intensity without pain (P100). Five repetitions were performed for each protocol. The stretch duration of each repetition was 90, 135 and 180 s for P100, P75 and P50, respectively. The rest period between repetitions was 30 s. Passive torque at a given angle, angle, stress relaxation, area under the curve, surface electromyography activity and visual analogue scale score were compared. The significant ($P < 0.05$) results found were as follows: (i) the P50 and P75 did not increase the angle and passive peak torque outcomes, despite more time under stretch; (ii) only the P100 increased the angle and passive peak torque outcomes; (iii) the perception of stretching intensity mainly changed depending on knee angle changes, and not passive torque; (iv) the P50 induced a higher passive torque decrease; (v) when protocols were compared for the same time under stretch, the torque decrease was similar; (vi) the change in torque–angle curve shape was different depending on the stretching protocol. In conclusion, higher stretch duration seems to be a crucial factor for passive torque decrease and higher stretch intensity for maximum angle increase.

Introduction

The passive torque response to joint angle change (T–A) is often used to understand skeletal muscle mechanical properties during stretching manoeuvres (Nordez et al., 2010; Ryan et al., 2010). This torque response has an exponential shape, is commonly referred to as T–A curve and is believed to relate to physical performance and injury prevention (Jacobs & Sciascia, 2011; Nakamura et al., 2011). Different stretching variables have been shown to acutely modify the T–A curve, such as mode, intensity and stretch duration (Ryan et al., 2008; Nordez et al., 2010; Jacobs & Sciascia, 2011). However, the studies on stretch intensity are still insufficient. Most of them have focused on clinical populations (Light et al., 1984; Steffen & Mollinger, 1995; Dempsey et al., 2010) or animal models (Usuba et al., 2007; Moriyama et al., 2013) and did not observed the effects on the joint T–A curve.

Stretch intensity and duration are two variables often used together in clinical settings to elicit gains in joint flexibility. Previous studies in clinical populations have reported conflicting results (Light et al., 1984; Steffen & Mollinger, 1995; Walter et al., 1996; Usuba et al., 2007; Dempsey et al., 2010; Moriyama et al., 2013). For instance, Jacobs & Sciascia (2011) have argued stretch duration and intensity are inversely related and that increasing stretch duration may be effective to change the T–A curve. Other authors have suggested low stretch load and duration will not be enough for knee flexibility increase, but duration should be prioritized rather than intensity (Light et al., 1984; McClure et al., 1994; Usuba et al., 2007). In contrast, other authors support the use of higher intensity instead of duration to potentiate flexibility increase (Steffen & Mollinger, 1995; Dempsey et al., 2010; Moriyama et al., 2013). In non-injured humans, only two studies have investigated stretching intensity. One focused on the effects on jump

performance (Behm & Kibele, 2007) and the other on joint angle gains (Walter et al., 1996). The latter study reported that a higher intensity was advantageous for joint angle gains. However, no investigations have examined the T–A curve response in consequence to different stretch intensities. It is unknown whether the stretch intensity and duration have the same impact on human joint passive T–A response. Hence, it is important to test these two variables together to understand the impact on T–A curve.

Because stretching manoeuvres are often practiced worldwide with the aim to reduce joint torque and increase joint flexibility, it is important to clarify this aspect. This information is helpful to prescribe to flexibility interventions. Therefore, the aim of the present study was to characterize the T–A response elicited by stretching with different durations and intensities, in a knee passive extension protocol (Freitas et al., 2013).

Methods

Experimental design

A quasi-experimental design was used to observe the effects of three stretching protocols with different intensities and time under stretch. Stretch intensity was considered as a percentage of maximum-tolerated joint passive torque. The intensity of stretch and the time under stretch of the three protocols were inversely manipulated: fifty per cent of maximum tolerable torque and 180 s in each repetition (P50), seventy-five per cent and 135 s (P75), and a maximum tolerable torque intensity and 90 s (P100).

Participants

Seventeen healthy male subjects (age $\pm$ SD: 23.9 ± 3.6 years, height: 177.0 ± 7.2 cm, BMI: 22.47 ± 1.95 kg·m²) with flexibility lower than 160° in the active knee extension test (Freitas et al., 2013) participated in the study. Only male subjects were recruited to eliminate any uncertainty due to potential gender difference (Kubo et al., 2003; Hoge et al., 2010).

Outcomes

Angles

Ankle, knee and hip angles were assessed using a digital camera (GR-DVL9800U; JVC) placed parallel to a sagittal plane and shooting at 50 Hz. Reflective markers were placed over the head of the first metatarsal, the medial femoral condyle, and the medial malleolus of the right lower limb, the greater trochanter of the left femur, and on the left side of the trunk at the intersection of a transverse line passing over the spinous process of the first lumbar vertebrae and a line linking the greater trochanter and the midaxial point, to determine joint angles. The Ariel Performance Analysis System (APAS®, Ariel Dynamics, Trabuco Canyon, CA, USA) was used to process

the joint angle data and make further analysis. Ankle angles were measured using a goniometer (Lafayette golléhon extendable, Model 01135, Dallas, TX, USA) before each test to assure equal starting angles between protocols.

Passive torque

Details of the method to calculate passive torque are explained elsewhere (Freitas et al., 2013). Briefly, resistance to passive knee extension force was measured with a force sensor (platform load cell 1042; Sensor Techniques Ltd., Cowbridg UK) incorporated in a device that was fitted to the dynamometer. Passive knee torque was obtained by multiplying passive resistance to knee extension by the leg length. Torque was gravity-corrected data by subtracting the leg-foot-device weight using a simple cosine function.

Stretching intensity

A 100-mm visual analogue scale was used to assess the stretching intensity perceived by the subject (Freitas et al., 2013), at the beginning of the static phase of each repetition.

Thigh stabilization

A force sensor (platform load cell 1042; Sensor techniques Ltd.) was attached to the platform that stabilized the thigh, which allowed for measurement (50 Hz) of the subject's thigh fixation (Fig. 1).

EMG. The average amplitude of the surface electromyography (sEMG) was measured for the semitendinosus (ST) and quadriceps vastus medialis (VM) muscles. The average amplitude of the EMG signal was measured during a window of 100 ms. Procedures were performed according to SENIAM guidelines (Hermens et al., 2000). Surface bipolar electrodes (gain of 1000; Lisboa Plux, Portugal) were placed 20 mm centre to centre over the mid-portion of each muscle. The

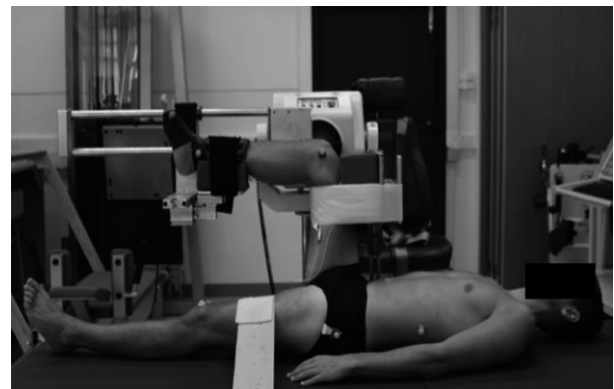


Figure 1 Experimental passive knee extension set-up with the subject in the starting position. (Reprinted with permission from Freitas et al. (2013). © Institute of Physics and Engineering in Medicine. Reproduced by permission of IOP Publishing. All rights reserved).

ground electrode was fixed over the left patella. The sEMG signals were amplified (input impedance > 100 M Ω ; CMRR = 110 dB) and A/D converted (MP100, 16 bits; Biopac™ Systems) with a sample rate of 1000 Hz.

Protocol

The subjects visited the laboratory on four separate occasions. In the first visit, they performed a familiarization session and anthropometrical assessment. In the remaining three visits, they performed a stretching protocol with different stretch intensities and time under stretch. Sessions were performed in a random balanced order and separated by at least 24 h. At the beginning of each experimental session, the skin was prepared for surface electromyography (EMG), reflective markers were placed on skin, and the right ankle was immobilized in a static position with functional taping.

A passive knee extension testing set-up for the right lower limb detailed elsewhere (Freitas et al., 2013) was used for this study (Fig. 1). The subjects did not perform any type of warm-up or stretching exercises before the experimental protocols. Briefly, subjects laid in a supine position, with the right hip flexed at 90° and left lower limb stabilized in a controlled and neutral position. The subject's right leg was firmly strapped by a Velcro to the arm of an apparatus that was fitted in a dynamometer shaft (Biodex System 3, Shirley, NY, USA) such that it could produce a passive knee extension. The right internal malleolus was aligned to the axis of rotation of the apparatus arm in all testing repetitions. All repetitions started with the apparatus parallel to the ground, in a manner that the leg could also be at 90° relative to the thigh.

Subjects were instructed not to move during the testing protocol and to report for each stretching repetition, the maximum knee range of motion tolerated without feeling pain or discomfort by saying 'OK'. An examiner stopped the apparatus upon the subject's signal and recorded the perception of stretching intensity at the beginning of the static phase on a visual analogue scale (VAS). The angular velocity of all the repetitions was set at 2° s.

Intensity and time under stretch were manipulated in an inverse manner. Intensity was determined as a percentage of maximum-tolerated stretch torque (i.e. peak torque) obtained in the first repetition. The intensity of P50 and P75 was determined by a preliminary repetition until maximum range of motion without pain performed immediately before the stretching protocols. The corresponding angle to the percentage of the maximum torque was reproduced in further repetitions as a representative submaximal intensity. The following formula was used to determine the submaximal stretch intensity:

$$T_I = (P_T - T_{RP}) \times P + T_{RP}, \quad (1)$$

where T_I is torque intensity (in Nm), P_T is peak torque (in Nm), T_{RP} (in Nm) is the torque measured at the initial testing

positioning and P is the percentage of stretching intensity. Five repetitions with a rest interval of 30 s between repetitions were performed in all protocols. The time under stretch for each repetition was 180, 135 and 90 s for P50, P75 and P100 protocols, respectively.

Maximal EMG activity of muscles tested was determined at the end of each session by having subjects perform three maximal voluntary isometric knee extensor and knee flexor muscle actions (MVIC) for 5 s with a 10-s rest period in between trials.

Data processing

The data were processed similar to Freitas et al. (2013). Briefly, all data were synchronized and recorded using the BIOPAC MP100 Acquisition System (Santa Barbara, CA, USA), except the knee angle that was obtained from a digital camera. A manual trigger was sent to the A/D converter to synchronize the angle data. The data were processed by an automated routine using MATLAB® v12-0 software (The Mathworks Inc., Natick, MA, USA). The routine first filtered the force from the sensor using a Butterworth second-order low-pass filter (10 Hz). Then, the passive knee torque was calculated and gravity-corrected.

The raw EMG signals were first visually inspected for the power frequency distribution. Then, the EMG signals were digitally band-pass-filtered (25–490 Hz), full-wave-rectified and low-pass-filtered with a Butterworth 4th order and a frequency cut-off of 12 Hz. The sEMG signals were normalized to the maximal sEMG obtained in the MVIC for knee extension and flexion. The sEMG values are reported as a percentage (%) of the MVIC.

Statistical analysis

All data were analysed using IBM SPSS Statistics v20 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Absolute and relative (to first repetition of its protocol) values of passive peak torque, maximum angle, area under the curve (AUC) of dynamic phase, VAS score and stress relaxation (SR) amplitude were determined at the end of 90 s (i.e. passive peak torque less the passive torque at 90 s of static phase) and were used for comparisons between repetitions. To analyse the effects of each stretching condition on T–A curve, the torque at the percentiles of the T–A curve was compared between protocols. To compare the effects of stretch intensity on torque, comparisons were performed between repetitions for the same stretch duration. The repetition numbers compared between protocols were as follows: 3rd of P50 versus 4th of P75 (total stretch duration of 540 s), 2nd of P50 versus 4th of P100 (360 s) and the 2nd of P75 versus 3rd of P100 (270 s). Torque was compared at an angle corresponding to 40% of the peak torque of first repetition. Normal distribution was assessed with Shapiro–Wilk test. One-way repeated-measures ANOVA followed by a post hoc analysis with Bonferroni adjustment was performed for

AUTEUR	N. Guissard, J. Duchateau
TITRE	Effect of static stretch training on neural and mechanical properties of the human plantar-flexor muscles
TYPE DE DOCUMENT	Article de revue
SOURCE (revue, éditeur)	<i>Muscle & Nerve</i> Vol 29, issu 2 (Pubmed)
DATE DE PARUTION	Février 2004
NOMBRE DE PAGES (n° de pages)	8 (pages 248-255)
PLAN DE L'ARTICLE	1. Introduction 2. Matériel et méthode a. Sujets et dispositifs expérimentaux b. Stimulations nerveuses électriques et enregistrement sur l'EMG c. Programme d'entraînement d. Protocole expérimental e. Statistiques 3. Résultats a. Paramètres mécaniques de la tension passive b. Paramètres contractiles c. Activités réflexes 4. Discussion 5. Références
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : Souplesse, étirement musculaire, tension passive, amplitude articulaire, activités réflexes.
	Eléments détaillés : Introduction : chez l'animal il a été démontré que les étirements passifs prolongés induit des modifications du couple tension-longueur, en lien avec les propriétés visco élastiques de l'unité muscle-tendon. En plus de ces adaptations mécaniques à l'étirement, la limite à l'étirement du muscle serait due en partie à une réponse musculaire réflexe. Ce sont ces suppositions qui ont amenées au développement de la PNF. Depuis le développement de cette technique des études ont montré que ces mouvements sont plus efficaces que les étirements passifs simples afin d'augmenter l'amplitude articulaire disponible. Cette efficacité serait liée à une excitation moins importante des motoneurones pendant l'étirement, due notamment à des mécanismes inhibiteurs pré et post synaptiques. On observe fréquemment que les entraînements qui utilisent des exercices d'étirement améliorent la souplesse, mais on ne sait pas vraiment si ces adaptations sont le résultat de modifications mécaniques ou bien nerveuses. Les études ne sont pas toutes d'accord, certaines concluent à une

	diminution de la tension passive pour les muscles étirés, d'autres concluent que l'amélioration des résultats résulte plus augmentation de la tolérance à l'étirement. Étude : 30 sessions d'étirements passifs des muscles fléchisseurs plantaires. Matériel et méthode : 12 personnes saines, 8 hommes et 4 femmes entre 21 et 35 ans. Enregistrement du reflexe de Hoffman (H) et du reflexe tendineux (T). Le reflexe H était induit par stimulation électrique du nerf tibial au niveau du creux poplité. Le reflexe T induit par une percussion à l'aide d'un marteau à reflexe au niveau du tendon d'Achille. 30 sessions de 10min, 5 fois par semaine pendant 6 semaines. Uniquement au niveau du pied droit, le pied gauche sert de groupe contrôle. 5 positions différentes, étirement de 30sec suivi de 30 sec de repos entre deux positions. Résultats : 30% d'amélioration de la dorsiflexion après 6 semaines. Dont 23% d'amélioration entre la 10^{ème} et la 20^{ème} séance, de même pour les 10 dernières séances. 1 mois après les gains étaient maintenus à 74%. La raideur du muscle est diminuée de 33% à la fin des 30 séances. La tension passive présente au niveau du muscle lorsqu'il était étiré au maximum a augmenté mais seulement après 10 séances. Le reflexe H a diminué significativement après 30 séances, mais cette modification était transitoire puisque 1 mois après l'étude il était équivalent au groupe contrôle. Le reflexe T a également été modifié, mais de manière bien plus importante avec -18,2% après 10 séances et -36% après 20 séances. Discussion : L'étude conclue que 30 séances d'étirements statiques permettent bien d'augmenter la dorsiflexion de la cheville tout en diminuant la raideur du muscle au repos. Les résultats concernant les reflexes H et T suggèrent que l'augmentation en longueur résulte également de modifications sur le plan nerveux. En revanche les modifications mécaniques et nerveuses n'apparaissent pas au même moment. Pas de changement en ce qui concerne : la tension lors de la contraction volontaire maximale, la vitesse de contraction volontaire et la cinétique de contraction intrinsèque des muscles plantaires. Groupe contrôle++ Les gains de dorsiflexion sont plus importants pendant les 10 premières séances. Progressivement la tension a diminué pour un même angle articulaire. Plus grande tolérance à l'étirement après 10 séances, mais les résultats ne durent pas dans le temps. Au long terme on suppose une adaptation des propriétés mécaniques du couple muscle-tendon pour expliquer une augmentation de la souplesse.
--	--

	Les muscles ont des propriétés visco élastiques, il a été démontré qu'un programme d'étirements au long court peut induire des modifications des propriétés plastiques du couple muscle-tendon. Le gain articulaire est dû à la fois à une adaptation mécanique du muscle-tendon à l'étirement et à la fois à la modification des réponses nerveuses. Les modifications nerveuses ne durent pas dans le temps.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	Intéressant dans la méthode : le groupe contrôle correspond à la jambe controlatérale. Résultats ++

ABSTRACT: To determine the contributions of neural and mechanical mechanisms to the limits in the range of motion (ROM) about a joint, we studied the effects of 30 sessions of static stretch training on the characteristics of the plantar-flexor muscles in 12 subjects. Changes in the maximal ankle dorsiflexion and the torque produced during passive stretching at various ankle angles, as well as maximal voluntary contraction (MVC) and electrically induced contractions, were recorded after 10, 20, and 30 sessions, and 1 month after the end of the training program. Reflex activities were tested by recording the Hoffmann reflex (H reflex) and tendon reflex (T reflex) in the soleus muscle. Training caused a 30.8% ($P < 0.01$) increase in the maximal ankle dorsiflexion. This improved flexibility was associated ($r^2 = 0.88$; $P < 0.001$) with a decrease in muscle passive stiffness and, after the first 10 sessions only, with a small increase in passive torque at maximal dorsiflexion. Furthermore, both the H- and T-reflex amplitudes were reduced after training, especially the latter (-36% vs. -14% ; $P < 0.05$). The MVC torque and the maximal rate of torque development were not affected by training. Although the changes in flexibility and passive stiffness were partially maintained 1 month after the end of the training program, reflex activities had already returned to control levels. It is concluded that the increased flexibility results mainly from reduced passive stiffness of the muscle-tendon unit and tonic reflex activity. The underlying neural and mechanical adaptation mechanisms, however, showed different time courses.

Muscle Nerve 29: 248–255, 2004

EFFECT OF STATIC STRETCH TRAINING ON NEURAL AND MECHANICAL PROPERTIES OF THE HUMAN PLANTAR-FLEXOR MUSCLES

NATHALIE GUISSARD, PhD, and JACQUES DUCHATEAU, PhD

Laboratory of Applied Biology, Université Libre de Bruxelles, 28 avenue P. Héger, CP 168, 1000 Brussels, Belgium

Accepted 9 October 2003

Muscle stretching is commonly used in rehabilitation programs and sports activities. Static or slow stretching methods are thought to be useful for injury prevention and performance by increasing the joint range-of-motion (i.e., flexibility).^{14,23,38} The acute response to static stretches has been related to both mechanical and neural factors. In muscles isolated from animals, it has been shown that prolonged passive stretching induces acute changes in the passive tension-length relationship,³⁴ related to the viscoelastic properties of the muscle-tendon

unit.^{24,30,35} The reduced passive tension recorded at a given muscle length is commonly attributed to changes in the connective tissues and myofibrils.^{13,22} In addition to these mechanical adaptations, it has been suggested that, in intact humans, part of the limiting factor during stretching is muscle resistance caused by tonic reflex activity.¹⁶ Some years ago, this hypothesis led to proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF) stretching techniques.^{17,18} Active PNF techniques were designed to inhibit reflex activities during stretching maneuvers, thereby reducing passive resistance and increasing joint range-of-motion (ROM). Since that time, a number of studies have shown that PNF techniques are more efficient than simply passive stretching to increase the joint ROM.^{10,26} This enhanced efficiency has been related to a larger reduction of motoneuron excitation during stretching,¹⁰ which results from pre- and postsynaptic inhibitory mechanisms.¹¹

Only a few studies have investigated the mechanisms of adaptation to chronic muscle stretching.

Abbreviations: dR/dt, maximal velocity of movement without load; dT/dt, maximal rate of voluntary torque development; EMG, electromyography; H reflex, Hoffmann reflex; MVC, maximal voluntary contraction; PEC, parallel elastic component; PNF, proprioceptive neuromuscular facilitation; ROM, range of motion; SEC, series elastic component; T reflex, tendon reflex

Key words: flexibility; muscle stretching; passive torque; range of motion; reflex activities

Correspondence to: J. Duchateau; e-mail: jduchat@ulb.ac.be

© 2003 Wiley Periodicals, Inc.

Although it is a common observation that a training program using stretching exercises improves flexibility,^{20,23,33,37} it is not clear whether this adaptation results mainly from mechanical or neural changes. Whereas Toft et al.³⁵ reported a decrease in passive torque of the plantar flexors following a 3-week stretching program, Magnusson et al.²³ did not observe any change in hamstring stiffness following training, despite enhanced ROM of the knee joint. In the latter study, the authors concluded that the increased ROM after training was the consequence of the subject's increased tolerance to stretch, rather than a change in the mechanical or viscoelastic properties of the muscle-tendon unit. Although surface electromyographic (EMG) activity of the muscle group was not modified in that study, some change may nevertheless have occurred in the reflex excitability after long-term stretching since reflex excitability adapts specifically to chronic physical training.^{27,29}

The present study was designed to investigate the effects of 30 sessions of static stretching in the plantar-flexor muscles of the ankle. To this end, we analyzed the time course of the changes in maximal ankle dorsiflexion, muscle passive torque at submaximal and maximal ankle angles, as well as the contractile properties of the triceps surae. Because stretch training could induce neural changes, we also recorded the Hoffmann (H) and tendon (T) reflex responses. Insight into the possible neural mechanisms of adaptation can be gained by comparison of these two responses. The H reflex provides a measurement of motoneuronal excitability and of the synaptic transmission capacity from the Ia afferents to the motoneurons whereas, in addition to these parameters, the T reflex provides a measure of the muscle spindle solicitation.^{6,28}

MATERIALS AND METHODS

Subjects and Experimental Arrangement. The experiments were performed on 12 healthy subjects (8 men and 4 women) aged between 21 and 35 years. The subjects were well accustomed to the experimental procedure and had no signs of neurological disorder. They were volunteers and gave informed consent before participating in this investigation. All the experimental procedures were approved by the local Ethics Committee and performed in accordance with the Helsinki Declaration.

During each experiment, the subjects lay prone on a table with both legs extended and the foot of the tested leg strapped (ankle at 90°) to a foot-plate by two straps and held in place by an adjustable heel

block. The first strap was placed over the dorsum of the foot and the second was attached around the ankle and the calcaneum. The angular movement of the ankle joint was monitored by a potentiometer, with a linear resistance variation, that was mounted on the rotational axis of the foot-plate. The foot-plate was connected by a steel cable to a mechanical device that enabled the passive dorsiflexion of the ankle to be induced at a velocity of 1°/s and thus a progressive stretching of the plantar-flexor muscles. The torque produced by the plantar-flexors during passive stretching, and during voluntary and electrically induced contractions were recorded by means of a strain gauge transducer (model TC 2000-500, linear range 0–1100N; Kulite, Basingstoke, United Kingdom).

Electrical Nerve Stimulation and EMG Recording. The general methodology used to record the H reflex was that of Hugon.¹⁵ The soleus H reflex was induced by stimulating the tibial nerve in the popliteal fossa by means of a steel needle electrode (cathode), 3-mm in diameter, that was inserted subcutaneously and perpendicular to the nerve trunk. The anodal stimulating electrode was a silver plate (3 cm × 2 cm) covered with electrode paste and fastened to the patella. Rectangular pulses of 1-ms duration were delivered by a custom-made stimulator triggered by a digital timer (model 4030, Digitimer Ltd., Welwyn Garden City, United Kingdom). The electrical stimulus employed to elicit the H reflex and M wave was progressively increased at 5-s intervals until a maximum M wave (Mmax) was reached.³¹ The T reflex was elicited by a clinical reflex hammer fixed on a rotation axis and dropped on the Achilles tendon from constant height. An accelerometer (type 4375, Brüel & Kjaer, Naerum, Denmark), fastened on the Achilles tendon, recorded the time at which the percussion with the tendon occurred and was used to trigger an averager.

Reflex EMG (T and H reflexes) and maximal direct motor responses (Mmax) were recorded from the soleus muscle by means of two silver surface disks (8 mm in diameter) filled with electrode paste and placed 3 cm apart on the midline of the leg. The proximal electrode of the pair was positioned 3–4 cm below the insertion of gastrocnemius on the Achilles tendon. The ground electrode was placed on the tibia between the stimulating and recording electrodes. The motor point was located by electrical stimulation¹¹ and, during the successive experimental sessions, the electrodes were placed in identical positions. The peak-to-peak amplitude of the M wave, Hmax, and Tmax responses were measured.

Since, in a pilot experiment, the size of the T reflex did not increase when the hammer was loaded, the tendon tap was considered to have induced a maximal T response. Reflex responses were expressed as percentage of the Mmax amplitude, the latter response being used to check for possible changes in nerve stimulation from session to session. The EMG signals were amplified (500–2,000 $\times$) and filtered (10 Hz–1 kHz) by a differential amplifier (AM 502; Tektronix, Beaverton, Oregon) and displayed on a digital oscilloscope (model 4094C; Nicolet, Madison, Wisconsin) at a sampling rate of 10 kHz. Both the EMG and torque signals were recorded on magnetic tape by a FM-8 channel recorder (Hewlett Packard, Cupertino, California) and also stored on floppy disk (model XF-44; Nicolet).

Training Program. The training program involved 30 sessions consisting of a total of 10-min passive static stretching performed five times a week for 6 weeks. The plantar-flexors of the right leg were trained, whereas those of the contralateral one served as control. Four different stretching positions were alternated and five stretches of 30 s for each position were performed with a rest period of 30 s between stretches. Each stretch was performed at the maximum dorsiflexion tolerated by the subjects. The following exercises were used: (1) standing calf stretch: the subject stood with the trained leg straight behind the other one (the latter being slightly bent), placed the hands against a wall, and slowly leaned towards the wall by further bending the front leg; (2) standing calf stretch with foot on wall: the subject faced a wall and placed the trained leg in front with the knee straight, placed the upper foot on the wall, and slowly moved the hips towards the wall; (3) long sitting calf stretch: the subject sat on the floor with the trained leg straight, placed one hand on the sole of the foot, and pulled it towards the body; and (4) standing calf stretch on step: the subject stood with the trained heel placed over the edge of a step, and lowered the heel while keeping the trained leg straight.

Experimental Protocol. The electrical and mechanical properties of the plantar-flexors were tested before, after 10, 20, and 30 training sessions, and also 30 days after the end of the training program. Each experimental session began with graded stimulation of the tibial nerve with the ankle at 90°. The complete recruitment curve was recorded and Hmax and Mmax determined. Thereafter, the T reflex was recorded and 20 responses averaged. At this stage, the mechanical responses to single (twitch) and double

supramaximal stimulations were recorded (two responses each). The subject was instructed to perform five plantar-flexions, as fast as possible, without load (dR/dt). This was followed by five voluntary (ballistic) isometric contractions during which torque [$\pm 70\%$ of maximal voluntary contraction (MVC)] was developed as rapidly as possible (time-to-peak < 200 ms), to assess the maximal rate of torque development (dT/dt). The subject then performed three 5-s MVCs with a 3–5-min rest period after each trial. Finally, the maximal ankle dorsiflexion and passive torque were recorded. The passive torque produced by the plantar-flexors and the other tissue components during a progressive stretch was recorded, at 5° intervals, from 20° of plantar-flexion to the maximum ankle dorsiflexion tolerated by the subject (neutral position: 0°). The slope of the linear portion of the passive torque–angle curve, from 15 to 25° dorsiflexion, was considered as the passive stiffness of the muscle.¹⁹

Statistics. Conventional statistical methods were used for calculating the means, standard errors (SE), and coefficients of correlation. Data were analyzed using an analysis of variance (ANOVA) with repeated measures. A Newman-Keuls post-hoc test was used to determine which means differed significantly from each other during the course of training and its recovery. A probability of $P < 0.05$ was chosen as the significance level in all analysis.

RESULTS

Mechanical Parameters in Passive Tension. The day after the last training session, ankle dorsiflexion was increased by 30.8% ($+7.6 \pm 0.5^\circ$; mean $\pm$ SE); 56% of this gain was observed after only 10 sessions (Fig. 1 and Table 1). Between the 10th and 20th sessions, the improved flexibility was 23% ($P < 0.05$) of the total gain, and a similar increase (21%; $P < 0.05$) was observed during the last 10 sessions. It should be emphasized that 1 month after the training interruption, 74% of the gain in ankle dorsiflexion was still present. Figure 1 also illustrates the ankle dorsiflexion recorded in the contralateral (untrained left) leg during the course of the stretch training program. Although slightly greater before training, the flexibility of the untrained leg did not differ ($P > 0.05$) from the trained one (Tables 1 and 2). Interestingly, the flexibility of the left ankle was not changed, an observation that underscores the stability of our experimental recording conditions (Fig. 1).

After training, the relationship between the ankle angle and the passive torque exerted by the

AUTEUR	Medeiros et al
TITRE	Influence d'un étirement statique sur la flexibilité des ischios-jambiers chez le jeune adulte : revue systématique ; méta-analyse
TYPE DE DOCUMENT	Article scientifique : méta-analyse
SOURCE	Physiotherapy and practice
DATE DE PARUTION	2016
NOMBRE DE PAGES	10 (1-10)
PLAN DE L'ARTICLE	Résumé Intro Méthode Source des données de la recherche Sélection des études Extraction des données Qualité de l'évaluation Analyse et synthèse de données Résultats 4.1. description des études 4.2. risques et biais 5. effet de l'intervention 5.1. Amplitude articulaire 5.2. Test de l'élévation passive de la jambe droite 5.3. Test d'extension passive du genou 5.4. Test d'extension active du genou 6. Discussion 7. Conclusion
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : ischios-jambiers (IJ) ; amplitude de mouvement ; revue systématique But de l'étude : étudier l'influence d'un étirement statique sur la flexibilité du tendon chez le jeune adulte par une revue systématique. 2. Introduction : Les IJ sont connu pour se rétracter puisqu'ils sont constamment soumis à de fortes tensions. Les études montrent que leur manque de flexibilité prédispose à des déséquilibres musculaires pouvant causer des lésions musculaires. L'étirement est la technique utilisée afin d'augmenter la flexibilité. Il en existe plusieurs : statique, dynamique, proprioceptif. L'étirement statique a été le plus étudié car il présente un faible risque de lésion, peu de temps d'application, facile à faire et de bons résultats. Néanmoins il n'existe pas dans la littérature de consensus sur les paramètres optimaux de l'étirement (durée, force d'application et moyen d'évaluation du résultat). 3. Méthode : Utilisation des mots clés : amplitude articulaire, exercices d'étirement musculaire... Les essais cliniques randomisés et contrôlés qui évalue l'influence d'un étirement comparé à un groupe contrôle (sans intervention) Critère d'exclusion : personnes atteintes d'une maladie / dysfonctionnement; athlètes; Moins de 18 ans ou plus de 40 ans; non-application d'étirement statique ; pas d'évaluation des amplitudes; et jambe controlatérale utilisée comme groupe témoin. Les études sans description claire de la méthode sont exclues. Synthèse et analyse des données :

	Les données sont cliniquement significative si $p\text{-value} \leq 0.05$ et le coefficient d'intervalle est de 95% (95% CI) 3 types de test ont été organisés ; Élévation passive de la jambe droite ; extension passive du genou et extension active du genou. 4. Résultats : Sur 813 articles 58 ont été établis comme potentiellement pertinent. Et 19 ont finalement été inclus dans l'étude. 5.2 Test de l'élévation passive de la jambe droite Les 8 études sélectionnées montrent un gain d'amplitude par rapport au groupe contrôle en utilisant ce test. 5.3. Test d'extension passive du genou Les 6 études sélectionnées montrent un gain d'amplitude par rapport au groupe contrôle en utilisant ce test. 5.4. Test d'extension active du genou Les 4 études sélectionnées montrent un gain d'amplitude par rapport au groupe contrôle en utilisant ce test. 6. Discussion Cette méta-analyse met en évidence parmi toutes les études sélectionnées avec une bonne méthodologie que l'étirement statique est efficace pour augmenter la flexibilité des IJ chez le jeune adulte en bonne santé par rapport à un groupe témoin. Mais il n'y a pas de consensus sur les meilleurs paramètres de l'étirement statique. Le mécanisme améliorant la longueur après étirement est encore peu clair. Il peut être expliqué par la longue tenu d'application permettant d'augmenter le nombre de sarcomère en série ; de plus ; l'étirement provoque une augmentation de la viscoélasticité et une diminution de la rigidité du muscle et des tissus conjonctifs. Néanmoins des études réfutent cette théorie et stipule que ce gain articulaire est le résultat d'une augmentation de la capacité sensoriel de tolérance à l'inconfort associé à l'étirement du muscle. L'étirement lui-même améliore l'apport sanguin dans les articulations et les muscles, aidant à les réchauffer, ce qui améliore la performance fonctionnelle pendant les sports et les activités de la vie quotidienne, même si certaines études suggèrent que l'étirement avant l'effort peut diminuer la performance musculaire. L'article Recommande une pratique régulière de l'étirement statique due à son effet satisfaisant sur la flexibilité, tel qu'il ressort de la présente étude. La flexibilité semble diminuer le risque de tendinopathie ; le gain de flexibilité à long terme semble améliorer la performance du muscle. La méta-analyse a été limité par le fait que les études utilisent des protocoles différents d'étirement et les études sont parfois médiocre au niveau méthodologique par exemple moins de la moitié des études aveugle les examinateurs du patient control ou expérimental. 6. Conclusion : Cette étude systématique a montré que l'étirement statique est efficace pour augmenter la flexibilité des IJ chez les jeunes adultes en bonne santé. En revanche l'hétérogénéité des protocoles ne permette pas de déterminer les paramètres optimaux d'étirement.
--	---

COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	Cette étude ne tranche pas sur le fait que le gain d'amplitude articulaire est le résultat d'une augmentation de la capacité sensorielle de tolérance à l'inconfort associé à l'étirement du muscle ou de l'augmentation du nombre de sarcomère en série et de la viscoélasticité et une diminution de la rigidité du muscle et des tissus conjonctifs.
--	---

SYSTEMATIC REVIEW

Influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults: Systematic review and meta-analysis

Diulian M. Medeiros, PT, Anelize Cini, PT, Graciele Sbruzzi, PT, ScD, and [Cláudia S. Lima, PT, ScD](#)

Physical Therapy Course, Federal University of Rio Grande do Sul, Porto Alegre, Brazil

ABSTRACT

The aim of the current study was to investigate the influence of static stretching on hamstring flexibility in healthy young adults by means of systematic review and meta-analysis. The search strategy included MEDLINE, PEDro, Cochrane CENTRAL, EMBASE, LILACS, and manual search from inception to June 2015. Randomized and controlled clinical trials studies that have compared static stretching to control group, and evaluated range of motion (ROM), were included. On the other hand, studies that have worked with special population such as children, elderly people, athletes, and people with any dysfunction/disease were excluded, as well as articles that have used contralateral leg as control group or have not performed static stretching. The meta-analysis was divided according to three types of tests. Nineteen studies were included out of the 813 articles identified. In all tests, the results favored static stretching compared to control group: passive straight leg raise (12.04; 95% CI: 9.61 to 14.47), passive knee extension test (8.58; 95% CI: 6.31 to 10.84), and active knee extension test (8.35; 95% CI: 5.15 to 11.55). In conclusion, static stretching was effective in increasing hamstring flexibility in healthy young adults.

ARTICLE HISTORY

Received 3 March 2015
Revised 16 September 2015
Accepted 21 September 2015

KEYWORDS

Hamstring; range of motion; systematic review

Introduction

Hamstring muscles are well known for their great tendency to shortening (Kerkhoffs, Wieldraaijer, Tsierevelt, and Dijk, 2013; Safran, Seaber, and Garrett, 1989), which is due to their multijoint condition, their tonic postural character, and considerable amount of tensional forces to which they are constantly submitted (Davis et al., 2005). The literature shows that lack of hamstring flexibility may result in major muscle imbalances, predisposing athletes to muscle injuries (Witvrouw et al., 2003), patellar tendinopathy, and patellofemoral pain (Harvard and Ronald, 2007; Jonhagen, Nemeth, and Eriksson, 1994; Witvrouw et al., 2000), as well as facilitating the development of low back pain (Alston et al., 1966; Biering-Sorensen, 1984; Jonhagen, Nemeth, and Eriksson, 1994; Witvrouw et al., 2000). Thereby, hamstring flexibility becomes an important matter in the context of physiotherapy.

Stretching has been a widespread technique to improve flexibility. There are many stretching techniques in which this goal may be achieved such as ballistic stretching, dynamic stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation (PNF), and static stretching (Jagers, Swank, Frost, and Lee, 2008; Manoel, Harris-Love, Danoff, and Miller, 2008). Static stretching has been the most widely used

strategy since it is relatively easy to perform, it does not require either too much time or effort, it has a low risk of injuries, and it has shown positive results in improving flexibility (Aquino et al., 2010; Ayala, Sainz de Baranda, De Ste Croix, and Santonja, 2013; Cipriani, Abel, and Pirwitz, 2003; Ford and McChesney, 2007; Marshall, Cashman, and Cheema, 2011; Rancour, Holmes, and Cipriani, 2009).

Nevertheless, there is no consensus in the literature regarding the optimal parameters of static stretching that should be applied in order to increase hamstring flexibility. Studies present different number of sets (Aquino et al., 2010; Covert, Alexander, Petronis, and Davis, 2010), duration of stretching (de Weijer, Gorniak, and Shamus, 2003; Halbertsma and Göeken, 1994; Wiemann and Hahn, 1997), length of training (Bandy, Irion, and Briggler, 1998; Cipriani, Abel, and Pirwitz, 2003; Marshall, Cashman, and Cheema, 2011), and ways to evaluate flexibility (Bandy and Irion, 1994; Davis et al., 2005; Waseem, Nuhmani, Ram, and Ahmad, 2009). These inconsistencies diminish the effectiveness of stretching and make it difficult to establish optimal static stretching training programs.

Hence, the aim of the current study was to investigate the influence of static stretching on hamstring flexibility

CONTACT Cláudia S. Lima, PT, ScD  claudia.lima@ufrgs.br  Federal University of Rio Grande do Sul, Rua Felizardo, 750 – sala 201a LAPEX, Bairro Jardim Botânico, CEP: 90690200, Brazil.

Color versions of one or more of the figures in the article can be found online at www.tandfonline.com/iptp.

© 2016 Taylor & Francis

in healthy young adults by means of systematic review and meta-analysis.

Methods

Data sources and searches

We searched the following electronic databases (from inception to June 2015): MEDLINE (accessed by PubMed), Physiotherapy Evidence Database (PEDro), The Cochrane Central Register of Controlled Trials (Cochrane CENTRAL), Centro Latino-Americano e do Caribe de Informação em Ciências da Saúde (LILACS), and EMBASE. In addition, we searched the references of published studies. The search was performed in June 2015 and comprised the following terms: “Muscle Stretching Exercises,” “Exercise, Muscle Stretching,” “Exercises, Muscle Stretching,” “Muscle Stretching Exercise,” “Range of Motion, Articular,” “Joint Range of Motion,” “Joint Flexibility,” “Flexibility, Joint,” “Range of Motion,” “Passive Range of Motion,” combined with a high sensitivity combination of words used in the search for randomized clinical trials (Robinson and Dickersin, 2002). We included publications in English, Spanish, and Portuguese. The complete search strategy used for the MEDLINE database is shown in Table 1 (Moher, Liberati, Tetzlaff, and Altman, 2009). Details for the other strategies used are available on request.

Table 1. Complete search strategy used for MEDLINE.

#1	(randomized controlled trial[pt] OR controlled clinical trial[pt] OR randomized controlled trials[mh] OR random allocation[mh] OR double-blind method[mh] OR single-blind method[mh] OR clinical trial[pt] OR clinical trials[mh] OR (“clinical trial”[tw]) OR ((singl*[tw] OR doubl*[tw] OR trebl*[tw] OR tripl*[tw]) AND (mask*[tw] OR blind*[tw])) OR (“latin square”[tw]) OR placebos[mh] OR placebo*[tw] OR random*[tw] OR research design[mh:noexp] OR follow-up studies [mh] OR prospective studies[mh] OR cross-over studies[mh] OR control*[tw] OR prospectiv*[tw] OR volunteer*[tw]) NOT (animal[mh] NOT human[mh])
#2	“Muscle Stretching Exercises”[Mesh] OR “Exercise, Muscle Stretching” OR “Exercises, Muscle Stretching” OR “Muscle Stretching Exercise” OR “Dynamic Stretching” OR “Stretching, Dynamic” OR “Isometric Stretching” OR “Stretching, Isometric” OR “Active Stretching” OR “Stretching, Active” OR “Static-Active Stretching” OR “Static Active Stretching” OR “Stretching, Static-Active” OR “Static Stretching” OR “Stretching, Static” OR “Passive Stretching” OR “Stretching, Passive” OR “Relaxed Stretching” OR “Stretching, Relaxed” OR “Static-Passive Stretching” OR “Static Passive Stretching” OR “Stretching, Static-Passive” OR “Ballistic Stretching” OR “Stretching, Ballistic” OR “Proprioceptive Neuromuscular Facilitation (PNF) Stretching”
#3	“Range of Motion, Articular”[Mesh] OR “Joint Range of Motion” OR “Joint Flexibility” OR “Flexibility, Joint” OR “Range of Motion” OR “Passive Range of Motion” OR “muscle length
#4	#1 AND #2 AND #3

Studies selection

We included randomized clinical trials and controlled clinical trials that assessed the influence of static stretching (passive or active) compared to a control group (no intervention) and evaluated hamstring flexibility in healthy young adults. The following exclusion criteria were used: (1) samples comprised of people with any disease/dysfunction; (2) samples formed by athletes; (3) samples of people under 18 or over 40 years old; (4) non-application of static stretching; (5) no assessment of range of motion (ROM); and (6) contralateral leg used as control group. Two investigators, in duplicate, independently evaluated titles and abstracts of all articles identified by the search strategy. All abstracts that did not provide sufficient information regarding the inclusion and exclusion criteria were selected for full-text evaluation. In the second phase, the same reviewers independently evaluated the full-text articles and made their selection in accordance with the eligibility criteria. Disagreements between reviewers were solved by consensus or through a third person review.

Data extraction

Using standardized forms, the same two reviewers independently conducted data extraction with regard to the methodological characteristics of the studies, interventions, participants, and outcomes; disagreements were also solved by consensus. The main outcome extracted was ROM.

Quality assessment

Study quality assessment included adequate sequence generation, allocation concealment, blinding of outcome assessors, use of intention-to-treat analysis, and description of losses and exclusions. Use of intention-to-treat analysis was considered as a confirmation on study assessment that the number of participants randomized and the number analyzed were identical, except for patients lost to follow-up or who withdrew consent for study participation. Studies without a clear description of these characteristics were considered as unclear or not reporting the latter. The same two reviewers independently performed quality assessment.

Data synthesis and analysis

Pooled-effect estimates were obtained by post-intervention values. Calculations were performed using a random-effects method. A p -value ≤ 0.05 and confidence interval of 95% (95% CI) were considered statistically significant. Statistical heterogeneity of the treatment effects among

studies was assessed using Cochran's Q test and the inconsistency I^2 test, in which values above 25% and 50% were considered indicative of moderate and high heterogeneity, respectively (Higgins, Thompson, Deeks, and Altman, 2003). All analyses were conducted using Review Manager version 5.2. Because of the different techniques used to evaluate ROM, it was necessary to separate the studies for the meta-analysis according to three types of test: (1) passive straight leg raise; (2) passive knee extension (full knee extension as 0°); and (3) active knee extension (90° knee flexion as 0°). We explored heterogeneity between studies by re-running the meta-analyses removing one paper at a time to check whether some individual study explained heterogeneity. Sensitivity analysis could not be performed since we were unable to find subgroups of studies that could provide relevant clinical information within the analyses performed.

Results

Description of studies

The search strategy yielded 813 articles, among which 58 studies were considered as potentially relevant and retrieved for detailed analysis. Nineteen of these studies met the eligibility criteria and were included in the systematic review ($n = 689$). Figure 1 shows the flow diagram of the studies included in this review and Table 2 summarizes the characteristics of these studies.

Risk of bias

Of the studies included in the systematic review, 26.3% presented an adequate sequence generation, none presented reported allocation concealment; 42.1% had blinded assessment of outcomes; 36.8% described losses to follow-up and exclusions; and 63.1% of the studies used the intention-to-treat principle for statistical analyses (Table 3).

Effects of interventions

Range of motion

The quantitative analysis of the ROM was carried out grouping the articles that have used the same ROM assessment technique, as described above.

Passive straight leg raise test

Eight studies (Ayala and de Baranda Andújar, 2010; Ayala et al., 2013; Cipriani et al., 2012; Gajdosik, 1991; Gribble, Guskiewicz, Prentice, and Shields, 1999; Halbertsma and Göeken, 1994; Marshall, Cashman, and Cheema, 2011; Wiemann and Hahn, 1997) ($n = 291$) evaluated the influence of the static stretching on the ROM, using as evaluation method the passive straight leg raise test. We observed that static stretching provides higher gain in ROM compared to the control group (12.04° ; 95% CI: 9.61 to 14.47; I^2 : 2%) (Figure 2).

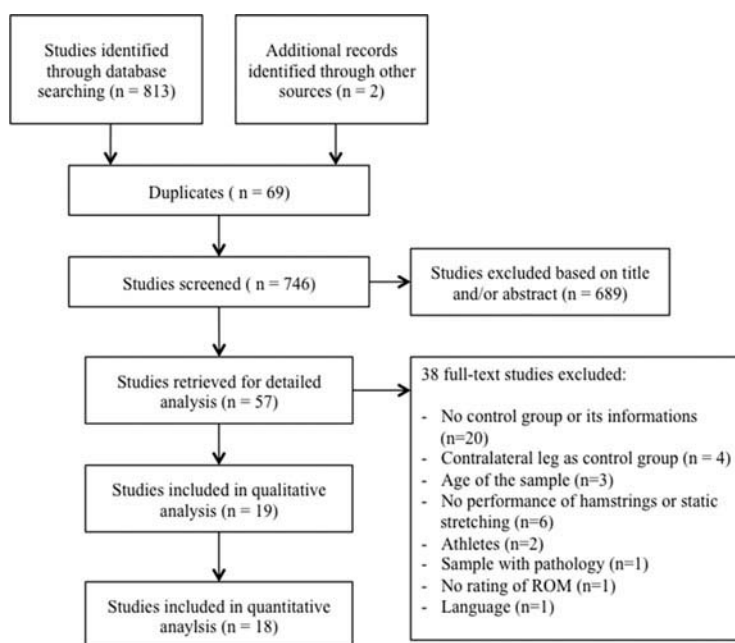


Figure 1. Flowchart of studies included in the review.

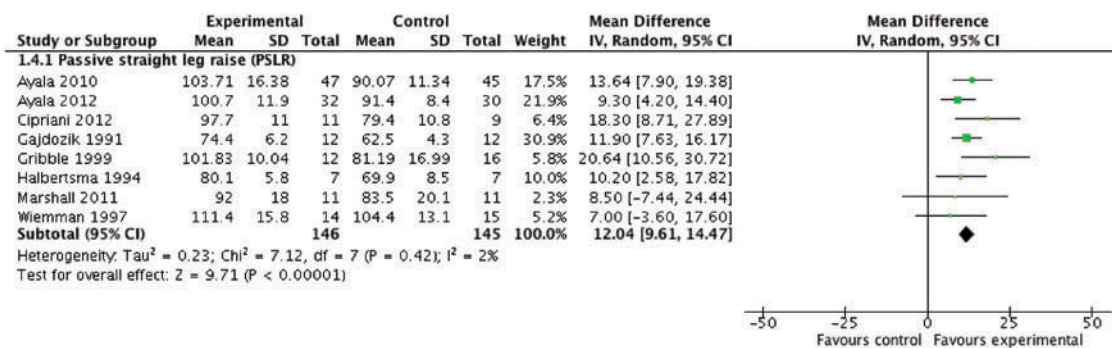
Table 2. Characteristics of included studies.

Study	Subjects/mean age $\pm$ SD	Technique	Outcome	Duration	Protocol
Ayala and de Baranda Andújar (2010)	150/21.3 $\pm$ 2.5	Static stretching active	PSLR	6 $\times$ 30 s	12 weeks, 3/weeks
Ayala et al. (2013)	138/21.9 $\pm$ 1.7	Static stretching active	PSLR	6 $\times$ 30 s—rest 20 s	12 weeks, 3/weeks
Bandy and Irion (1994)	57/26.5 $\pm$ 5.3	Static stretching	PKE	1 $\times$ 30 s	6 weeks, daily
Bandy et al. (1997)	93/26.2 $\pm$ 5.1	Static stretching	PKE	1 $\times$ 30 s	6 weeks, daily
Bandy et al. (1998)	58/26.2 $\pm$ 5.7	Static stretching	PKE	1 $\times$ 30 s	6 weeks, daily
Cipriani et al. (2012)	53/24 $\pm$ 5.5	Static stretching	PSLR	2 $\times$ 30 s—rest 10 s	4 weeks, 3/weeks
Covert et al. (2010)	32/21.6 $\pm$ 2.7	Static stretching	PKE	1 $\times$ 30 s	4 weeks, 3/weeks
Ford and McChesney (2007)	32/22.1 $\pm$ 3.0	Static stretching	AKE	5 $\times$ 30 s—rest 10 s	Acute effect
Gajdosik (1991)	24/25.3 $\pm$ 5.6	Static stretching	AKE and SLR	10 $\times$ 15 s—rest 15 s	3 weeks, daily
Gribble et al. (1999)	42/19.67 $\pm$ 1.55	Static stretching	AKE and PSLR	4 $\times$ 30 s—rest 30 s	6 weeks, 3/weeks
Halbertsma and Göeken (1994)	14/27.2 $\pm$ 5.3	Passive stretching	PSLR	10 min (twice a day)	4 weeks, daily
Li et al. (1996)	39/29.3 $\pm$ 3.5	Static stretching	AKE and PSLR	10 $\times$ 15 s—rest 15 s	3 weeks, daily
Lim et al. (2014)	48/22.25 $\pm$ 2.29	Static stretching	AKE	1 $\times$ 30 s	Acute effect
Marshall et al. (2011)	22/22.7 $\pm$ 3.8	Passive stretching	PSLR	3 $\times$ 30s—4 stretchings	4 weeks, 5/weeks
Milazotto et al. (2009)	25/21 $\pm$ 4	Static stretching	AKE	10 $\times$ 30 s	6 weeks, 3/weeks
O'Hara et al. (2011)	45/25 $\pm$ 2.8	Static stretching	PKE	1 $\times$ 30 s	acute effect
Rancour, Terry, Holmes and Cipriani (2010)	20/Not informed	Static stretching	PSLR	1 $\times$ 30 s (twice a day)	4 weeks, daily
de Weijer et al. (2003)	56/25.2 $\pm$ 3.1	Static stretching	AKE	3 $\times$ 30—rest 10 s	Acute effect
Wiemann and Hahn (1997)	69/Not informed	Static stretching	PSLR	3 $\times$ 15—3 stretchings	Acute effect

PSLR, Passive straight leg raise; PKE, Passive knee extension; AKE, Active knee extension.

Table 3. Risk of bias of included studies.

Study	Adequate sequence generation	Allocation concealment	Blinding of outcomes assessors	Description of losses and exclusions	Intention-to-treat analysis
Ayala and de Baranda Andújar (2010)	Not informed	Not informed	Yes	Not informed	Yes
Ayala et al. (2013)	Yes	Not informed	Yes	Yes	No
Bandy and Irion (1994)	Not informed	Not informed	Yes	Yes	No
Bandy et al. (1997)	Not informed	Not informed	Not informed	Yes	No
Bandy et al. (1998)	Not informed	Not informed	Yes	Not informed	Yes
Cipriani et al. (2012)	Not informed	Not informed	Yes	Yes	No
Covert et al. (2010)	Yes	Not informed	Yes	Yes	No
Ford and McChesney (2007)	Not informed	Not informed	Not informed	Not informed	Yes
Gajdosik (1991)	Not informed	Not informed	Not informed	Not informed	Yes
Gribble et al. (1999)	Not informed	Not informed	Not informed	Yes	Yes
Halbertsma and Göeken (1994)	Not informed	Not informed	Not informed	Yes	No
Li et al. (1996)	Not informed	Not informed	Not informed	Not informed	Yes
Lim et al. (2014)	Yes	No	Not informed	Not informed	Yes
Marshall et al. (2011)	Not informed	No	Not informed	Not informed	Yes
Milazotto et al. (2009)	Not informed	Not informed	Yes	No	No
O'Hara et al. (2011)	Yes	Not informed	Not informed	Not informed	Yes
Rancour et al. (2010)	Yes	Not informed	Not informed	Not informed	Yes
de Weijer et al. (2003)	Yes	Not informed	Yes	Not informed	Yes
Wiemann and Hahn (1997)	Not informed	Not informed	Not informed	Not informed	Yes

**Figure 2.** Analysis of passive straight leg raise test.

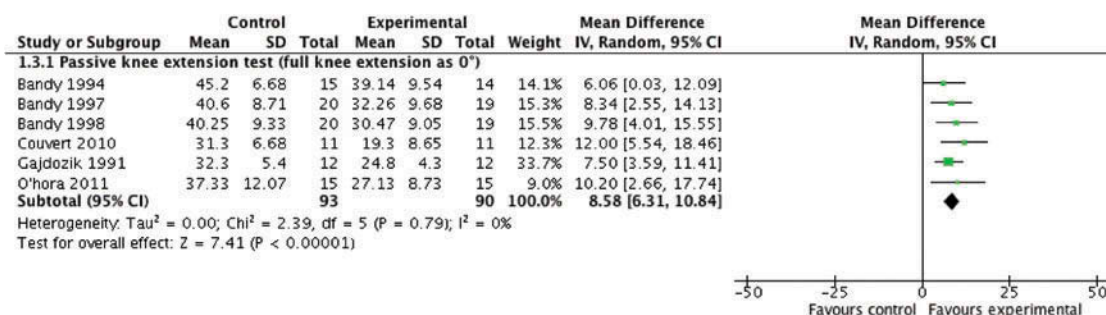


Figure 3. Analysis of passive knee extension test.

Passive knee extension test

Six studies (Bandy and Irion, 1994; Bandy, Irion, and Briggler, 1997; Bandy, Irion, and Briggler, 1998; Covert, Alexander, Petronis, and Davis, 2010; Gajdosik, 1991; O'Hora et al., 2011) ($n = 183$) evaluated the influence of static stretching on the ROM, using as evaluation method the passive knee extension test. Static stretching provides higher gain in ROM compared to the control group (8.58; 95% CI: 6.31 to 10.84; I^2 : 0%) (Figure 3).

Active knee extension test

Five studies (de Weijer, Gorniak, and Shamus, 2003; Ford and McChesney, 2007; Gribble, Guskiewicz, Prentice, and Shields, 1999; Lim, Nam, and Jung, 2014; Millazoto, Corazzina, and Liebano, 2009) ($n = 184$) evaluated the influence of the static stretching on the ROM, using active knee extension test (knee flexion 90° considered as 0°). However, only four studies were suitable for meta-analysis (de Weijer, Gorniak, and Shamus, 2003; Ford and McChesney, 2007; Gribble, Guskiewicz, Prentice, and Shields, 1999; Millazoto, Corazzina, and Liebano, 2009) ($n = 136$). We observed that static stretching provides higher gain in ROM compared to the control group (8.35°; 95% CI: 5.15 to 11.55; I^2 : 0%) (Figure 4).

Discussion

This systematic review and meta-analysis' findings elicit that regardless of the parameters used, static stretching was effective in increasing hamstring flexibility in healthy young adults compared to a control group (no stretching). However, there was no consensus in the literature about optimal static stretching parameters to enhance hamstring flexibility.

The mechanisms responsible for increasing muscle length after stretching are not completely understood (Weppeler and Magnusson, 2010). The improvements in ROM observed after static stretching training might be explained by the fact that in static stretching there is a great possibility of increasing the number of sarcomeres in series (muscle length) due to longer exposure to the stresses generated in the specific degree of stretching, which remains constant (Bandy and Sanders, 2001). In addition, stretching increases viscoelasticity and decreases stiffness of muscular and connective tissues (Halbertsma, Van Bolhuis, and Göken, 1996; Magnusson, Simonsen, Aagaard, and Kjaer, 1996), which enhances muscular extensibility. Nonetheless, many studies (Ben and Harvey, 2010; Folpp, Deall, Harvey, and Gwinn, 2006; Konrad and Tilp, 2014; Law et al., 2009) have refuted the existence of muscular mechanical adaptation after static stretching. Instead,

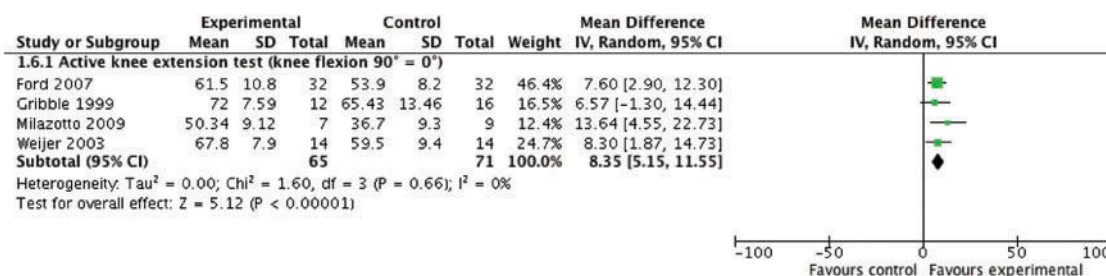


Figure 4. Analysis of active knee extension test (knee flexion 90° considered as 0°).

AUTEUR	Pierre Portero, Peter McNair
TITRE	Les étirements musculo-tendineux : des données scientifiques à une pratique raisonnée
TYPE DE DOCUMENT	Article
SOURCE	Kinésithérapie La Revue
DATE DE PARUTION	2015
NOMBRE DE PAGES	pp. 32-40 : 9 pages
PLAN DE L'ARTICLE	1. Résumé 2. Longueur du complexe muscle-tendon et extensibilité 3. Raideur transversale 4. Vitesse d'étirement 5. Activation musculaire lors des étirements 6. Energie élastique 7. Etirements statiques versus cycliques 8. Temps de maintien 9. Nombre de répétitions 10. Durée des adaptations 11. Effets sur la performance motrice 12. Indications
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : Amplitude articulaire, effet chronique, effet immédiat, étirement, raideur
	Eléments détaillés : Cet article étudie les modalités des étirements : la vitesse, le nombre de répétitions, le type. Il s'intéresse également aux causes physiologiques permettant un gain d'amplitude. L'ensemble des études montre que l'amplitude du mouvement est augmentée juste après étirement et après un long programme d'étirement, cependant, l'ampleur de ces modifications est très variables. L'évolution des paramètres mécaniques des structures étudiées pourrait être justifiée par l'augmentation de la longueur et du glissement des fibres de collagène entre elles. <u>Longueur du complexe muscle-tendon et extensibilité</u> Un gain d'extensibilité peut provenir d'une diminution de la raideur musculaire ou d'une augmentation de la longueur du muscle. Un décalage de la courbe tension-longueur vers la droite traduit un gain de longueur du muscle et une diminution de la raideur à tension fixée tandis qu'une prolongation de la courbe provient d'une plus grande tolérance à l'étirement de la part du patient.

Raideur transversale

L'élastographie impulsionnelle permet d'évaluer la raideur musculaire locale.

Deux études mettent en évidence un lien entre la raideur transversale et la raideur classique, ainsi, le réseau de tissu conjonctif doit être pris en compte dans les modifications induites par les étirements.

Vitesse d'étirement

Plus la vitesse est élevée, plus la résistance maximale et la raideur des structures musculo-tendineuses sont importantes. Donc les étirements trop rapides sont à éviter.

Activation musculaire lors des étirements

Lors des premiers étirements, les réponses EMG apparaissent aux alentours de 80 % de l'amplitude maximale mais cette activité diminue au fil des séances.

Energie élastique

Le phénomène de stockage-réstitution de l'énergie élastique est essentiel lors de certains exercices comme le saut. Son efficacité dépend des caractéristiques des fibres de collagènes.

Etirements statiques versus cycliques

L'étirement statique est plus efficace pour diminuer la résistance passive en fin d'amplitude tandis que les mouvements passifs répétés permettent une diminution plus importante de la raideur.

Temps de maintien

Le couple passif résistant décroît au cours du temps de façon non linéaire. Le temps de maintien doit permettre la plus grande diminution du couple dans le temps le plus court. L'étirement le plus économique est de 30 secondes même si un étirement plus long peut être bénéfique dans certains cas.

Nombre de répétitions

Les changements les plus marqués du couple passif et de l'amplitude du mouvement surviennent lors des premiers étirements. Ils sont dus à un réarrangement structurel des ponts actine-myosine,

	à une adaptation des fibres de collagène, aux mouvements liquidiens et internes aux tissus, mais ne sont que transitoires. C'est pourquoi la répétition des étirements est nécessaire pour une évolution permanente. <u>Durée des adaptations</u> L'évolution des paramètres mesurés : amplitude articulaire, raideur, énergie absorbée, propriétés dissipatives est due à une augmentation de la tolérance à l'étirement et à des modifications structurales. Ces dernières regroupent l'adaptation des filaments de titine et leurs connections, l'augmentation de la longueur des sarcomères puis l'ajout de nouveaux sarcomères lorsque le seuil global de l'étirement est atteint, si la vitesse d'étirement est suffisamment basse. <u>Effets sur la performance motrice</u> L'étirement réalisé immédiatement après une contraction maximale diminue la capacité maximale du muscle étiré. Les modifications de l'activité musculaire sont attribuées à la diminution des paramètres mécaniques passifs et à des facteurs neuromusculaires. <u>Indications</u> Le stretching est conseillé dans le cas des situations de diminution de la demande fonctionnelle, pour les personnes âgées afin d'améliorer leurs capacités fonctionnelles, pour les athlètes présentant des amplitudes articulaires insuffisantes. La diminution de la raideur du système musculo-tendineux permet aussi de limiter le risque lésionnel. Cependant certains sportifs possédant déjà l'amplitude nécessaire à la pratique de leur discipline n'ont pas besoin d'être étirés et en fait, les étirements pourraient nuire à leur capacité.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	

Les étirements musculo-tendineux : des données scientifiques à une pratique raisonnée



Stretching: From scientific data to a reasoned practice

^aEA Bioingénierie, Tissus et Neuroplasticité - EA 7377, Université Paris-Est, 94000 Créteil, France

^bService de Rééducation Neuro-orthopédique, Hôpital Rothschild, AP-HP, 5, rue Santerre, 75571 Paris cedex 12, France

^cHealth and Rehabilitation Research Institute, Auckland University of Technology, Private Bag, 92006 Auckland 1, Nouvelle-Zélande

Pierre Portero^{a,b}
Peter McNair^c

Reçu le 19 juin 2015 ; accepté le 22 juin 2015

RÉSUMÉ

La réalisation d'un grand nombre d'activités de la vie quotidienne, professionnelle et sportive, est conditionnée par la capacité à atteindre des amplitudes de mouvements importantes, cette capacité dépend de l'extensibilité du système musculo-articulaire. Dans le cadre de la programmation de l'entraînement sportif et de la rééducation, les étirements musculo-tendineux sont souvent préconisés pour maintenir ou améliorer l'amplitude articulaire et diminuer la raideur. Cependant la prescription idéale, les modalités d'application et les effets immédiats et à moyen et long termes font encore débat. Cet article porte sur les modalités et les effets induits par les étirements, comme les effets de la vitesse d'étirement, le nombre de répétitions réalisées et l'influence du type d'étirements. Il fournit également des éléments de compréhension sur les mécanismes physiologiques pouvant être associés à l'augmentation de l'amplitude du mouvement et aux modifications de paramètres biomécaniques après étirements.

Niveau de preuve. – NA.

© 2015 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

SUMMARY

The ability to move efficiently through a large range of motion is essential for the successful completion of numerous tasks in daily living, work and sports. Stretching exercises are often advocated to maintain and improve range of motion. Although stretching is an important part of many sport and rehabilitation programs, the ideal prescription for promoting improvements in range of motion and decreases in stiffness remains unknown. This paper examines the techniques for assessing tissue changes associated with stretching, the effect of different speeds of stretching, the number of repetitions to perform and the influence of different types of stretching. It also provides comment upon the physiological mechanisms thought to be associated with improvements in range of motion and biomechanical parameters after stretching.

Level of evidence. – NA.

© 2015 Elsevier Masson SAS. All rights reserved.

Mots clés

Amplitude articulaire
Effet chronique
Effet immédiat
Étirement
Raideur

Keywords

Range of motion
Chronicle effect
Acute effect
Stretching
Stiffness

Auteur correspondant :

P. Portero,
EA Bioingénierie, Tissus et
Neuroplasticité - EA 7377,
Université Paris-Est, 94000
Créteil, France.
Adresse e-mail :
pierre.portero@u-pec.fr

DOIs des articles originaux :

<http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2015.07.002>

<http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2015.06.008>

<http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2015.07.001>

<http://dx.doi.org/10.1016/j.kine.2015.06.009>

© 2015 Elsevier Masson SAS. Tous droits réservés.

Note de la rédaction

Cet article fait partie d'un ensemble indissociable publié dans ce numéro sous forme d'un dossier nommé « Les étirements musculo-tendineux : vérités et réalités d'experts » et composé des articles suivants :

- Gedda M. Les étirements musculo-tendineux : vérités et réalités d'experts. Kinesither Rev 2015; 15 (164–165).
- Portero P, Farcy S, Rabita G. Évaluation de l'extensibilité du système musculo-articulaire humain *in vivo*. Kinesither Rev 2015; 15 (164–165).
- Portero P, McNair P. Les étirements musculo-tendineux : des données scientifiques à une pratique raisonnée. Kinesither Rev 2015; 15 (164–165).
- Geoffroy C. Méthodes et positions d'étirements : logique, précision et individualisation pour plus d'efficacité. Kinesither Rev 2015; 15 (164–165).

Classiquement, les effets des étirements sont quantifiés par des mesures goniométriques de l'amplitude articulaire. L'ensemble des études [1] montre que l'amplitude du mouvement est augmentée juste après étirement (effets immédiats) et après un programme d'étirements de plusieurs semaines ou mois (effets chroniques), cependant l'ampleur de ces modifications, particulièrement à long terme, est très variable.

Ces dernières années, l'utilisation des dynamomètres isocinétiques [voir article précédent de ce dossier] en mesurant le couple passif, c'est-à-dire la résistance passive du système musculo-articulaire, sur la quasi-totalité ou la totalité de l'amplitude articulaire, a permis d'améliorer considérablement les connaissances sur les étirements et leurs effets. Par la suite, les mesures échographiques couplées aux mesures dynamométriques, en dissociant les différents composants du complexe muscle-tendon ont permis une évaluation plus précise des effets des étirements.

Comme nous l'avons vu dans l'article précédent de ce dossier, ce sont les articulations de la cheville et du genou qui ont été les plus souvent étudiées, sur des amplitudes allant de 80 à 100 % de l'amplitude maximale du mouvement. La relation couple passif–angle articulaire obtenue se caractérise par une zone non linéaire en début de mouvement où le couple résistant à l'allongement est faible. Durant cette période les fibres de collagène se déplissent. Par la suite, le couple résistant augmente considérablement et la relation couple passif–angle devient plus linéaire. En effet, il a été montré que les fibres de collagène qui sont « ondulées » lorsqu'elles sont au repos, s'alignent dans la direction de la contrainte lorsque le muscle est étiré [2,3]. Puisque les structures de collagène participent au couple passif développé par le SMA en résistance à l'étirement, ce réarrangement structurel pourrait au moins en partie expliquer les modifications de propriétés mécaniques observées à la suite de protocoles d'étirements.

L'augmentation de la longueur et du glissement des fibres de collagène entre elles et la redistribution de molécules mobiles (libres) et des fluides dans les tissus sont probablement responsables des modifications observées dans cette région.

Dans les tests couplant mesures dynamomètres et échographiques, les variables d'intérêt sont typiquement la force maximale, la raideur, et l'énergie passive absorbée (surface sous la courbe couple–angle). Souvent, les chercheurs [4] choisissent une région particulière de la relation couple–angle pour mesurer la raideur et l'énergie passive absorbée (e.g. : à la fin, à 10 ou à 50 % de l'amplitude maximale du mouvement). Certains chercheurs [5] se sont intéressés aux forces enregistrées lors du retour à la position articulaire de départ. Ainsi, ils explorent l'hystérésis et peuvent calculer l'énergie perdue dans le système.

Plus récemment, quelques auteurs [6] ont calculé, à partir de ces courbes, des coefficients d'amortissement associés aux propriétés visqueuses de ces tissus, ces coefficients reflètent les propriétés des muscles pour absorber les chocs.

LONGUEUR DU COMPLEXE MUSCLE-TENDON ET EXTENSIBILITÉ

Concernant les effets immédiats observés après une séance d'étirements (e.g. : 3 × 30 secondes d'étirements), des modifications de la forme de la courbe couple–angle ont été notées. Cependant, ces modifications ne sont pas constantes d'une étude à l'autre. L'augmentation de l'extensibilité musculaire est montrée par l'augmentation de l'amplitude articulaire maximale. Cette augmentation d'extensibilité peut être attribuée à une simple diminution de la raideur musculaire ou bien à une augmentation de la longueur du muscle.

Généralement, trois variations sont décrites (Fig. 1) :

- la courbe peut glisser d'un côté ou de l'autre en fonction des caractéristiques dimensionnelles du complexe muscle-tendon. S'il s'agit d'un muscle plus court, elle glisse vers la gauche, indiquant une longueur plus faible pour un même niveau de tension. Une augmentation de longueur du muscle se traduit par un glissement vers la droite, et cette réponse est indicative d'une diminution de la raideur et d'une augmentation de la longueur du complexe muscle-tendon (via l'amplitude articulaire) pour un niveau de tension donné [7] ;
- la courbe se prolonge. L'extensibilité musculaire peut aussi augmenter sans modification de longueur ou de raideur, simplement par augmentation de la tension appliquée (Fig. 2). Le couple et l'angle augmentent mais la relation entre ces variables ne change pas. Cette réponse a été attribuée à la modification de notre tolérance à l'étirement [8]. Cette hypothèse a été confirmée récemment par une étude couplant mesures dynamométriques et échographiques [9] ;
- la courbe glisse vers la droite dans la première moitié du mouvement, mais vers la fin du mouvement il y a une augmentation de la résistance au mouvement. Cette réponse peut être attribuée aux modifications de viscosité et de capacité dissipative au sein des tissus [6].

Grâce à l'échographie, il a été montré que les niveaux d'étirement sont différents entre le muscle, l'aponévrose et le tendon. Les muscles de la jambe sont le plus souvent explorés, l'articulation de la cheville est placée en position neutre et le sujet réalise une contraction isométrique. L'étirement des tissus est étudié lors de la contraction.

Cependant les résultats de ces études ne sont pas toujours convergents, dans certains cas, c'est l'aponévrose qui est plus

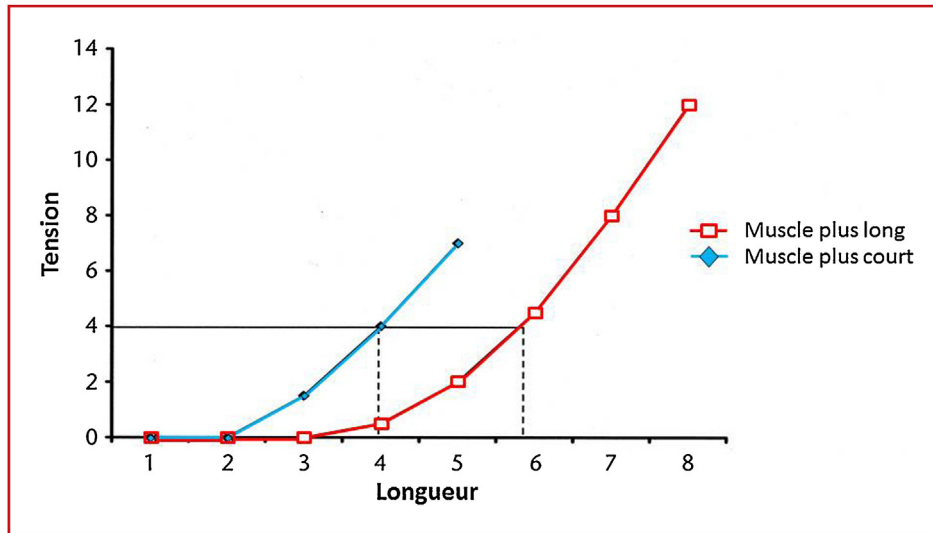


Figure 1. Modèle de glissement de la relation longueur-tension passive. Quand une modification de la longueur du muscle se produit, il y a déplacement de l'ensemble de la courbe longueur-tension passive. Pour un muscle plus court, la courbe se déplace vers la gauche (petite longueur du muscle pour un niveau de force de traction passive donné). Pour un muscle plus long, la relation se déplace vers la droite (grande longueur du muscle pour le même niveau de force de traction passive). Remarque : les valeurs numériques sont en unités arbitraires ; ces courbes sont des représentations théoriques.
D'après Weppeler et Magnusson, 2010 [7].

tendue que le tendon ; dans d'autres cas c'est l'inverse, ou encore aucune différence de tension n'est mise en évidence dans ces différents tissus.
Il est évident que l'intensité de la charge (force ou couple) appliquée au tendon influence l'amplitude du mouvement observée au niveau du tendon. Par exemple, des réductions de raideur tendineuse ont été observées après étirements induits par des contractions isométriques [10].

Cependant, quand le mouvement passif est utilisé pour étirer le tendon, les forces sont beaucoup plus basses et il est moins évident d'observer une modification de la longueur de tendon [11].
Enfin, des différences liées au sexe ont été observées immédiatement après une séance d'étirement. Par exemple, Burgess et al. [12] ont rapporté des diminutions significativement plus importantes de la raideur du tendon du gastrocnemius

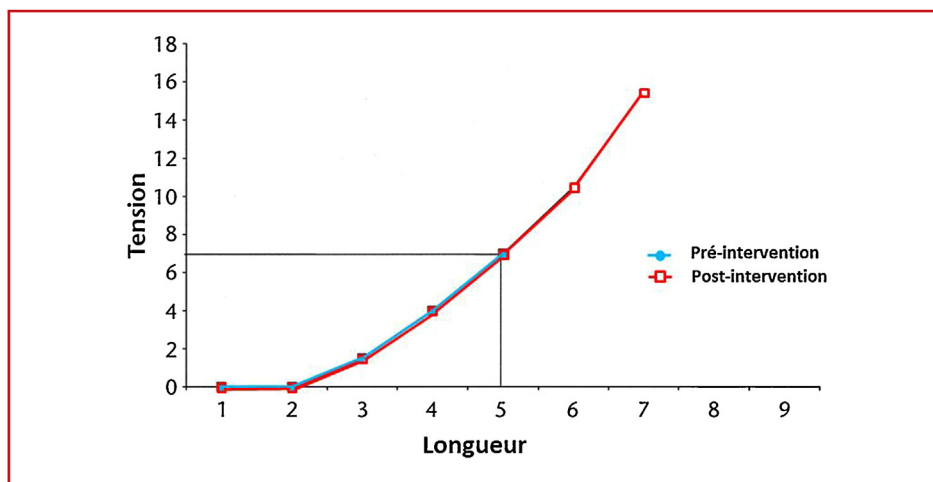


Figure 2. Modèle « non glissant » de la relation longueur-tension passive. Quand la longueur du muscle n'est pas modifiée après étirement (post-intervention), la relation longueur-tension passive ne glisse pas, et la tension nécessaire pour obtenir la même longueur du muscle (pré-intervention) reste inchangée. Dans les études humaines *in vivo*, le critère d'arrêt est déterminé par le sujet (notion de tolérance à l'étirement). Le prolongement de la relation (post-intervention) peut être attribué à des modifications sensorielles. Remarque : les valeurs numériques sont en unités arbitraires ; la courbe est une représentation théorique.
D'après Weppeler et Magnusson, 2010 [7].

AUTEUR	C. W. SPOOR, J. L. VAN LEEUWEN
TITRE	Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel
TYPE DE DOCUMENT	Article
SOURCE	Journal of Biomechanics
DATE DE PARUTION	1992
NOMBRE DE PAGES	6 pages
PLAN DE L'ARTICLE	1. Introduction 2. Matériels et méthodes 3. Résultats 4. Discussion 5. Conclusions
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés :
	Eléments détaillés : ◦ Résumé : L'IRM est utilisée pour obtenir une estimation des bras de levier. Un genou est scanné pendant 5 postures de flexion successives et en même temps la position des tendons sur les muscles tendus est notée. L'IRM permet d'obtenir avec les images les centres de rotation. Le bras de levier est calculé du centre de rotation au tendon. De façon plus fiable, nous pouvons le calculer en faisant le quotient de l'allongement du tendon par rapport à l'augmentation de l'angulation articulaire. Cependant l'IRM ne peut pas calculer la distribution de force dans les tissus tendus. Il existe donc une incertitude (qui peut aller jusqu'à 30%) sur des bras de levier pour une petite gamme d'angulation articulaire. Pour le tractus, le bras de levier ne peut pas être estimé par l'IRM, ni par le quotient précédent, à cause de la déformabilité et des liens avec le fascia lata. ◦ Introduction : Il existe une incertitude sur les bras de levier par cette méthode à cause des segments squelettiques indistincts : par exemple, lorsqu'un tendon exerce des forces latérales sur des tissus mous reliés aux 2 côtés de l'articulation. L'influence du tendon est en réalité plus complexe que juste le cas d'un élastique reliant un écart entre des corps articulés rigides. Mais la 2^{ème} méthode, en mesurant l'élongation du tendon, n'est pas applicable sur un humain vivant. L'objectif est donc d'utiliser l'IRM pour estimer les bras de levier et les évaluer en les comparant avec ceux obtenus en estimant l'élongation du tendon. ◦ Matériels et méthodes : Etude faite sur la jambe droite d'une femme de 89 ans embaumée. Le muscle droit fémoral a été détaché pour calculer son moment de force pour la deuxième méthode. Il est positionné dans une machine telle que pour une tension donnée, de l'ordre de 40 N, l'élongation du tendon soit mesurée. Les positions

	correspondent à un angle de flexion de l'articulation du genou de 0° à $101,25^{\circ}$, avec un pas de $11,25^{\circ}$, de façon à ce que seule la rotation axiale soit permise. Pour l'IRM, seulement 5 angles de flexion en degrés : 0 ; 22,5 ; 45 ; 67,5 ; 90. Les photos permettent d'identifier le centre de rotation. Le calcul, légèrement plus complexe pour le droit fémoral suppose une situation idéale : pas de déformation de l'os, pas de frottement et les ligaments de longueur constante. L'élongation du tendon a été calculée pour les 4 intervalles entre les 5 positions successives de la flexion du genou, permettant l'obtention du bras de levier moyen sur les intervalles. Un jour après l'IRM, l'élongation du tendon a été calculée pour les 10 positions successives sur le montage. ◦ Discussion : Concernant le muscle droit fémoral, les deux méthodes obtiennent les mêmes résultats pour les bras de levier à part en fin d'extension car l'axe de flexion change ou parce que d'autres tissus sont impliqués en fin d'extension comme le quadriceps. Le bras de levier calculé par l'IRM est donc trop élevé par rapport à l'autre méthode. Les courbes des bras de levier atteignent leur maximum pour des faibles angles de flexion de genou. Pour le fascia lata, le bras de levier ne peut pas être calculé par l'IRM car il dépend des attaches du tendon avec d'autres tissus.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	

TECHNICAL NOTE

KNEE MUSCLE MOMENT ARMS FROM MRI AND FROM TENDON TRAVEL

C. W. SPOOR* and J. L. VAN LEEUWEN†

*Biomaterials Research Group, School of Medicine, Leiden University, Building 55, Rijnsburgerweg 10, NL-2333 AA Leiden, The Netherlands and †Neuroregulation Group, Department of Physiology, Leiden University, P. O. Box 9604, NL-2300 RC Leiden, The Netherlands

Abstract—We tested magnetic resonance imaging (MRI) as a means to collect geometric data for moment arm estimation. A knee specimen in five successive flexion postures was scanned by MRI, while simultaneously tendon positions of loaded muscles were measured (long head of biceps femoris, lateral and medial gastrocnemius, gracilis, rectus femoris, sartorius, semimembranosus, semitendinosus, and tensor fasciae latae). Discrete rotation centres were derived from MRI pictures. Moment arms were estimated as the distances from these centres to the tendons. The ratio of tendon travel over the increment of joint angulation was the alternative, more reliable estimate of the moment arm.

An important principal shortcoming of MRI is the impossibility of accounting for force distribution in taut tissue. As a consequence, for some muscles, considerable inaccuracies in moment arm estimation are found in a relatively small range of joint angulation (up to about 30% for the rectus femoris and semimembranosus).

For the tensor fasciae latae, the moment arm cannot be estimated by MRI, while the estimate by tendon travel is unreliable owing to the deformability and attachments of the fascia lata.

INTRODUCTION

Muscles at joints can generate angulation through moments. The moment is linked to the muscle force by the moment arm, which is a generally used parameter in static and dynamic models. Since the moment arm is defined as the distance from the rotation centre or axis to the muscle line of pull, a 3D morphometric reconstruction could produce the desired parameter. In practice, however, several structural qualities can hinder a straightforward application of the definition. Skeletal segments are often not distinct, for instance, when a tendon exerts sideways forces on fascias, retinacula, or other soft tissues that are connected to both sides of a joint. The influence of the tendon force is then more complex than in the case of a simple string spanning a gap between articulating rigid bodies. Alternatively, a moment arm can be calculated as the derivative of tendon travel to joint angulation. It is often preferred in specimen studies (Spoor *et al.*, 1990) as it lumps together various structural peculiarities into a relatively simple relationship. Tendon travel in humans cannot be measured *in vivo* for ethical reasons.

Magnetic resonance imaging (MRI) is, as far as known, a harmless method for morphometrics *in vivo*. The objective of our study is to evaluate muscle moment arms at the knee estimated from MRI recordings by comparing them with moment arms estimated from tendon travel. Using the latter technique for optimizing geometric analysis (e.g. MRI) was suggested by An *et al.* (1984).

We focused on the knee, because its main motion (flexion/extension) can easily be imposed on the joint in experiments, and because its complex kinematic behaviour (with a varying rotation axis) as compared to a simple hinge motion makes our findings about the MRI technique more relevant for joints in general. The application of MRI on an alternative joint of the lower extremity, the ankle joint, was analysed by Rugg *et al.* (1990).

MATERIALS AND METHODS

Specimen preparation

The embalmed right leg of an 89-year-old female was chosen for our study. The fibular length was 365 mm, the femur width between the epicondyles was 87 mm, and the anteroposterior depth of the medial and lateral femoral condyles was 65 and 66 mm, respectively. The body length was estimated at 156 cm. An embalmed specimen was used since it was impossible to do all the required time-consuming preparations (see below) on a fresh specimen. The embalming fluid contained per litre: 30 g chloral hydrate, 50 g sal Carlineum facticum, 75 cm³ formalin 36%, 50 cm³ ethanol 96%, 10 cm³ glycerol, and 10 cm³ phenol.

The fixation stiffens the muscles, but allows smooth movements of the knee joint once the muscle attachments furthest from the knee have been cut.

Skin and subcutis were removed. The fascia lata between the tensor fasciae latae and the knee joint, and the fascia around the knee joint were left intact. Pelvic origin positions of biarticular thigh muscles were measured with respect to the femur. All thigh muscles were dissected from their origins and were freed from connections with fascia that would otherwise prevent longitudinal sliding of tendons and muscles. The pelvis was disarticulated at the hip joint and removed. Transverse fibres to the patella were cut to allow proximal sliding of the patella when the knee approaches full extension. These fibres, assumably stiffened by the fixation, would otherwise unnaturally retain the patella. The distal tendons of the medial and lateral gastrocnemius muscles were cut at their insertions into the Achilles tendon. The muscles were bluntly separated from surrounding tissue, but the fascia cruris, continuous with the fascia lata, was left intact near the knee. The popliteus was the only muscle left that could passively influence knee motion. The specimen was loosely wrapped in thin plastic foil to prevent dehydration. Moment arms were determined for nine muscles: rectus femoris, tensor fasciae latae, sartorius, gracilis, semimembranosus, semitendinosus, long head of the biceps femoris,

Received in final form 7 August 1991.

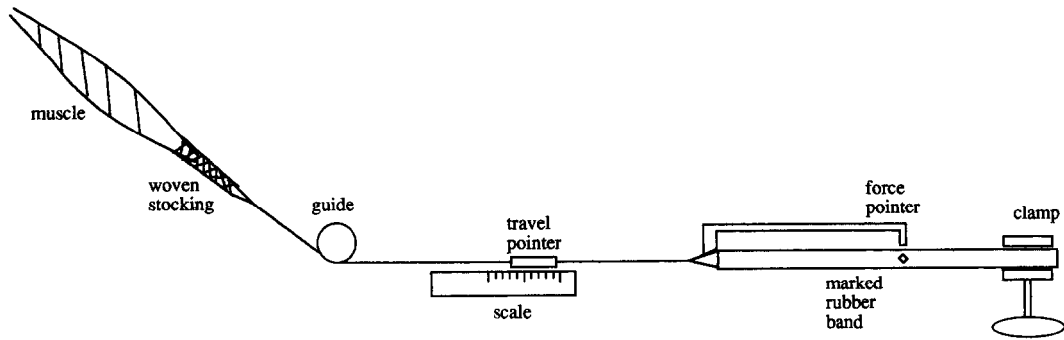


Fig. 1. Schematic set-up for measuring tendon travel of loaded muscle.

lateral gastrocnemius, and medial gastrocnemius. All muscles were made free to slide during knee flexion and extension.

Specimen rig

The specimen was mounted, medial side up, in a custom-made rig of plastic only. The rig and the specimen were small enough to fit in an MRI apparatus and allow all knee angles from extension to 90° flexion. A thread was attached to each muscle or tendon by means of plastic netting or a woven cotton stocking applied as a Chinese finger trap (Fig. 1). Each thread was guided such that the corresponding muscle resumed more or less its original position. Past the guide, the thread moved a pointer along a millimetre scale to read tendon travel. The end of the thread was connected to a marked rubber band with a pointer, which served to adjust the tendon load to a predetermined constant value. Adjustment was needed after every change of the flexion angle to compensate for the effect of tendon travel. The load for each of the tendons was chosen so as to overcome frictional effects and to tighten fascias and, thus, to assure a minimal effect of force change on tendon position. The loads we applied were 40 N for the rectus femoris, 25 N for the tensor fasciae latae, and values between 10 and 20 N for the other muscles.

The femur and lower leg were each fixed on a mounting plate such that some axial rotation was allowed. Guides, scales, and clamps to fix the far ends of the rubber bands were attached to these same mounting plates. The plates could be fixed to a common base plate in ten different positions. The positions corresponded to flexion angles of the unloaded knee joint, increasing from 0° (full extension) in steps of 11.25° to 101.25°.

MRI procedure

A Philips Gyroscan S15 was used with a magnetic field of 1.5 T. For each of the five knee flexion angles (0, 22.5, 45, 67.5, 90°; more angles would have taken too much time), 22 sagittal slices were scanned with voxels of $1 \times 1 \times 4$ mm, and tendon positions were read. Sagittal slices allow an easy approximation of rotation centres without the necessity of a 3D reconstruction. All MRI recordings were printed and the relevant contours of skeletal parts, muscles, and tendons were copied by hand on transparencies. Rotation centres of patella and tibia with respect to the femur were graphically determined from slices half-way between the femoral condyles (one slice per flexion angle) and slices through the condyles (one slice per condyle per flexion angle). Bone contours in the latter slices are relatively independent of small axial rotations, since the articular surface is approximately perpendicular to the slice. A similar evaluation of other slices, not perpendicular to the articular surface, was not expected to give a worthwhile increase of the accuracy in the rotation centres. A femoral contour was copied on a transparency. For each of the five knee postures, the transparency was positioned on an MRI print such that the femoral contours coincided, and the contour of the tibia (or

the patella) was added to the transparency. One tibial contour was copied onto a separate transparency. Four points were added which subtended angles of about 90° at the estimated centre of rotation. These points were copied to the first transparency for each of the five tibial (or patellar) contours. The centres of rotation were derived from the added points as an average of four intersections of perpendicular bisectors of point displacements (cf. Reuleaux analysis). They were checked and, if needed, corrected by rotating the second over the first transparency.

Rotation centres of the patella were constructed only once for each interval of 22.5°, whereas rotation centres of the tibia were constructed four times (from the same slices) to get an impression of their inaccuracy. The knee flexion axis was assumed to pass through the rotation centres of both condyles, so rotation centres in other slices were found by interpolation and extrapolation. Distances from rotation centres to tendons (as far as visible) or muscles were measured.

The moment arm of the rectus femoris could not be measured directly from the MRI pictures because of the transmission ratio of the patellar mechanism (see Fig. 2). We define a_r as the moment arm of the rectus femoris on the tibia, a_{rp} as the moment arm of the rectus femoris relative to the patellar rotation centre, a_{pt} as the moment arm of the patellar ligament relative to the patellar rotation centre, and a_{it} as the moment arm of the patellar ligament relative to the tibial rotation centre. Since the reaction forces of the bone and guiding ligaments (between patella and femur) pass ideally through the rotation centre, moments of the rectus femoris

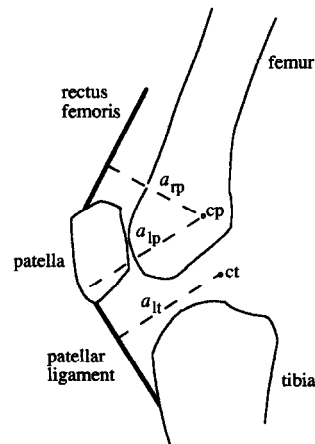


Fig. 2. Sagittal section through the knee. cp: discrete centre of rotation of the patella relative to the femur; ct: discrete centre of rotation of the tibia relative to the femur; see text for subscripted symbols.

AUTEUR	K. Taniguchi, M. Shinohara, S. Nozaki, M. Katayose
TITRE	Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching Diminution importante de la raideur du corps musculaire au repos grâce à l'étirement statique
TYPE DE DOCUMENT	Article de revue
SOURCE (revue, éditeur)	Scandinavian journal of medicine and science in sports
DATE DE PARUTION	2013
NOMBRE DE PAGES	9
PLAN DE L'ARTICLE	1. Introduction 2. Matériel et méthode a. Patients b. Dispositif expérimental c. Manœuvres d'étirements d. Module de cisaillement du corps musculaire e. Angle de pennation f. Amplitude de dorsiflexion g. Statistiques 3. Résultats 4. Discussion a. Les effets de l'étirement statique b. Mesures du module de cisaillement par élastographie par ultrasons 5. Perspectives 6. Remerciements 7. Références bibliographiques
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : élasticité musculaire, module de cisaillement, souplesse articulaire, élastographie par ultrasons, claquage.
	Eléments détaillés : l'objectif de l'étude est d'évaluer l'importance de l'effet des étirements statiques sur la raideur du corps musculaire des gastrocnémiens au repos. Introduction : La raideur des gastrocnémiens est liée à différentes pathologies. L'évaluation de la raideur peut se faire de différentes façons : palpation, mesures avec un myotonomètre ou avec une échographie standard. L'échographie par ultrasons est une alternative à celle par résonnance magnétique, elle est plus simple à utiliser, donne des informations en temps réel etc. elle permet de quantifier objectivement la raideur du corps musculaire in vivo. Le module de cisaillement du corps musculaire peut être mesuré de manière fiable par l'utilisation de l'élastographie « shear-wave » (onde de cisaillement). La raideur du corps musculaire est potentiellement un facteur

	influençant la souplesse articulaire tout comme la raideur tendineuse et la tolérance à l'étirement. L'étude voudrait également déterminer le lien entre la souplesse articulaire et la raideur musculaire en utilisant l'élastographie avec onde de cisaillement par US. Matériel et méthode : 10 jeunes adultes, 5 hommes et 5 femmes. Avec un groupe contrôle composé de la même manière. Avant l'étirement les participants faisaient 5min de marche en autonomie afin de s'échauffer. L'étirement statique durait 5min. L'étirement se fait debout, le sujet se place en fente avant et maintient son talon arrière au sol afin d'étirer les gastrocnémiens. Leurs mains sont placées contre un mur afin de maintenir leur équilibre. Périodes d'1min d'étirement, avec 20 secondes de repos, répétées 5 fois. Le module de cisaillement était mesuré avant, immédiatement après et à 5, 10, 15 et 20 min de l'étirement. L'angle de pennation était mesuré car il pouvait avoir une influence sur la propagation de l'onde de cisaillement. L'angle de dorsiflexion était mesuré avant, immédiatement après et 20min après la fin de l'étirement. Discussion : 3 résultats principaux 1) le module de cisaillement diminue immédiatement et transitoirement après l'étirement. 2) Le module de cisaillement était toujours plus important dans le gastrocnémien médial que dans le latéral. 3) Il existe une corrélation négative entre l'amplitude de dorsiflexion de la cheville et le module de cisaillement des corps musculaires avant et après l'étirement. La diminution du module de cisaillement pourrait dire que la raideur des muscles diminue après l'étirement statique. L'angle de pennation, lui, ne varie pas avec l'étirement. Il y a plus de chances que le gastrocnémien médial soit raide que le latéral, notamment à cause de l'angle de pennation qui est différents pour les deux chefs. L'augmentation de la dorsiflexion ne durait pas après 20 min.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	La raideur du corps musculaire diminue après un étirement statique de 5 min et l'amplitude de dorsiflexion augmente. Pas de groupe contrôle randomisé...L'étirement permet une diminution transitoire de la raideur qui permet une augmentation de l'amplitude articulaire disponible.

Acute decrease in the stiffness of resting muscle belly due to static stretching

K. Taniguchi¹, M. Shinohara^{2,3}, S. Nozaki¹, M. Katayose¹

¹School of Health Sciences, Sapporo Medical University, Sapporo, Japan, ²School of Applied Physiology, Georgia Institute of Technology, Atlanta, Georgia, USA, ³Rehabilitation R&D Center of Excellence, Atlanta VA Medical Center, Decatur, Georgia, USA
Corresponding author: Keigo Taniguchi, PhD, School of Health Sciences, Sapporo Medical University, South-3, West-17, Chu-Ou-Ku, Sapporo, Hokkaido 060-8556 Japan. Tel: +81 11 611 2111, Fax: +81 11 611 2150, E-mail: ktani@sapmed.ac.jp

Accepted for publication 20 September 2013

The purpose of the study was to examine the acute effect of static stretching exercise on the resting stiffness of gastrocnemius muscle belly. Ten healthy young adults performed standing wall stretching in dorsiflexion for 1 min at a time and repeated five times. Before and after stretching, the shear modulus was measured in medial and lateral heads of the resting gastrocnemius muscle with ultrasound shear-wave elastography. After the stretching, dorsiflexion range of motion (ROM) of the ankle joint increased ($P < 0.01$) by 3.9° and returned in 20 min. Immediately after stretching, shear modulus decreased

($P < 0.01$) by 14%, compared with before stretching across muscle heads. The decrease in shear modulus returned in 20 min after stretching. In the comparison group of 10 additional subjects, the standing intervention without stretching had no influence on these measures. There was a negative correlation between dorsiflexion ROM and shear modulus in either head before and after stretching. The results demonstrate the transient decreases in the stiffness of the resting gastrocnemius muscle belly and indicate that joint flexibility is greater in individuals with lower resting stiffness of the muscle belly.

Various lower limb disorders, including Achilles tendinitis (Kaufman et al., 1999), plantar fasciitis (Riddle et al., 2003), medial tibial stress syndrome (Tweed et al., 2008), and patellofemoral pain syndrome (Lun et al., 2004), are related to increased stiffness of the calf muscle and reduced dorsiflexion of the ankle. Strain injuries in the calf muscles are most prevalent in the medial head of the gastrocnemius muscle (Miller, 1977; Koulouris et al., 2007). In an attempt to reduce the symptoms of such disorders, stretching exercises of the calf muscles are commonly prescribed to increase the available dorsiflexion range of the ankle joint. This type of intervention results in stretch-induced acute increases in joint flexibility and muscle extensibility; the proposed mechanisms for this include an increased stretch tolerance due to altered sensation (Magnusson et al., 2000; Weppler & Magnusson, 2010) and changed viscoelastic properties of the muscle-tendon unit (Morse et al., 2008; Ryan et al., 2008a, b; Mizuno et al., 2013). To monitor such adaptations in clinical practice, practical, quantitative, and sensitive techniques for assessing stretch-induced decrease in resting muscle stiffness are essential.

Muscle stiffness can be evaluated via methods such as simple palpation (Hoyt et al., 2008), myotonometry (Marusiak et al., 2011; Chuang et al., 2012), and standard ultrasonography (Morse et al., 2008; Nakamura et al., 2011). Using models based on ultrasound B-mode

imaging (Morse et al., 2008; Nakamura et al., 2011), acute changes in the viscoelastic properties of an individual muscle belly after stretching have been inferred, but more direct quantification of the changes would provide objective insights into these inferences and advance more detailed assessment of stretching efficacy.

Magnetic resonance elastography quantifies propagation velocity of induced mechanical vibrations with imaging analysis to calculate local elastic modulus of soft tissues (Basford et al., 2002; Uffmann et al., 2004). However, this technique requires large mechanical vibrators, and it has inherent limitations that restrict its application for clinical evaluation of muscles due to complex methodological operations, acquisition durations, transportability, accessibility, and cost efficiency. In contrast, recently developed ultrasound shear-wave elastography has an advantage in that it is simple to use, virtually real time, mobile, does not require vibrators, and is more affordable compared with magnetic resonance elastography (Shinohara et al., 2010). This new ultrasound technology has opened the possibility for objectively quantifying the stiffness of muscle belly *in vivo* (Gennisson et al., 2010; Nordez & Hug, 2010; Shinohara et al., 2010; Arda et al., 2011; Bouillard et al., 2012; Lacourpaille et al., 2012).

As the new stand-alone ultrasound imaging method assesses stiffness as shear modulus by analyzing

propagation velocity of induced shear waves at a localized area within soft tissues in real time, on-site immediate assessment of stiffness is possible in a defined area in a resting muscle belly. With respect to stretching, Maisetti et al. (2012) showed that shear modulus of the human gastrocnemius muscle belly can be reliably and accurately measured using ultrasound shear-wave elastography. In addition, the shear modulus–muscle length relationship during passive ankle dorsiflexion was highly correlated with the computed force–length curve (Maisetti et al., 2012). However, the effects of stretching on the magnitude and duration of acute changes in the shear modulus of gastrocnemius muscle bellies and their association with joint flexibility are unknown. Stiffness of muscle belly is one of the potential factors that may influence joint flexibility, such as tendon stiffness and stretch tolerance. The purpose of the study was to examine the acute effect of static stretching exercise on the stiffness of resting muscle belly in the medial gastrocnemius (MG) and lateral gastrocnemius (LG) muscles in the longitudinal direction, and to determine the association between joint flexibility and muscle stiffness, using the ultrasound shear-wave elastography. Part of the data has been presented in abstract form (Taniguchi et al., 2012).

Materials and methods

Subjects

Ten healthy young adults (five men and five women; age: 21.8 ± 1.2 years, height: 167.1 ± 6.0 cm, body mass: 60.0 ± 8.6 kg) were tested as the experimental group to examine the repeatability of shear modulus measurement and assess the effect of static stretching in a standing position on joint flexibility and muscle stiffness. Ten additional healthy young adults (five men and five women; age: 23.1 ± 3.2 years, height: 168.4 ± 7.6 cm, body mass: 56.2 ± 7.2 kg) were tested later as the comparison group for the purpose of confirming that standing without static stretching has no influence on these measures. There was no significant difference in age, height, or body mass among these groups of subjects. Exclusion criteria included past or current neuromuscular or orthopedic disease, or clinical symptoms in the lower limbs. As the fluctuations in female steroid hormones during the menstrual cycle do not have substantial influence on the mechanical properties of human muscle and tendon *in vivo* (Kubo et al., 2009), and the examination of potential effect of menstrual cycle was beyond the scope of the current study, women with a regular menstrual cycle lasting between 28 and 32 days were included and tested at a nonspecific period. Using the procedures described by Portney and Watkins (2009) for estimating sample sizes for repeated-measures designs, a minimum sample size of $n = 8$ was required to reach a statistical power ($1 - \beta$) of 0.80 based on an α level of 0.05, and an effect size of 0.40. Because no significant effect of sex has been reported on stretching-induced changes in musculotendinous stiffness and joint range of motion (ROM) (Hoge et al., 2010; Cipriani et al., 2012), we expected the use of both men and women to have minimal influence on the calculation of sample size. The study was approved by the Medical Research Ethics Committee at Sapporo Medical University. Informed consent was obtained before participation.

Experimental design

Prior to the experiment, participants reconfirmed their health history and status. They were familiarized with the intervention of

standing with or without static stretching, and practiced to relax their leg muscles as much as possible in a prone position. Prior to the first measurement and the subsequent intervention, subjects performed a self-paced walking warm-up for 5 min. The following measurements were made before and after the intervention while subjects lay prone on a bed: shear modulus and pennation angle of the resting muscle in both MG and LG, and the ROM in dorsiflexion of the ankle. During the intervention, static stretching of the calf muscle was performed for 5 min in the experimental group. The subjects in the comparison group performed a 5-min standing intervention (original standing position as described below) without static stretching. All tests were performed in the afternoon.

Stretching maneuver

To stretch the gastrocnemius muscle, standing wall stretching was performed according to a previous study (Jung et al., 2009). The method consisted of dorsiflexion of the right foot to the volitional end ROM and holding the stretched position for a total of 5 min. Subjects stood upright, with their feet parallel and facing forward (original standing position). Subjects in the experimental group stepped back with their right foot to bring their ankle into maximal dorsiflexion, which induced a sensation in their plantar flexors of being fully stretched without discomfort or pain. They kept the right knee and hip extended, while the right heel remained on the ground without pelvic rotation. They placed their hands against the wall to maintain balance. This static stretching was performed for 1 min at a time, and was repeated five times with 20 s of resting in between sets. During the resting period, they returned to the original standing position. Throughout the stretching period, subjects were instructed to keep their maximal tolerable ankle joint angle and not to resist or contract the muscle voluntarily.

Shear modulus of muscle belly

Stiffness of the muscle belly from each head of the resting gastrocnemius muscle in its longitudinal direction was inferred from the shear modulus. Shear modulus was measured in the prone position before, immediately after, and at 5, 10, 15, and 20 min after the 5-min static stretching. Measurements were completed within 1 min for both heads at each time point. Shear modulus was measured with ultrasound shear-wave elastography (AixPlorer Ver. 4. MSK mode, SuperSonic Imagine, Aix-en-Provence, France) with a linear array probe (50 mm, 4–15 MHz). The subjects were laid on a bed in a prone position with the knee in full extension. The ankle was secured to a custom-made footplate attached to the bed by Velcro straps (SAKAI Medical, Tokyo, Japan) so the ankle joint was set at 0° of plantar-dorsiflexion angle. Ultrasonic B-mode longitudinal images of the MG and LG in the sagittal plane were obtained at the proximal 30% of the right lower leg length, around which the maximal cross-sectional area in the lower leg is usually observed (Kanehisa et al., 1994). The lower leg length was defined as the distance from the popliteal crease to the center of the lateral malleolus. With the ultrasound probe along the longitudinal direction of the muscle, the clearest fascicular area around the middle portion of the muscle in the medial-lateral direction for both MG and LG was selected. After finding the clearest image, the location of the probe was marked with permanent ink. For both heads, an acoustic gel was used as an interface between the probe and the skin. The probe was held gently over the skin without applying pressure to the tissues underneath. Acoustic radiation force was induced by focused ultrasound beams. The acoustic radiation force generated two energetic planes of transient and low frequency (100–600 Hz) shear waves that propagated within the soft tissues with sufficient amplitude. The transient shear-wave propagation in the muscles was then captured with a set

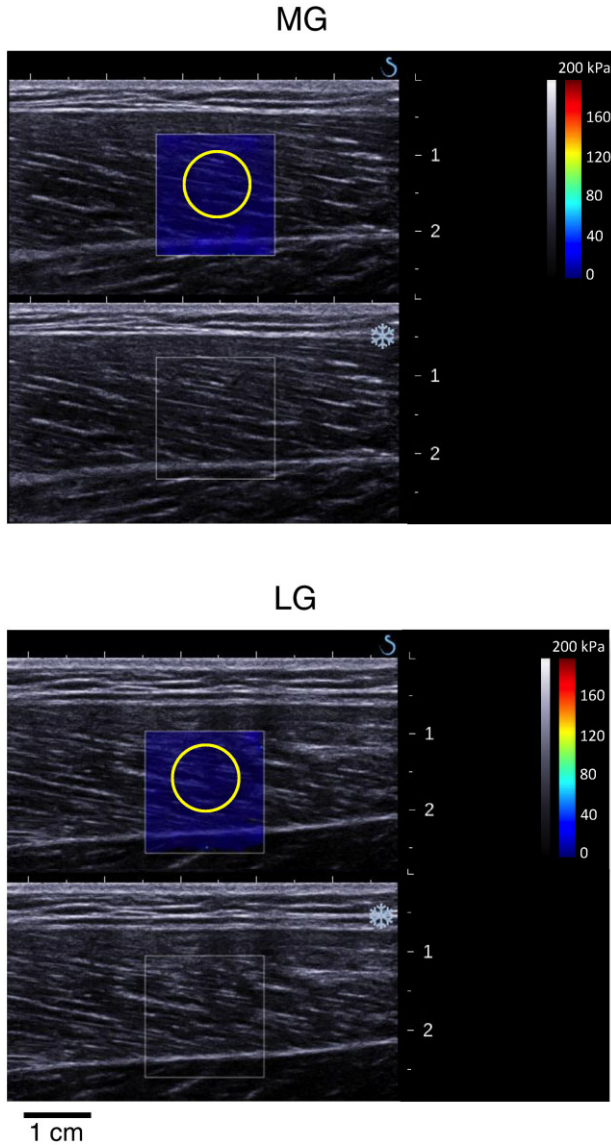


Fig. 1. Representative images for shear modulus measurement of muscle belly with ultrasound shear-wave elastography. The figure includes ultrasound B-mode images of the medial (*upper panel*) and lateral (*lower panel*) gastrocnemius muscle in the sagittal plane (lower left in each panel), and color-coded shear modulus distribution within a $15 \times 15 \text{ mm}^2$ region of interest overlaying the B-mode image (upper left in each panel). The scale for the color code is provided to the right as estimated shear modulus. The spatial average of shear modulus in a circular area was calculated. MG, medial gastrocnemius; LG, lateral gastrocnemius.

of high-rate ultrasound insonifications (5000 frames/s). Local shear-wave propagation velocity distribution in the longitudinal direction of the muscle was visualized at 1 Hz as a color-coded map ($1 \times 1 \text{ mm}^2$ spatial resolution), superimposed on the longitudinal B-mode image (Fig. 1). Based on shear-wave propagation velocity, c , the Young's modulus was then quantified in kPa in the region of interest (ROI) of $15 \times 15 \text{ mm}^2$ in each muscle fascicular area. For each pixel of the ROI, Young's modulus, E , was deduced from

$$E = 3\rho c^2$$

where ρ , density, is assumed to be constant (1000 kg/m^3) in human soft tissues. Within the above ROI, circular areas (from 8 to 10 mm

in diameter, depending on muscle thickness) that included clearer fascicle without obvious connective tissues were selected. The spatial average of Young's modulus in the selected circular areas was calculated in kPa. The device yields the Young's modulus by applying the constant 3 based on the assumed isotropic nature of soft tissues, whereas skeletal muscle cannot be assumed to be isotropic (Royer et al., 2011). Hence, we used shear modulus by dividing the obtained Young's modulus by 3. Note that a larger shear modulus value indicates greater stiffness. All the measurements for MG and LG were repeated two times in random order to prevent potential effects of time delays. The mean value of the two measurements for each muscle was used for the statistical analyses.

Pennation angle

The pennation angle of the resting muscle was measured because shear modulus could be influenced by the direction of shear-wave propagation in an anisotropic medium (Gennisson et al., 2010). The pennation angle in both muscle heads was measured before and immediately after the intervention. The B-mode images during the measurements of shear modulus were used for analysis. The pennation angle was measured on a fascicle within the selected circular areas for shear modulus measurements. The pennation angle was defined as the angle between the selected clear fascicle and deep aponeurosis for MG and LG. Each measurement was repeated two times, and the mean value was used for the statistical analyses. Estimation of the lines along the fascicle and aponeurosis was performed by marking dots on each and connecting the dots. The second measurement was performed after the previous dots were erased and new dots were marked, in a procedure similar to a previous study (Herbert et al., 2011). Open source software (ImageJ, National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA) was used to measure the pennation angle (Fig. 1). The coefficient of variation (CV) and the intraclass correlation coefficient (ICC) for the two pennation angle values were $3.2 \pm 1.7\%$ and 0.91 for MG, and $2.1 \pm 1.8\%$ and 0.94 for LG, respectively.

Dorsiflexion ROM

The dorsiflexion ROM was measured before, immediately after, and 20 min after the stretching, following the measurements of shear modulus. No measurement was made between the times immediately after and 20 min after the intervention to avoid potential confounding effects of additional dorsiflexion on shear modulus measurements during this period. Subjects were in the supine position on the bed. Their right ankle was dorsiflexed passively by one of the investigators until the point of reported discomfort, but not pain. The dorsiflexion ROM was measured to the nearest angle with 1° resolution using a universal inclinometer (Level Meter LM-90, Niigata Seiki, Niigata, Japan) in a procedure similar to a previous study (Harvey et al., 2003). The inclinometer was aligned parallel to an imaginary line, joining the marked point of the head and base of the fifth metatarsal at the end range of passive dorsiflexion. Dorsiflexion ROM was measured as the inclination angle between the fifth metatarsal and the vertical line perpendicular to the shank at the end of passive dorsiflexion. Each measurement was repeated two times, and the mean value was used for the statistical analyses. CV and ICC for the two ROM values were $3.9 \pm 4.0\%$ and 0.92, respectively.

Statistics

Dependent variables were shear modulus of muscle belly from each muscle head, pennation angle, and dorsiflexion ROM. The repeatability of shear modulus measurements within a session was examined using ICC, CV, and the standard error of measurement

- *Aging.* Aging alters tendon mechanical properties; stiffness and Young's modulus are lower in older adults than in young adults. Maximal strain ($L / \text{Initial Tendon Length}$) and stiffness of the tendon–aponeurosis structures decrease significantly with aging. In contrast, hysteresis increases significantly. Exercise in old age can partly reverse this process.

- *Disuse.* Tendon stiffness decreases with disuse. Complete unloading due to bed rest or spinal cord injury reduces tendon stiffness and modulus, however, only chronic unloading due to spinal cord injury seems to cause tendon atrophy.

- *Exercise and training.* The effects of training on the mechanical properties of tendons are exercise specific. Static stretching systematically applied for 10 min significantly decreases stiffness and hysteresis. Low-load resistance training (squats using body weight, for 6 months) produces no significant change in stiffness and hysteresis but significantly increases the maximal elongation of tendon–aponeurosis structures from 23.3 ± 2.1 mm to 24.8 ± 2.2 mm (Kubo et al. 2003b). Resistance training—plantar flexion at 70% of 1-repetition maximum with 10 repetitions per set (5 sets per day)—increases the stiffness of tendon structures as well as muscle strength and size (Kubo et al. 2002). Increase of the tendon stiffness is usually accompanied by an increase in the rate of force development.

2.1.3 Tendon Interaction With Surrounding Tissues

This section addresses the mechanical interaction of tendons with other tendons, synovial sheaths, laterally located bones, and muscles.

2.1.3.1 Intertendinous Shear Force and Lateral Force Transfer

Representative publications: Bojsen-Moller et al. 2004; Leijnse et al. 1993; Schieber and Santello 2004

When several muscles connect to a common tendon, differential muscle displacements may occur. For instance, during plantar flexion the medial gastrocnemius and soleus aponeuroses deform to different extent; as a result the layers of connective tissue lying in parallel to the acting forces slide with respect to each other (figure 2.10). Such a displacement should be accompanied by shear forces between the adjacent aponeurosis. However, in majority of tendons force transmission occurs mainly along the individual fascicles that act as independent structures, and lateral force transmission between adjacent collagen fascicles is small.

One specific case of intertendinous transfer occurs in the hand, where tendons from extrinsic muscles that serve different fingers usually con-

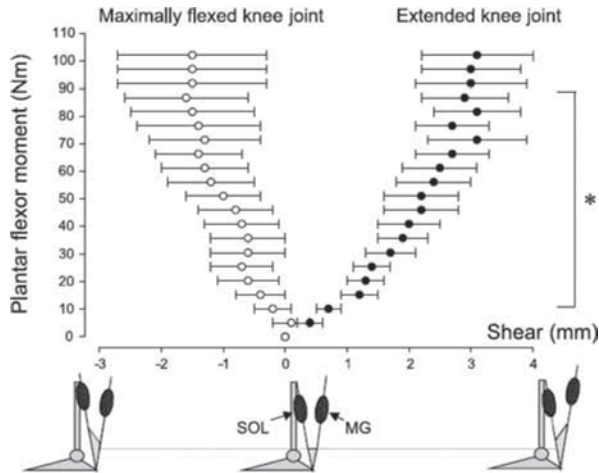


Figure 2.10 Relative displacement of the medial gastrocnemius and soleus aponeuroses proximal to the junction of the Achilles tendon at the different knee joint angles and different voluntary contractions of the plantar flexor muscles. *Statistically significant differences ($p < .05$) in the interaponeuroses shear displacements between two knee positions at plantar flexion moments of 10 to 87 Nm. Moments greater than 87 Nm were achieved by only 4 subjects of 8.

Reprinted, by permission, from J. Bojsen-Møller, P. Hansen, P. Aagaard, et al., 2004, "Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo," *Journal of Applied Physiology* 97(5): 1908-1914.

nect to each other. Tendon interconnections are one of the causes of finger *enslaving*: when one finger exerts force or moves other fingers also move or exert force. You can perform a simple demonstration: place your hand with the palm up and wiggle your ring finger with maximal amplitude as fast as possible. You will see that other fingers also move. In addition to tendon interconnection, neural factors contribute to enslaving phenomena. Neural commands originating from cortical cells may diverge to different muscles, and even if neural commands reach a single muscle their effects may be mechanically divergent because single motor units may connect to tendons that serve different fingers (figure 2.11). When such motor units are active, a constant fraction of motor unit force is transmitted to another finger. The force transmitted via the tendon interconnections depends on several factors such as slackness, elasticity, and connection location. These factors, muscle coactivation and tendon interconnections, hinder finger movement independence, which can have adverse effects in some activities, for instance, piano playing. Some cases of surgical removal of tendon interconnections have been reported in the literature, and following surgery hand dexterity improved.

AUTEUR	Hsing-Kuo Wang, Tiffany Ting-Fang, Kwan Lin, Tyng- Guey Wang
TITRE	Real-time morphologic changes of the iliotibial band during thérapeutic stretching
TYPE DE DOCUMENT	Revue de littérature
SOURCE (revue, éditeur) + localisation de l'ouvrage, bibliothèque, côte	Manuel Therapy (ScienceDirect), Vol 13 (4)
DATE DE PARUTION	2008
NOMBRE DE PAGES (n° de pages)	13 (p 334-340)
PLAN DE L'ARTICLE	1-Introduction 2-Matériel et méthodes 3-Résultats 4-Discussion 5-Conclusion
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : Tractus ilio-tibial, étirements, ultrasonographie
	Eléments détaillés : De nombreuses études constatent un allongement des tendons et du complexe musculo-aponévrotique après un étirement. Cette étude tente de trouver une méthode afin d'étudier la réponse engendré en temps réel par le tissus étiré. L'efficacité de l'outil ultrasons a été testés. L'étirement du tractus iliotibial est étudié à l'aide d'un appareil échographique sur 50 sujets jeunes sains volontaires afin de déterminer les modifications morphologique qu'il peut engendrer et la fiabilité de sa mesure versus l'IRM. Dans une position de Latérocubitus du patient, l'étirement du tractus est augmenté graduellement de la position neutre puis en appliquant une composante adduction de hanche pour terminer avec un lestage augmentant davantage la tension appliquée. Ils constatent que les résultats de largeur, mais pas de l'épaisseur, du tractus sont largement corrélés entre la méthode échographique et IRM. Une observation d'un changement du tractus iliotibial en détectant un étirement significatif. Ils abordent la nécessité de travaux complémentaires sur l'étude en

	temps réel des modifications structurales du muscle comme les tendons ou les ligaments.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	Le tractus ilio-tibial est étiré en adduction de hanche.

Original article

Real-time morphologic changes of the iliotibial band during therapeutic stretching; an ultrasonographic study[☆]

Hsing-Kuo Wang^a, Tiffany Ting-Fang Shih^{b,c}, Kwan-Hwa Lin^d, Tyng-Guey Wang^{e,*}^a*Sports Physiotherapy Laboratory, School and Graduate Institute of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University, Taiwan, ROC*^b*Department of Medical Image, National Taiwan University Hospital, Taiwan, ROC*^c*Department of Surgery, College of Medicine, National Taiwan University, Taiwan, ROC*^d*School and Graduate Institute of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University, Taiwan, ROC*^e*Department of Physical Medicine & Rehabilitation, National Taiwan University Hospital, School of Medicine, National Taiwan University, 7 Chung Shan South Road, Zhongzheng District, Taipei City 100, Taiwan, ROC*

Received 28 August 2006; received in revised form 12 January 2007; accepted 2 March 2007

Abstract

The purpose of this study was to evaluate the utility of ultrasonography (US) in determining the morphological changes of the iliotibial band (ITB) with the modified Ober maneuver. Forty-four subjects (23 men and 21 women, mean age ($\pm$ SD), 24.7 ± 4.7 years) who had no previous history of lower back, gluteus, hip or knee pain and satisfied additional inclusion criteria were recruited. Twenty out of the 44 subjects were initially examined by both MRI and US for measurement confirmation. Band width of the left ITB (the measures of which were highly correlated between techniques) was then assessed for these 44 subjects by US with the modified Ober maneuver in three gradually increased hip adduction positions; neutral, adducted and adducted with weight in these 44 subjects. In addition, examiner reliability was assessed by conducting duplicate measurements in 20 randomly chosen subjects. Results demonstrated that measures of band width, but not thickness, were highly correlated between MRI and US ($p < 0.001$, $r = 0.850$). Significant reductions in band width were observed between the three positions with the modified Ober maneuver ($p < 0.001$). Intratester reliability was high (intraclass correlation coefficient (ICC) = 0.86–0.94). Band width changes indicated that the ITB was subjected to a significant stretching force during hip adduction. We conclude that US is a reliable means to directly assess the real-time effects of stretching exercises.

© 2007 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Iliotibial band; Stretch; Ultrasonography

1. Introduction

Therapeutic stretching is commonly prescribed for patients with soft tissue shortness or joint tightness. Physical therapists often employ a static stretch while gradually moving the joint in an antagonistic direction

to increase tissue flexibility and joint range of motion (ROM) (Bandy and Irion, 1994). In addition to ROM and flexibility, the acute effects of static stretching on neural and muscular properties can be measured immediately after the exercise (Bandy and Irion, 1994; Fowles et al., 2000; Behm et al., 2004). These outcomes have usually been described after the stretch has been performed, but not during the exercise. To date, no study has used ultrasonography (US) to objectively report real-time responses of target tissues, such as the iliotibial band (ITB), to therapeutic stretching.

The effects of real-time ITB stretching have been reported from a subjective standpoint (such as by

[☆]This research is completed in School and Graduate Institute of Physical Therapy, College of Medicine, National Taiwan University, Floor 3, No.17, Xuzhou Rd., Zhongzheng District, Taipei City 100, Taiwan, ROC.

*Corresponding author. Tel.: +886 2 23123456x7588; fax: +886 2 23832834.

E-mail address: tgw@ntu.edu.tw (T.-G. Wang).

palpation) (Gajdosik et al., 2003), however, qualitative measurements were not made. Other studies have reported real-time measurements by way of cinematography or goniometry, techniques which lack specificity (Fredericson et al., 2002; Reese and Bandy, 2003). Therefore, a valid and quantifiable method is needed to determine real-time target tissue responsiveness under stretch. Such a method could enhance the validity of therapeutic stretching in evidence-based medicine, and further our understanding of how real-time soft tissue responses affect consequent acute muscular responses.

Recent real-time, noninvasive laboratory studies using US have demonstrated morphological changes in soft tissues through different joint positions. In one study, the gastrocnemius tendon increased in length when the leg was moved from an ankle-neutral position to dorsiflexion (Maganaris and Paul, 2002). In other studies, the patellar tendon and posterior cruciate ligaments increased in length when the knee was repositioned from full extension to flexion (Sheehan and Drace, 2000; Li et al., 2004). In addition to elongation, the main morphologic changes observed in tendon or ligaments during a longitudinal stretch are simultaneously decreased cross-sectional area, width, or thickness, as confirmed by cadaveric studies of ankle and shoulder (Lewis and Shaw, 1997; Costic et al., 2003). Few studies have analyzed real-time morphological changes of soft tissue in clinical practice, or used these values to assess the real-time effects of therapeutic stretching.

Both magnetic resonance imaging (MRI) and US are high resolution, noninvasive techniques that can be used to monitor real-time morphological changes in soft tissues during stretch. In comparison to US, MRI provides higher contrast for soft tissue but has real-time imaging limitations. US now is widely used by physical therapists for both education and research (Ferreira et al., 2004; Wang et al., 2005). Ultrasound has also been used to measure features of the ITB (Bonaldi et al., 1998; Goh et al., 2003) which is often stretched using the modified Ober maneuver (Fredericson et al., 2000). In this maneuver, the ITB is initially stretched and tightened when the ipsilateral hip is adducted $>10^\circ$. A further hip adduction angle is created by applying pressure on the lateral side of the knee while in this hip position if a greater ITB stretch is required (Kendall et al., 1970).

The purpose of this study was to determine utility of US in assessing real-time morphological changes in the ITB following stretch as initiated using the modified Ober maneuver. Toward this end, we performed two experiments. In the first experiment, morphological characteristics were measured using two imaging methods: MRI and dynamic ultrasound. The two methods were subsequently compared to level of correlation and agreement, using MRI as the reference method and

dynamic US as the comparison method. The aim of the first experiment was to determine whether the two imaging methods correlate sufficiently for the US imaging to be used as a valid measurement in clinical setting. In the second experiment, our aims were to determine morphological changes during therapeutic stretching by US imaging and to assess intratester measurement reliability of the method.

2. Materials and methods

2.1. Subjects

Our institutional review board approved this study, and all subjects provided informed consent. From August 2005 to April 2006, we recruited 50 healthy volunteers through the student center and the department of Rehabilitation Medicine at a university hospital. Inclusion criteria were as follows: subjects (1) were younger than 35 years of age; (2) had no prior history of lower back, gluteus, hip or knee pain that caused them to seek medical help one year prior to the study; (3) had a leg-length discrepancy (distance from the anterior superior iliac spine to the superior surface of the most prominent aspect of the medial malleolus) equal to or less than 1.5 cm; (4) had no genu varum with tibiofemoral angle of less than 4° ; (5) had no functional overpronation of the foot arch (the angle formed between the distal medial malleolus, the navicular tuberosity, and the first metatarsal head less than or equal to 90°). With respect to criteria (2)–(4), all of these criteria are considered risk factors predisposing an asymptomatic individual to develop irritation or tightness of the ITB (Nishimura et al., 1997; Bonaldi et al., 1998; Muhle et al., 1999). Subjects with these risk factors were excluded in order to validate the results of this study in healthy ITB. Note that these assessments regarding leg-length discrepancy, genu varum and foot arch were conducted on subjects in a standing position using a series of bilateral anthropometric and goniometric measurements and a standardized setting (Yamakoshi Seisakusho Co., Tokyo, Japan) by authors of this study (two board certified physiotherapists).

During the MRI and US measurements, subjects were excluded from the study if: (1) the MRI indicated tendonitis or peritendinous edema, i.e. there was abnormal signal changes existed in the surrounding (fluid collection) or within (swelling) the tendinous part of the ITB (Nishimura et al., 1997; Muhle et al., 1999); (2) US revealed a hypoechoic area of the ITB or joint fluid located deep with respect to the ITB and superficial to the lateral femoral condyle (Bonaldi et al., 1998); (3) the US measurements obtained with the modified Ober maneuver demonstrated a positive response consistent with a restricted ITB (i.e. a hip adduction angle of less

than 10°). In total, six of the original 50 subjects were excluded (three each for criteria 2 and 3). Data were analyzed from 44 subjects (23 men and 21 women, mean age ($\pm$ SD), 24.7 ± 4.7 years; height, 173.2 ± 7.4 cm; weight, 65.1 ± 8.5 kg).

2.2. Procedures and outcome measures

Both MRI and US were used to characterize the morphology and measure the thickness and width of the tendinous part of the ITB. We assumed that the ITB is the target tissue for a longitudinal stretch by modified Ober maneuver, and that morphological changes are mostly due to associated structural strain.

MRI and follow up US were conducted on the left knee, with subjects in a supine position, and the knees in a relaxed and extended position. Measurements were performed on the left knee due to the configuration of the US theatre. MRI measurements were made using a 1.5-T Magnetom Sonata unit (Siemens, Malvern, PA, USA) with an extremity surface coil. The tendinous part of the ITB was identified by palpation (Fairclough et al., 2006) and a cod liver oil capsule was placed over it at an axial level corresponding to the superior border of patella (to act as a reference mark visible in the MR scan, see Fig. 1A). The routine MRI protocol at our hospital is as follows: fast spin-echo T1-weighted imaging (repetition time/echo time = 19 ms, 800 ms/95 ms, echo train length = 3) and fat-saturated fast spin-echo proton density-weighted imaging (repetition time/echo time = 4000 ms/19 ms, echo train length = 10) in the sagittal plane, and gradient-echo T2-weighted

imaging (repetition time/echo time = 600 ms/15 ms, flip angle = 20°) in the coronal plane. These sequences were performed to facilitate detection of peripheral lesions around the ITB or below the subcutis (exclusion criteria 1). Imaging parameters also included a 256×192 matrix, 3-mm section thickness with a 0.5 or 1 mm intersection gap, and a 16-cm field of view for all sequences.

Subjects were transferred by wheelchair, without moving their knees, to the US theatre after the MRI scan. The US measurements were made using a HDI 5000 imaging unit (Philips Medical Systems, Bothell, WA, USA), with a 12–5 MHz linear-array transducer. Subjects were in the same supine position as for MRI scans, and the cod liver oil capsule was removed. US measurements on the ITB were then taken in a transverse scan at the same location where the cod liver oil capsule had been placed. B mode and a view of near field (depth of view: 2 cm) with focus depth between 0.5 and 1.0 cm were set when measuring the ITB (Fig. 1B).

The width and thickness of the tendinous part of the ITB were ascertained by caliper, using computerized distance measurements from both scans. The measurements were made by double blinded examiners, one of whom was a board certified musculoskeletal ultrasonographer and the other a radiologist. The musculoskeletal ultrasonographer measured the ITB width and thickness with HDI 5000 and the radiologist measured the ITB with a Sonata unit, without knowing the results of the other measurement.

Subjects were then turned into a left up side lying position for following real-time stretch effects and reliability tests. These measurements were conducted

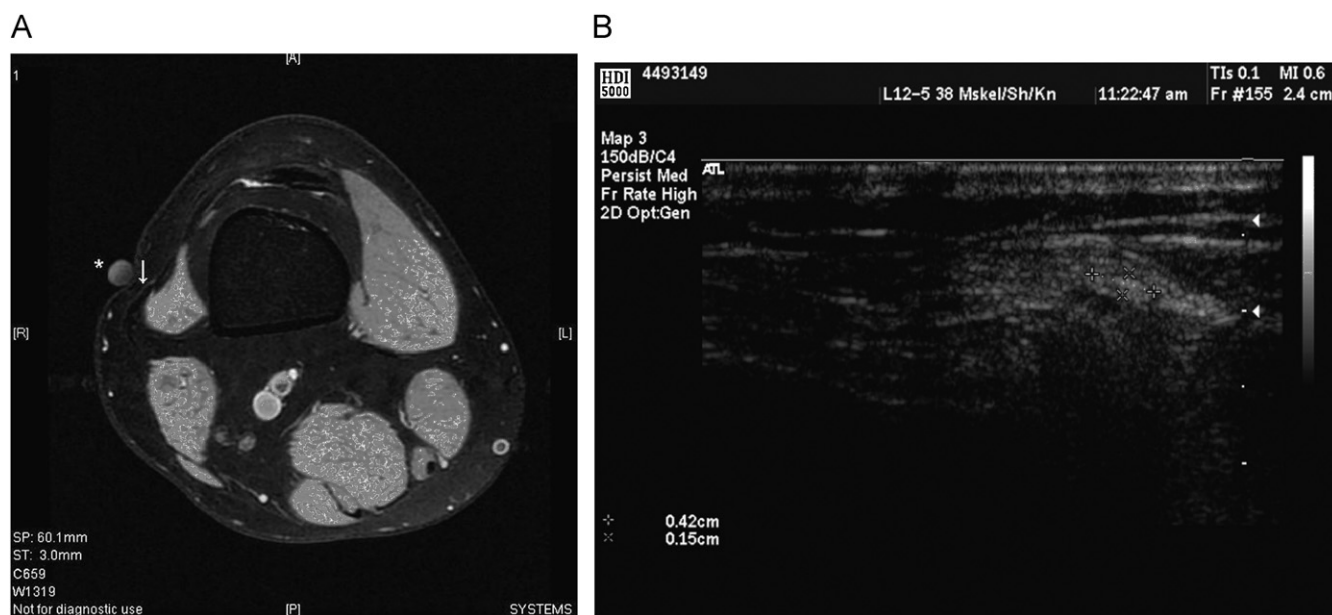


Fig. 1. A 22-year-old man with asymptomatic left knee: (A) axial fat-saturated spin echo proton density MR image shows the location of the tendinous part iliotibial band (arrowhead). * Indicate the cod liver oil capsule. (B) Ultrasound image of the same knee. The tendinous part iliotibial band is identified by calipers.

Auteur	C. Holzman Weppner, S Peter Magnusson
Titre	Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?
Type de document	Revue de littérature
Source	American Physical Therapy Association, vol 90, n°3 (PubMed)
Date de parution	Mars 2010
Nombre de pages	11 (p 438-449)
Plan de l'article	Longueur musculaire, mesure de longueur, et extensibilité musculaire Le gain d'extensibilité musculaire Théories mécaniques du gain d'extensibilité musculaire Théorie sensorielle du gain d'extensibilité musculaire Conflits dans la recherche Approche multidimensionnelle pour évaluer la longueur musculaire Implication pour la recherche et la pratique clinique Conclusion
Eléments de l'article en lien avec la problématique	Mots-clés : extensibilité, mesures, adaptation neurologique, adaptation mécanique
	Eléments détaillés : <u>Longueur du muscle, les mesures de longueur et l'extensibilité musculaire :</u> L'évaluation multidimensionnelle de la taille d'un muscle inclue sa surface de section transversale, sa longueur, sa tension et son temps d'étirement qui permettent d'établir les propriétés biomécaniques du muscle (respectivement la tension par unité de section, l'extensibilité musculaire, la raideur/la compliance/l'énergie/l'hystérésis, la relaxation viscoélastique de la tension/le fluage). La résistance passive développée par le muscle étiré équivaut à la force de tension appliquée pour l'étirer. L'extensibilité musculaire est unidimensionnelle et correspond à la capacité d'allongement musculaire jusqu'à sa limite (souvent définie par la sensation du sujet). La mesure d'amplitude articulaire est utilisée pour mesurer la longueur musculaire. L'extensibilité musculaire est définie comme la capacité d'un muscle à s'allonger jusqu'à un point extrême correspondant souvent à la sensation du patient. L'étude d'un muscle poly articulaire permet d'éviter la limite d'origine articulaire. <u>Gain d'extensibilité musculaire :</u> Un gain d'extensibilité peut être dû à une diminution de la raideur musculaire (la pente tension/ amplitude angulaire diminue) ou à une augmentation de la longueur du muscle (la courbe entière tension/amplitude angulaire est déplacée vers la droite). Il peut aussi être dû à une augmentation de la tension appliquée, ce qui reviendrait à une adaptation sensorielle qui permet au muscle de

	supporter davantage de tension. <u>Théories mécaniques du gain d'extensibilité</u> : Objectivable par un décalage durable sur la droite de la courbe tension passive/amplitude angulaire. <i>Déformation viscoélastique</i> : → elle est transitoire le muscle est viscoélastique, élastique car il retrouve sa taille d'origine une fois que la force appliquée est retirée et visqueux car sa réponse à une force de tension est dépendante de la contrainte et de la vitesse de déformation. Le gain de longueur immédiat après un étirement est une déformation viscoélastique car sa durée et son amplitude sont limitées par l'élasticité propre du muscle. Lors d'un étirement statique, la résistance du muscle qui diminue s'appelle la relaxation viscoélastique (pourcentage de la résistance initiale). Si elle reste constante et que la longueur de muscle augmente, on assiste à un phénomène de fluage. Taylor et al. (1990) : gain longueur immédiat de MTU sur animaux induit par étirement cyclique et statique répétés. Aucune autre étude pour déterminer la durée et l'amplitude de ce gain. Dans les études portant sur le muscle humain, la déformation viscoélastique durable est réfutée par plusieurs études (Magnusson et al. 1996 et 2000 ; Mc Nair et al. 2001 ; Duong et al. 2001 ; Ryan et al. 2008). Elle est transitoire. L'amplitude et la durée du gain de longueur sont dépendantes de la durée et du type d'étirement. Suite à un temps court d'étirement (45 secondes), le muscle retrouve sa longueur initiale en 30 secondes. <i>Déformation plastique du tissu conjonctif (TC)</i> : → elle n'est jamais observée Elle nécessite une intensité de traction suffisante pour entrer en phase plastique. Aucune preuve de lien pour supporter cette théorie. Deux études sur les animaux (Warren et al. 1971; Sapega et al. 1981) ne constatent pas un modèle de déformation plastique classique mais une déformation viscoélastique en appliquant longtemps une faible tension pour faciliter l'écoulement visqueux au sein du TC. Une déformation plastique est mise en évidence par une pente de la courbe longueur passive/tension qui diminue (Enoka 2002), ce qui n'est pas le cas des études citées. <i>Création de sarcomères en série</i> : → non étudié sur l'humain Les études animales suggèrent que le muscle modifie son nombre de sarcomères série afin d'optimiser la force produite à la nouvelle longueur fonctionnelle (le nombre de sarcomères série augmentent avec l'allongement et diminuent avec le raccourcissement). Ces études suggèrent le même effet des étirements à court terme (3 à 8 semaines) chez l'humain. <i>Relaxation neuromusculaire</i> : → le gain d'amplitude articulaire ne peut pas lui être attribué Le muscle étiré passivement, lentement et longtemps ne présente pas de contraction réflexe donc aucune relaxation neuromusculaire ne s'ensuit qui permettrait un gain de longueur du muscle. <u>Théories sensorielle du gain d'extensibilité</u> : Objectivable par une augmentation de l'amplitude angulaire et de la tension appliquée sur la courbe tension passive/amplitude angulaire. La douleur maximale supportée de l'étirement survient plus tard. L'augmentation d'extensibilité après étirement serait uniquement due à une adaptation sensitive et non pas à un gain de longueur musculaire. Cela peut être psychologique car il n'existe aucun moyen pour que le sujet ne
--	--

	soit pas conscient de l'étirement. Soit dû une altération psychologique de sa sensibilité soit sa volonté de tolérer un étirement plus important. 1 session d'étirement : Les résultats d'une seule session d'étirement de 10 secondes ou de 10 minutes concluent à une adaptation sensorielle. Protocoles d'étirements à court terme (3 à 8 semaines) : la sensation de douleur survient à une tension plus élevée en fin de protocole donc il y a un gain d'extensibilité. D'un autre côté, la courbe de référence n'est pas décalée sur la droite. Protocoles d'étirements à long terme et chronique (>8 semaines) : pas encore évalué <u>Conflits de recherche :</u> Terminologie de l'extensibilité musculaire : Les études qui reportent un gain d'extensibilité se basent sur l'augmentation de tension supportée en début d'étirement. Alors que ceux qui n'en constatent pas se basent sur l'amplitude angulaire mesurée à une tension standard donnée, ce qui donne la preuve qu'il n'y a pas de décalage sur la droite de la courbe tension/amplitude. Toutes ces études soutiennent ainsi la théorie sensorielle. Interprétations : le décalage de la courbe tension/angle sur la droite prouve un gain d'extensibilité. La production de sarcomères série ainsi que le gain de longueur du muscle n'a pas été prouvé chez l'homme. Résultats : Bien que de nombreuses études confirment la théorie sensitive, Guissard et Duchateau (2004) obtiennent un décalage de la courbe sur la droite. Cela est sûrement dû à la grande rigueur de leur protocole de 20 minutes d'étirement 5 jours par semaine pendant 6 semaines. Trente jours après la fin du programme, une partie du gain d'extensibilité est maintenu. Etudes nécessaires pour déterminer si le gain d'extensibilité est désirable et comment exercer les étirements afin d'obtenir un gain durable. <u>Approche multidimensionnelle pour évaluer la taille musculaire :</u> Extensibilité musculaire : une extensibilité optimale est basée sur les sciences de la cinématique mais que sa validité clinique est peu étudiée. Cependant la limite d'étirement tolérée par le sujet n'est pas prise en compte dans ces analyses cinématiques. La tension appliquée doit être mesurée pour quantifier cette limite et pour être contrôlée car elle n'est pas constante (40% de variation pour un même sujet). L'intérêt de la sensation du patient est qu'elle peut être un frein à l'allongement du muscle, tout comme une hypoextensibilité musculaire. Etudes nécessaires pour savoir si le ressenti sensitif du sujet limite ses mouvements fonctionnels et si les mesures d'extensibilité musculaire reflètent réellement la manière dont le muscle est utilisé fonctionnellement. De nombreuses limites de l'étirement sont utilisées : étirement, inconfort, douleur etc. Des études sont nécessaires pour étudier la sensation ressentie la plus pertinente cliniquement. Tension : permet d'établir la courbe tension/angle à travers laquelle la raideur, la compliance, l'énergie et l'hystérésie peuvent être évaluées. Cela permet de
--	--

	développer la théorie sensitive. Cependant cette courbe ne reflète pas complètement la taille du muscle puisque la résistance du muscle augmente avec son épaisseur. Surface transversale : Elle permet de mesurer le stress (tension/section transversale) supporté par le muscle. <u>Implication pour la recherche et la pratique clinique :</u> Quelles propriétés et mesures reflètent la taille musculaire optimale ? Quelles sont les valeurs optimales des 3 paramètres et comment ils diffèrent selon les individus, le sexe ? L'hypoextensibilité semble être néfaste sur l'efficacité des mouvements fonctionnels ainsi qu'enclenche aux syndromes douloureux musculo-squelettiques et aux blessures. Le challenge serait de trouver une thérapeutique permettant un décalage de la courbe tension/angle vers la droite durable. But : utiliser la courbe tension/angle comme outils diagnostique afin de déterminer, en comparant avec la courbe optimale, les axes de traitements. L'extensibilité musculaire est-elle due à une adaptation sensorielle ou à une augmentation de longueur musculaire à long terme ou à un changement d'autres propriétés biomécaniques ? Cette adaptation est-elle réversible une fois le programme d'étirement arrêté ? Ce gain d'extensibilité est-il désirable ?
Commentaire ou questionnaire secondaire	Notre étude s'est basée sur cet article pour définir les paramètres à étudier afin de mesurer l'extensibilité musculaire. Quels outils d'analyse utiliser pour évaluer ses paramètres ? Une déformation plastique responsable d'un gain d'extensibilité pourrait-elle être observée suite à des étirements rigoureux ?

Increasing Muscle Extensibility: A Matter of Increasing Length or Modifying Sensation?

Cynthia Holzman Weppler, S. Peter Magnusson

C.H. Weppler, PT, MPT, is Independent Researcher, Am Honigbaum 20, 65817 Niederjosbach, Germany. Address all correspondence to Ms Weppler at: mvmtscience@aol.com.

S.P. Magnusson, PT, DSc, is Professor, University of Copenhagen, Faculty of Health Sciences, Bispebjerg Hospital, Copenhagen, Denmark. He also is affiliated with the Institute of Sports Medicine Copenhagen and the Musculoskeletal Rehabilitation Research Unit at Bispebjerg Hospital.

[Weppler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90:438–449.]

© 2010 American Physical Therapy Association

Various theories have been proposed to explain increases in muscle extensibility observed after intermittent stretching. Most of these theories advocate a mechanical increase in length of the stretched muscle. More recently, a sensory theory has been proposed suggesting instead that increases in muscle extensibility are due to a modification of sensation only. Studies that evaluated the biomechanical effect of stretching showed that muscle length does increase during stretch application due to the viscoelastic properties of muscle. However, this length increase is transient, its magnitude and duration being dependent upon the duration and type of stretching applied. Most of these studies suggest that increases in muscle extensibility observed after a single stretching session and after short-term (3- to 8-week) stretching programs are due to modified sensation. The biomechanical effects of long-term (>8 weeks) and chronic stretching programs have not yet been evaluated. The purposes of this article are to review each of these proposed theories and to discuss the implications for research and clinical practice.



Post a Rapid Response or
find The Bottom Line:
www.ptjournal.org

Various theories have been proposed to explain increases in muscle extensibility observed after intermittent stretching. Most of these theories suggest a mechanical increase in length of the stretched muscle. The mechanical theories include viscoelastic deformation, plastic deformation, increased sarcomeres in series, and neuromuscular relaxation. More recently, a sensory theory has been proposed suggesting instead that increases in muscle extensibility are due to a modification of sensation only. The purposes of this article are to review each of these theories and to discuss the implications for research and clinical practice.

Muscle Length, Length Measurements, and Muscle Extensibility

According to the science of biomechanics, *muscle length* is multidimensional.¹ *Length measurements* are only one dimension of muscle length. When more than one dimension is included in muscle length assessment, important biomechanical properties of the muscle can be determined. These additional dimensions include tension, cross-sectional area, and time. From these added dimensions, the biomechanical properties of stiffness, compliance, energy, hysteresis, stress, viscoelastic stress relaxation (VESR), and creep can be derived (Table).^{1,2}

Because muscle comprises deformable material, its length measurement at a given moment in time is always dependent upon the amount of tensile force (force that pulls the specimen in the direction of elongation) applied.¹ *Tension* is the passive resistance of the muscle being stretched and is equal to the applied tensile force. The relationship between length and tension can be described by a passive length/tension curve on which multiple individual

length measurements are plotted according to the amount of passive tension required to reach each measurement.^{1,2}

Human muscle length measurements are, with few exceptions, measurements of joint angles, and the tensile force is applied in a rotational manner (ie, a torque). For this reason, length/tension curves are commonly presented as torque/angle curves in human studies. Physical therapy texts describe techniques for measuring muscle length in human subjects. However, this is traditionally presented as a one-dimensional concept of muscle length, describing only the measurement of end-range joint angles, and does not clearly distinguish between the single and multi-dimensional concepts of muscle length. Throughout this perspective article, one-dimensional measurement of muscle length will be referred to as “muscle extensibility.” The term “muscle length” will be reserved to refer to the multidimensional concept of length as a function of tension.

For the purposes of this article, *muscle extensibility* is defined as the ability of a muscle to extend to a predetermined endpoint. The endpoint of stretch varies depending on the intent of the study. In human research, this endpoint is most often subject sensation. For this reason, when referring to human studies throughout this article, the term “extensibility” assumes an endpoint of subject sensation unless otherwise noted.

Skeletal muscles comprise contractile tissue intricately woven together by fibrous connective tissue that gradually blends into tendons. The tendons are made of fibrous connective tissue and attach the muscle to bone.³ Although the contractile tissue and tendons are sometimes evaluated separately for research purposes, they cannot be separated

during routine clinical testing and stretching procedures, nor during functional activity. Both the muscular contractile tissue and tendon exhibit changes in biomechanical properties and cross-sectional area in response to exercise, disuse and aging.⁴ For these reasons, the term “muscle” is used in this article to indicate the entire skeletal muscle, including the contractile tissue and tendon components.

Animal studies of muscle length are able to purely test the mechanical properties of the muscle-tendon unit (MTU) as other overlying and adjoining tissues—skin, connective tissue, muscles, and neurovascular structures—can be surgically reflected. These tissues remain fully intact during human muscle length testing, so the passive resistance and extensibility measured may not be attributable solely to the tested muscles.^{5–11} When assessing muscles that cross at least 2 joints in human subjects, each joint can be tested separately to ensure that a joint restriction is not responsible for motion limitations and end-range passive resistance. With appropriate joint positioning, the stretched muscle can be placed under maximal stretch,¹² ensuring that the passive resistance to stretch is due primarily to the muscle being stretched and conjoining soft tissues. However, when testing muscles that cross only one joint, it may not be possible to determine to what degree the joint itself and its capsular structures contribute to extensibility limitations and passive resistance.⁷



Available With
This Article at
ptjournal.apta.org

• Audio Abstracts Podcast

This article was published ahead of print on January 14, 2010, at ptjournal.apta.org.

Increasing Muscle Extensibility

Table.

Muscle Length Dimensions and Biomechanical Properties That Can Be Derived From Each Added Dimension

Muscle Length Dimension	Biomechanical Property
Length measurement	Muscle extensibility: ability of a muscle to extend to a predetermined endpoint. When referring to human studies, "extensibility" assumes an endpoint of subject sensation unless otherwise noted.
Tension	Stiffness: change in tension per unit change in length Compliance: change in length per unit change in tension Energy: area under the length/tension curve Hysteresis: energy dissipated during the unloading phase
Cross-sectional area	Stress: tension per unit of cross-sectional area Stiffness, compliance, energy, and hysteresis normalized for muscle thickness
Time	Viscoelastic stress relaxation: decrease in resistance that occurs during a passively applied static stretch, the percentage difference between peak and final torque Creep: increase in muscle length as applied force is held constant

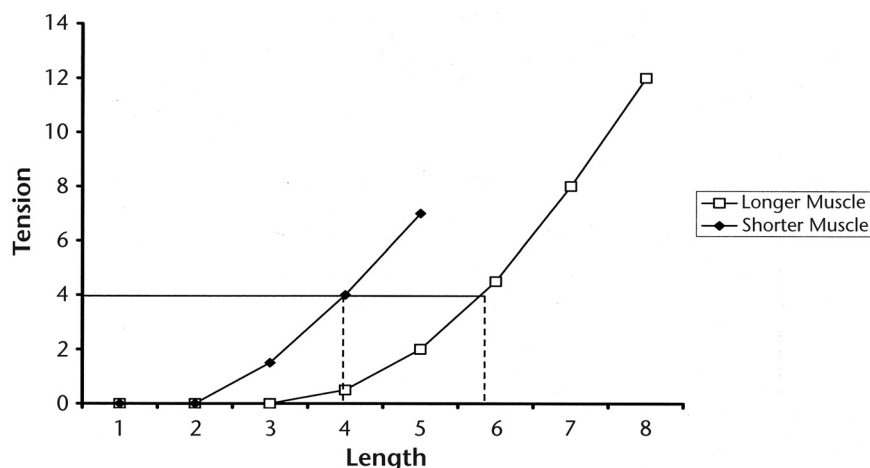


Figure 1.

Model of shifting length/tension curve. When a change in muscle length occurs, there is a shift in the entire passive length/tension curve. When "shortening" occurs, the curve shifts to the left, reflecting shorter muscle length measurements at a given passive tensile force. When lengthening occurs, the curve shifts to the right, reflecting a longer muscle length measurement at a given passive tensile force. Note: Number values are absolute; curve is a theoretical illustration.

Increasing Muscle Extensibility

Increases in human muscle extensibility are demonstrated by an increase in end-range joint angles. When an increase in muscle extensibility is observed, it is possible that the increase is due to a simple decrease in muscle stiffness or an increase in muscle length. A simple

decrease in muscle stiffness is demonstrated by a decrease in the slope of the torque/angle curve. Increases in muscle length are reflected on the torque/angle curve by a shift to the right of the entire curve.^{1,2,12,13} This right shift results in decreased stiffness and an increased length measurement (joint angle) for any given tension (Fig. 1). Muscle extensibility

also can increase—without a change in muscle length or stiffness—due to a simple increase in applied tension, which causes the muscle to stretch further (Fig. 2). Without information about applied tension, there is no way to differentiate between these possibilities.^{14,15}

Mechanical Theories for Increasing Muscle Extensibility

The rehabilitation literature often suggests that increases in muscle extensibility observed after intermittent stretching involve an increased mechanical length of the stretched muscle. These mechanical theories include viscoelastic deformation, plastic deformation, increased sarcomeres in series, and neuromuscular relaxation.

Viscoelastic Deformation

Many human studies^{11,16–18} suggest that increases in muscle extensibility observed immediately after stretching are due to a lasting viscoelastic deformation. Skeletal muscles are considered to be *viscoelastic*. Like solid materials, they demonstrate *elasticity* by resuming their original length once tensile force is removed. Yet, like liquids, they also behave *viscously* because their response to tensile force is rate and time dependent.^{1,14} An immediate increase in muscle length can occur due to the viscous behavior of muscles whenever they undergo stretch of sufficient magnitude and duration or frequency. This increased length is a *viscoelastic deformation* because its magnitude and duration are limited by muscles' inherent elasticity.¹ Viscoelastic deformation has been tested in research using various stretching methods such as "static" (constant joint angle) stretches,^{19–23} constant load,²⁴ contract/relax,²⁵ and repeated cyclic stretches.^{23,26} Static stretching can be used to evaluate the property of viscoelastic

stress relaxation. When stretch is applied to a muscle and the muscle is held in the stretched position for a period of time, as is the case with normal static stretching techniques, the muscle's resistance to stretch gradually declines (Fig. 3).^{1,2,14,27} This decline in resistance to stretch is called *viscoelastic stress relaxation* and is expressed as a percentage of the initial resistance.^{14,19,20} Constant load stretching, such as stretching that uses a fixed torque, can be used to evaluate the property of *creep*. Creep occurs when mechanical length gradually increases in response to a constant stretching force.^{1,2,23}

The study most commonly used to support the theory that viscoelastic deformation is responsible for increases in human muscle extensibility is an animal study by Taylor et al.²³ The results of this study showed an immediate increase in MTU length induced by repeated cyclic and static stretches. The authors suggested that the observed length increases should be lasting due to the viscous properties of the MTU.²³ However, no further testing was performed to determine the duration and residual magnitude of these length increases.²³

In human studies, viscoelastic deformation and recovery have been tested on hamstring and ankle plantar-flexor muscles.^{20–22,24,28} The results refute viscoelastic deformation as a mechanism for lasting increases in muscle length and extensibility. These studies showed that the magnitude and duration of the length increases vary depending on the duration of the stretch and the type of stretching applied. All of these studies consistently showed viscoelastic deformation of human muscle to be transient in nature. With stretch application typical of that practiced in rehabilitation and sports, the biomechanical effect of

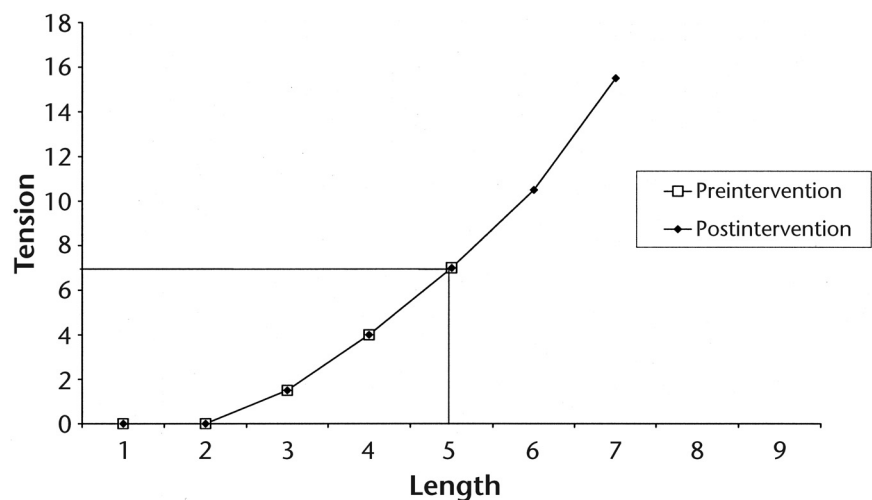


Figure 2.

No shift in passive length/tension curve model. When there is no mechanical change in muscle length after an intervention, there is no shift in passive length/tension curves, and tension required to achieve the preintervention muscle length measurement remains unchanged. In human studies, if the endpoint of the stretch is determined by subject sensation, the increased measurements may be attributed to sensory modification. Note: Number values are absolute; curve is a theoretical illustration.

viscoelastic deformation can be quite minimal and so short-lived that it may have no influence on subsequent stretches. In one hamstring muscle study, a static stretch of 45 seconds' duration was found to have no significant effect on the next stretch performed 30 seconds later.²⁸ With 3 consecutive 45-second static stretches (30-second rest intervals between stretches), each stretch showed VESR of 20% during the static holding phase. However, the muscles had already recovered from the relaxation by the next stretch.²⁸ Similar results were demonstrated in a study of ankle plantar-flexor muscles.²¹ There was no change in stiffness of the ankle plantar-flexor muscles that underwent static stretches of: (1) 4 sets of 15 seconds' duration and (2) 2 sets of 30 seconds' duration (10-second rest intervals between stretches).²¹

Plastic Deformation of Connective Tissue

Another popular theory suggests that increases in human muscle extensibility observed immediately af-

ter stretching are due to "plastic,"^{17,29–32} or "permanent"^{17,30–36} deformation of connective tissue.³⁷ The classical model of plastic deformation would require a stretch intensity sufficient to pull connective tissue within the muscle past the elastic limit and into the plastic region of the torque/angle curve so that once the stretching force is removed, the muscle would not return to its original length but would remain permanently in a lengthened state (Fig. 4).^{1,2} In 10 studies^{17,29–37} that suggested plastic, permanent, or lasting deformation of connective tissue as a factor for increased muscle extensibility, none of the cited evidence was found to support this classic model of plastic deformation. The term "plastic deformation" often was considered only to be a synonym for deformation that is permanent in nature.^{31,32}

The evidence cited^{29–31,33–35,37} in support of this theory can be traced almost entirely to a study by Warren et al.³⁸ performed on rat tail tendons and a review article by Sapega et al.³²

AUTEUR	ZATSIORSKY M.V., PRILUTZKY I.B.
TITRE	Biomechanics of skeletal muscles
TYPE DE DOCUMENT	Ouvrage
SOURCE (revue, éditeur)	Bibliothèque universitaire de la Doua. Human Kinetics (éditeur).
DATE DE PARUTION	2012
NOMBRE DE PAGES (n° de pages)	9 (p 108-117)
PLAN DE L'ARTICLE	2.2 Propriétés mécaniques du muscle 2.2.1 Tonus musculaire 2.2.2 Propriétés de la relaxation mécanique du muscle 2.2.2.1 Propriétés élastiques 2.2.2.2 Propriétés viscoélastiques du muscle passif : les mécanismes passifs de la résistance articulaire
ELEMENTS DE L'ARTICLE EN LIEN AVEC LA PROBLEMATIQUE :	Mots-clés : Propriétés mécaniques, muscle, raideur, mécanismes de l'étirement
	Eléments détaillés : 2.2.1 La présence d'un tonus musculaire engendre une absence de relâchement complet du muscle. Ainsi, ses tissus présentent une résistance quand le muscle est au repos. 2.2.2 La courbe force / longueur n'est pas linéaire puisqu'au fur et à mesure de l'étirement, le muscle devient de plus en plus raide. 2.2.2.1 L'élasticité passive du muscle est permise par le réseau de tissus conjonctif intra musculaire. Durant un étirement court, ses filets se tendent alors qu'ils se déforment lorsque l'étirement est plus long. Un muscle animal désinséré est plus court d'environ 10%. Ce raccourcissement provient des propriétés intrinsèques du muscle puisqu'aucune stimulation du muscle ne peut avoir lieu. Lorsque la quantité de tissu conjonctif augmente, le muscle devient plus résistant, sa longueur désinséré est plus courte et la longueur à laquelle il génère la tension active maximale est plus petite. Un étirement appliqué à une fibre isolée engendre une résistance au gain de longueur provenant de trois structures principales : -le tissu conjonctif situé à l'intérieur et autour du ventre musculaire (composants élastiques plastiques)

	- les connexions stables entre les filaments d'actine et de myosine. Ceux-ci résistent sur une courte distance avant de se détacher et de se restaurer sur un autre site de fixation. - La titine (protéine principalement concernée parmi les protéines non contractiles) investit sa force afin de maintenir l'intégrité du sarcomère. Les filaments d'actine et de myosine glissent entre eux sans changement visible de longueur. Les sarcomères proches de la fin de la fibre musculaire sont moins extensibles que les autres. Le muscle développe une résistance dès que la longueur dans laquelle il se trouve dépasse sa longueur naturelle (au repos). Le tendon subit un changement de longueur significatif, même avec des forces très faibles. 2.2.2.2 Le muscle passif ainsi que les articulations possèdent des propriétés viscoélastiques incluant la résistance vitesse dépendante (peu importante), le fluage, la relaxation des contraintes et l'hystérésie. L'hystérésie se représente par l'aire constatée entre la courbe tension / longueur de la mise en place de l'étirement et celle de son relâchement (permettant un retour à la longueur initiale) puisqu'elle correspond à l'énergie mécanique perdue. Elle est indépendante de la fréquence d'oscillation du muscle, contrairement aux corps viscoélastiques classiques, et du changement de longueur du muscle. Les composants dépendant de la vitesse ne jouent pas un rôle décisif dans la résistance à l'étirement énergétique. La résistance ressemble plus étroitement à un frottement sec (qui a vitesse faible est dépendant de la vitesse) qu'à une résistance viscoélastique observée dans les gels et les liquides. Quand une charge est appliquée une durée suffisante, le muscle flue (relaxation de la longueur). Quand une déformation constante est appliquée, la résistance diminue tout le long (relaxation du stress). Cependant, ce muscle possède des propriétés thixotropiques qui permettent à la substance de diminuer sa viscosité lorsqu'il est agité et à se solidifier en position de repos.
COMMENTAIRE OU QUESTIONNEMENT SECONDAIRE	Les propriétés intrinsèques du muscle permettent de se représenter l'effet structural d'un étirement. En effet, si nous pouvons induire une propriété engendrant un gain durable comme la thixotropie, il est probable que nos objectifs d'efficacité seraient atteints au niveau du gain d'extensibilité de la structure.



The capacity of the human iliotibial band to store elastic energy during running



Carolyn M. Eng^{a,b,*}, Allison S. Arnold^a, Daniel E. Lieberman^b, Andrew A. Biewener^a

^a Department of Organismic and Evolutionary Biology, Harvard University, Cambridge, MA, USA

^b Department of Human Evolutionary Biology, Harvard University, Cambridge, MA, USA

ARTICLE INFO

Article history:

Accepted 15 June 2015

Keywords:

Elastic energy storage

Iliotibial band

Fascia

Musculoskeletal modeling

ABSTRACT

The human iliotibial band (ITB) is a poorly understood fascial structure that may contribute to energy savings during locomotion. This study evaluated the capacity of the ITB to store and release elastic energy during running, at speeds ranging from 2–5 m/s, using a model that characterizes the three-dimensional musculoskeletal geometry of the human lower limb and the force–length properties of the ITB, tensor fascia lata (TFL), and gluteus maximus (GMax). The model was based on detailed analyses of muscle architecture, dissections of 3-D anatomy, and measurements of the muscles' moment arms about the hip and knee in five cadaveric specimens. The model was used, in combination with measured joint kinematics and published EMG recordings, to estimate the forces and corresponding strains in the ITB during running. We found that forces generated by TFL and GMax during running stretch the ITB substantially, resulting in energy storage. Anterior and posterior regions of the ITB muscle–tendon units (MTUs) show distinct length change patterns, in part due to different moment arms at the hip and knee. The posterior ITB MTU likely stores more energy than the anterior ITB MTU because it transmits larger muscle forces. We estimate that the ITB stores about 1 J of energy per stride during slow running and 7 J during fast running, which represents approximately 14% of the energy stored in the Achilles tendon at a comparable speed. This previously unrecognized mechanism for storing elastic energy may be an adaptation to increase human locomotor economy.

© 2015 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Because bipedalism is a fundamental derived feature of hominins (species more closely related to humans than chimpanzees), many distinctive features of the human spine and lower extremity are adaptations to improve bipedal locomotor performance. Many adaptations for standing and walking, for example, appear early in hominin evolution including a inferiorly-oriented foramen magnum, a lordotic lumbar spine, and a sagittally-oriented ilium (see Aiello and Dean (1990) and Zollikofer et al. (2005)). Additional features that first appear later in the genus *Homo* may reflect selection for endurance running, including a stabilized sacroiliac joint, an expanded attachment of gluteus maximus, and shorter toes (Bramble and Lieberman, 2004; Lieberman et al., 2006; Rolian et al., 2009). Although the selective factors underlying the evolution of both walking and running are debated, it is likely that locomotor economy played a key role. Hypothesized energy-

saving features for walking include long legs and dorsally oriented ischia (Crompton et al., 1998; Pontzer et al., 2009; Robinson, 1972; Sockol et al., 2007). Energy saving features for running in the genus *Homo* include a long, compliant Achilles tendon and a spring-like median longitudinal arch, which are known to store and recover elastic energy during running in other vertebrates (Biewener, 2003; Ker et al., 1987; Roberts, 2002). In addition, the human lower extremity has a number of fascial structures with elastic properties that are not present in apes, but whether these structures store energy or serve another function remains poorly understood.

One of the most interesting of these structures is the iliotibial band (ITB). The ITB is a thickening of the lateral fascia of the thigh that originates on the pelvis and inserts on the tibia; it receives muscle fibers from the tensor fascia lata (TFL) anteriorly and from the gluteus maximus (GMax) posteriorly (Gottschalk et al., 1989; Gray et al., 1995; Kaplan, 1958; Ober, 1936; Stern, 1972). The ITB is traditionally considered to function as a “strut” during walking, stabilizing the hip in the frontal plane (Gottschalk et al., 1989; Inman, 1947; Kaplan, 1958). However, the high compliance of the ITB (Butler et al., 1984; Derwin et al., 2008; Gratz, 1931), the fact that it crosses both the hip and knee, and the presence of in-series

* Correspondence to: Department of Ecology and Evolutionary Biology, Brown University, 34 Olive St., Box G-B204, Providence, RI 02912, USA.

E-mail address: carolyn_eng@brown.edu (C.M. Eng).

muscles suggest that the ITB may play other roles. If the ITB stretches substantially while transmitting muscle forces, storing elastic energy, then it may decrease the metabolic cost of locomotion. Prior studies have estimated that energy recovered from the Achilles tendon during running reduces muscle work by as much as 35% (Alexander and Bennet-Clark, 1977; Ker et al., 1987). Whether the ITB also stores and recovers elastic energy, and how this compares to Achilles tendon energy recovery, is unknown.

As a first step toward evaluating the ITB's role in locomotor economy, this study examined the capacity of the ITB to store elastic energy at running speeds ranging from 2 to 5 m/s. We hypothesized that forces generated by TFL and GMax stretch the ITB during running, storing elastic energy that may be recovered later in the stride. We tested this hypothesis by developing a musculoskeletal model of the ITB and inserting muscles. Our model characterizes the 3-D skeletal geometry, the hip and knee kinematics, and the attachments and force-length (F–L) properties of the ITB, TFL and GMax for an average-sized adult male (femur length: 39.8 cm; tibia length: 36.2 cm). Because existing representations of TFL and GMax were not sufficiently accurate for this study, we performed detailed analyses of these muscles' architecture and measured their moment arms (MAs) about the hip and knee in cadaveric specimens. The TFL has largely been neglected in previous studies of muscle architecture (e.g., Ward et al. (2009) and Wickiewicz et al. (1983)) and locomotor function (e.g., Dorn et al. (2012) and Sasaki and Neptune (2006)), despite being active during running (Andersson et al., 1997; Mann et al., 1986; Montgomery et al., 1994; Paré et al., 1981). GMax is routinely modeled as a uniaxial hip extensor that inserts on the femur (e.g., Arnold et al. (2010) and Delp et al. (1990)), despite evidence that a substantial portion of GMax inserts on the ITB (Gray et al., 1995; Stern, 1972). Our refined musculoskeletal model, which addresses these limitations, is available on SimTK (simtk.org). Using this model, we estimated the forces transmitted to anterior and posterior regions of the ITB at body positions corresponding to running, predicted the length changes of each region, and calculated the corresponding ITB strain energies over the course of a stride based on published measurements of the tissue's elastic modulus (Butler et al., 1984; Derwin et al., 2008).

2. Materials and methods

2.1. Muscle architecture measurements

We characterized the isometric force-generating capacity of TFL and GMax based on measurements of muscle architecture in three formalin-fixed human cadavers (Table 1). Specimens were dissected and the muscles isolated and removed. Total mass (M) of each muscle was measured; in addition, the masses of four regions of the GMax were measured separately. A muscle fascicle was carefully dissected from each region of GMax and from two regions of TFL and the fascicle lengths (L_f) measured. Surface

pennation angles between the fascicles and ITB were also measured. Under magnification, muscle fiber bundles were isolated from each fascicle and mounted on slides. Following Lieber et al. (1990), bundle sarcomere length (L_s) was determined by laser diffraction and used to calculate optimal fascicle length (L_f)

$$L_f = L_s \left(\frac{2.7 \mu\text{m}}{L_s} \right) \quad (1)$$

where 2.7 μm is the optimal sarcomere length for human muscle (Lieber et al., 1994). Physiological cross-sectional area (PCSA) was calculated from muscle mass and optimal fascicle length (Powell et al., 1984)

$$\text{PCSA} = \frac{M}{\rho \cdot L_f} \quad (2)$$

where ρ is muscle density (1.056 g/cm³; Mendez and Keys, 1960). Our architecture data for GMax are consistent with data reported by Ward et al. (2009).

2.2. Muscle moment arm measurements

We measured MAs of the muscle-ITB paths in five fresh frozen cadaveric hemi-pelves obtained from MedCure (Portland, OR). MAs were determined for hip flex/extension, rotation, ab/adduction, and knee flex/extension using the tendon excursion method (An et al., 1984; Brand et al., 1975). We approximated TFL with two Kevlar thread paths (Fig. 1A and B) and GMax with four paths (Fig. 1A and C). The ITB was left intact during these measurements. Each thread was anchored to a screw eye at the path's insertion, routed over the ITB through plastic tubing to a screw eye at the path's origin, and attached to one of two cable-extension position transducers (PTX101, Celesco, Canoga Park, CA) that measured length changes with an accuracy of ± 0.32 mm while applying a tension of 1.4 or 2.8 N. The tubing ensured a repeatable path along the surface of the ITB and decreased friction. Detailed procedures for defining each path are described in Supplementary materials.

Hip and knee angles were measured simultaneously with muscle-ITB length changes using a motion tracking system (Polhemus Fastrak, Colchester, VT) and custom software (LabView, National Instruments Corporation, Austin, TX). Receivers were rigidly attached to the pelvis, femur, and tibia to track the segments' positions and orientations. Segment coordinate systems were defined along anatomical axes by digitizing bony landmarks and determining the hip center (Fig. S1), as described in the Supplementary materials. For each muscle-ITB path, we digitized the origin, insertion and key "via" points that constrained the path with hip or knee motion. We also tracked the relative motions of nine marker pairs sutured along the ITB using high-speed video. These data guided development of the model and were analyzed to determine the hip and knee angles at which the anterior and posterior ITB began to stretch.

Each specimen was mounted in a custom frame (Fig. 2) that allowed independent control of hip flex/extension, rotation, ab/adduction, and knee flexion following Arnold et al. (2000). Alignment and mounting of the specimen comprised four main steps, each performed with real-time feedback to ensure that the pelvis, femur, and tibia were secured to within 5 mm and 2° of the desired alignment. First, the pelvis was secured to a table and aligned with either its medial-lateral axis (for flex/extension MAs) or anterior-posterior axis (for ab/adduction MAs) perpendicular to the table. Second, the femur was mounted on a cart equipped with two concentric rings. The femur was secured to the inner ring so that the femur's long axis (from hip center to the midpoint between femoral epicondyles) was centered perpendicular to the plane of the rings. Third, the base of the cart was adjusted so that

Table 1
Muscle architecture of tensor fascia lata (TFL) and gluteus maximus (GMax).

Muscle	Mass (g)	Optimal fascicle length (cm)	Pennation angle (deg.)	PCSA ^a (cm ²)
TFL	35.5 ± 9.6	9.8 ± 0.7	1.1 ± 1.1	3.2 ± 1.0
GMax	412.1 ± 69.7	14.4 ± 0.7	26.3 ± 5.0	30.6 ± 5.1

Data from 3 elderly cadaveric specimens (2 male, 1 female; mean age: 78 ± 6 years) are expressed as mean ± s.e.m.

^a Pennation angle is not included in the PCSA calculation since our SIMM model multiplies PCSA, specific tension, and pennation angle to determine a muscle's maximum isometric force.

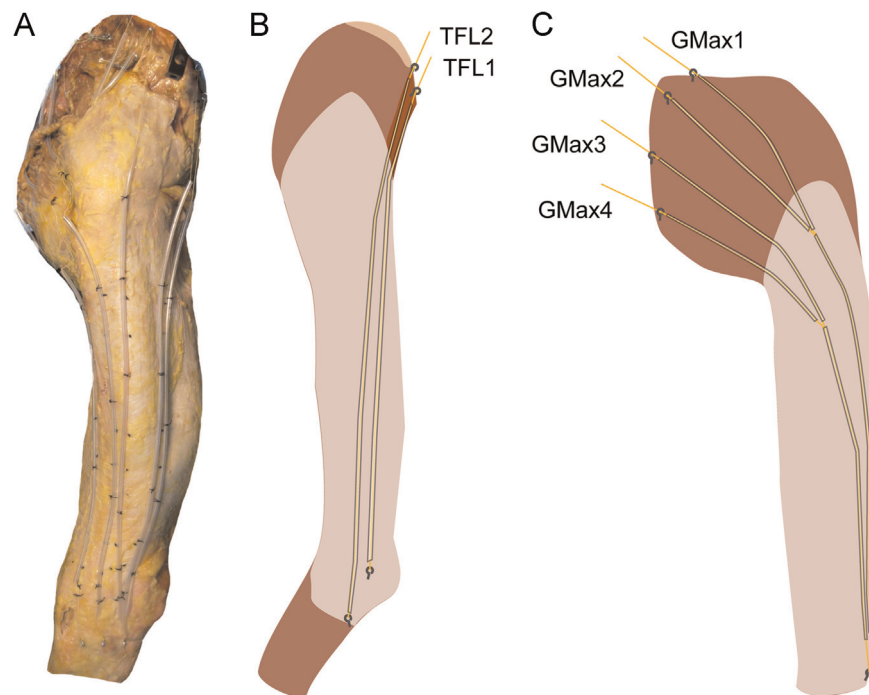


Fig. 1. (A) Lateral view of the human ITB showing paths of the inserting muscles, TFL and GMax, as characterized during the moment arm measurements, (B) Lateral diagram showing the anterior and posterior paths of TFL and (C) Posterior diagram showing the superior (Gmax1,2) and inferior (GMax3,4) regions of GMax. Muscle-ITB paths are described in the [Supplementary materials](#).

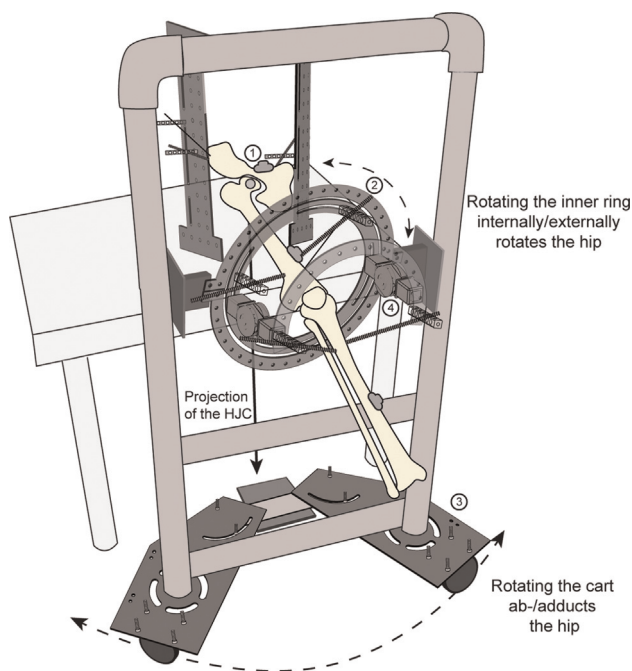


Fig. 2. Hardware and procedure for measuring hip ab/adduction and rotation moment arms. The hardware consisted of a fixed table for aligning and securing the pelvis, an adjustable cart for moving the femur through a range of hip ab/adduction angles, and a set of concentric rings for rotating the femur about its mechanical axis, following [Arnold et al. \(2000\)](#). Receivers (shown in gray) were rigidly attached to the pelvis, femur, and tibia to track their motions in real time. (1) The pelvis was secured to a fixed table with its anterior-posterior axis perpendicular to the table, (2) the femur was secured to the inner of the two rings so that the femur's long axis was centered perpendicular to the plane of the rings, (3) the bases of the cart were adjusted so that the cart's wheels rolled in an arc about the specimen's hip joint center and (4) the tibia was secured to a locking hinge. Hip flex/extension moment arms were measured by re-orienting the pelvis on the table so that its medial-lateral axis was perpendicular to the table. More details are provided in the [Supplementary materials](#).

its wheels rolled in an arc about the specimen's hip center. Fourth, the tibia was secured to a locking hinge attached to the inner ring. When measuring knee MAs, the hinge was removed and the tibia was flexed and extended. When measuring hip rotation MAs, the inner ring was rotated relative to the outer ring, which internally and externally rotated the hip. When measuring hip flex/extension or ab/adduction MAs, the cart was rotated about the specimen's hip center, thereby flex/extending or ab/adducting the hip. When measuring MAs about one axis, the other axes were locked in a neutral position (hip flexion=0°, hip rotation=5°, hip adduction=0°, knee flexion=0°). To verify alignment, we monitored coupling of hip angles and ensured that hip adduction varied < 2° and hip rotation < 4° over a 75° range of flexion. When the specimen was aligned for hip ab/adduction, we ensured that hip flexion varied < 2° and hip rotation < 4° over a 50° range of ab/adduction.

To measure muscle-ITB MAs, the excursion of each thread path was recorded while slowly moving the specimen through its range of hip and knee motion. Excursion and joint angle data were sampled at 10 Hz (National Instruments BNC-2090 A/D converter). The lengthening excursion versus joint angle data were fit with a fourth order polynomial, and the derivative of the polynomial was averaged across trials to estimate the MA. A minimum of five trials was collected for each condition.

Following MA measurements, muscles were freed, cleaned of fat and connective tissue, and weighed ([Table 2](#)). In two specimens, the regions of GMax were carefully dissected to determine the relative masses of the portions that insert on the ITB versus the femur.

2.3. Model of TFL, Gmax, and ITB F-L properties

We modified the paths of TFL and GMax muscle-tendon units (MTUs) in the model reported by [Arnold et al. \(2010\)](#) to match our digitized attachments and MA data ([Fig. 3](#)). Using SIMM (Software

SOMMAIRE DES ANNEXES

Annexe 1 : Données brut de la tension (daN) du MID et du MIG mesurée en début (T_{ini}) et fin (T_{fin}) de la séance 1 à 9.

Annexe 2 : Données brut de l'amplitude angulaire de hanche (degrés) du MID et du MIG en début (H_{ini}) et fin (H_{fin}) de la séance 1 à 9.

Annexe 3: Description de la population

Annexe 4 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des amplitudes de hanche du MID en début et fin de chacune des 9 séances.

Annexe 5 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des tensions du MID en début et fin de chacune des 9 séances.

Annexe 6: Moyenne, minimum, maximum et écart type des amplitudes de hanche du MIG en début et fin de chacune des 9 séances

Annexe 7 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des tensions du MIG en début et fin de chacune des 9 séances

Annexe 8 : ANOVA à mesures répétées de l'effet test (pré et post étirement) significatif du MID

Annexe 9 : ANOVA à mesures répétées de l'effet test (pré et post étirement) significatif du MIG

Annexe 10 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session (séance 1 à 9) significatif du MID

Annexe 11 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session (séance 1 à 9) significatif du MIG

Annexe 12: Test Ad Hoc de Bonferroni du MID

Annexe 13: Test Ad Hoc de Bonferroni du MIG

Annexe 14 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif

Annexe 15 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif du MIG

Annexe 16 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) : évolution entre la première et la neuvième séance

Annexe 17: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) : évolution entre la première et la neuvième séance

Annexe 18 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) : gain de tension par séance

Annexe 19 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) : gain de tension par séance

Annexe 20: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) :
perte entre 2 séances.

Annexe 21: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) :
perte entre 2 séances.

Annexes

Annexe 1 : Données brut de la tension (daN) du MID et du MIG mesurée en début (T_{ini}) et fin (T_{fin}) de la séance 1 à 9.

Séance			1	2	3	4	5	6	7	8	9
Patient 1		Tini	8	10,5	7	7,5	9	6	7	10	12,5
	Droit	Tfin	10	11,5	8	9	12	8,5	8	16	14
		Tini	9	6	6	7	9	6	7	9	10,5
	Gauche	Tfin	7,5	9	8,5	9,5	11	8,5	10,5	11,5	12,5
Patient 2		Tini	9	9,5	6,5	13	8	9	12,5	12	17
	Droit	Tfin	13	11	10	15	12	10	15	13	19
		Tini	9	7,5	8	12,5	10	9,5	12,5	12	13
	Gauche	Tfin	12	11	13	13	16	12,5	19	17	20
Patient 3		Tini	15	22	24	35	25	17	13	30	DM
	Droit	Tfin	25	32	27	28	30	21	20	45	DM
		Tini	17	16,5	13,5	11	7	20	20	16	17
	Gauche	Tfin	16	14	15,5	22	25	28	28	35	34,5
Patient 4		Tini	10	9	11	12	11	11,5	13	11	15
	Droit	Tfin	10	13	12,5	14	15	15	15	14	16
		Tini	11	6,5	10	10,5	11,5	11	10	12	3
	Gauche	Tfin	11	11,5	12,5	12,5	15	16	11	15	16,5
Patient 5		Tini	6,5	4	6	6,5	7	11	10,5	14	14
	Droit	Tfin	7	4,5	7	8	12	12	15	19	19
		Tini	8	4	7	7,5	6,5	9,5	12	12	12
	Gauche	Tfin	9,5	5	9	8	9,5	13	17	15	16
Patient 6		Tini	5,5	10	4	6	6	6	8,5	8	7
	Droit	Tfin	10	8	10	13	11	11,5	13,5	13	9
		Tini	5,5	2	3	7	5	8	7	8	9
	Gauche	Tfin	9,5	4	8	9,5	8	12	9,5	11	DM

Annexe 2 : Données brut de l'amplitude angulaire de hanche (degrés) du MID et du MIG en début (H_{ini}) et fin (H_{fin}) de la séance 1 à 9.

Séance			1	2	3	4	5	6	7	8	9
Patient 1		Hini	-14	-7	-15	-10	-15	-10	-5	-7	15
	Droit	Hfin	0	-2	-10	-5	0	5	0	3	18
		Hini	-15	-5	-12	-13	0	-5	0	-5	2
	Gauche	Hfin	5	-3	0	-7	5	2	6	10	8
Patient 2		Hini	-13	-18	-15	-13	-10	-7	-3	-3	-8
	Droit	Hfin	-8	-14	-10	-7	-3	DM	0	DM	-4
		Tini	-15	-16	-16	-4	-10	-7	-5	0	-6
	Gauche	Hfin	-10	-10	-6	0	0	0	0	3	4
Patient 3		Hini	-10	-7	0	DM	0	0	0	5	DM
	Droit	Hfin	0	5	7	DM	8	13	15	11	DM
		Hini	-10	-5	-15	-8	0	-3	0	-5	-3
	Gauche	Hfin	0	DM	-7	2	DM	4	7	15	8
Patient 4		Hini	-20	-26	-20	-12	-5	-2	-10	-10	-14
	Droit	Hfin	-11	-10	-10	-5	3	0	0	-3	0
		Hini	-20	-25	-18	-20	-5	-7	-10	-5	-5
	Gauche	Hfin	-13	-16	-15	-15	1	3	-3	-3	0
Patient 5		Hini	-10	-15	-5	-7	-5	5	5	0	15
	Droit	Hfin	-3	-7	0	2	3	15	9	20	25
		Hini	-3	-15	5	-2	0	9	-2	0	7
	Gauche	Hfin	3	-5	3	0	10	20	17	24	15
Patient 6		Hini	-33	-30	-40	-30	-35	-25	-30	-25	-30
	Droit	Hfin	-25	-17	-25	DM	-25	-20	-17	-20	-15
		Hini	-35	-36	-25	-30	-25	-20	-20	-25	-20
	Gauche	Hfin	-20	-22	-18	-13	-20	-10	-15	-10	DM

Annexe 3: Description de la population

	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)	IMC
4 hommes	45	177	95	30,3
	63	180	74	22,8
	68	173	86	28,7
	70	172	72	24,3
2 femmes	46	177	69	22
	69	150	61	27,1

Amplitude articulaire de hanche

Annexe 4 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des amplitudes de hanche du MID en début et fin de chacune des 9 séances.

Variable				
	Amplitude moyenne	Minimum	Maximum	Ecart type
H ini MID S1	-16,6667	-33	-10	8,8
H fin MID S1	-7,8333	-25	0	9,5
H ini MID S2	-17,1667	-30	-7	9,54
H fin MID S2	-7,5	-17	5	8,07
H ini MID S3	-15,8333	-40	0	13,93
H fin MID S3	-8	-25	7	10,86
H ini MID S4	-14,4	-30	-7	9,02
H fin MID S4	-3,75	-7	2	3,95
H ini MID S5	-11,6667	-35	0	12,5
H fin MID S5	-2,3333	-25	8	11,69
H ini MID S6	-6,5	-25	5	10,48
H fin MID S6	2,6	-20	15	14,01
H ini MID S7	-7,1667	-30	5	12,25
H fin MID S7	1,1667	-17	15	10,83
H ini MID S8	-6,6667	-25	5	10,41
H fin MID S8	2,2	-20	20	15,12
H ini MID S9	-4,4	-30	15	19,45
H fin MID S9	4,8	-15	25	16,4

Annexe 5 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des tensions du MID en début et fin de chacune des 9 séances.

Variable				
	Moyenne	Minimum	Maximum	Ecart type
T ini MID S1	9,00000	5,50000	15,00000	3,36155
T fin MID S1	12,50000	7,00000	25,00000	6,41093
T ini MID S2	10,83333	4,00000	22,00000	5,95539
T fin MID S2	13,33333	4,50000	32,00000	9,63155
T ini MID S3	9,75000	4,00000	24,00000	7,34677
T fin MID S3	12,41667	7,00000	27,00000	7,39200
T ini MID S4	13,33333	6,00000	35,00000	11,00757
T fin MID S4	14,50000	8,00000	28,00000	7,17635
T ini MID S5	11,00000	6,00000	25,00000	7,07107
T fin MID S5	15,33333	11,00000	30,00000	7,31209
T ini MID S6	10,08333	6,00000	17,00000	4,12816
T fin MID S6	13,00000	8,50000	21,00000	4,48330
T ini MID S7	10,75000	7,00000	13,00000	2,54460
T fin MID S7	14,41667	8,00000	20,00000	3,85249
T ini MID S8	14,16667	8,00000	30,00000	8,01041
T fin MID S8	20,00000	13,00000	45,00000	12,45793
T ini MID S9	13,10000	7,00000	17,00000	3,78153
T fin MID S9	15,40000	9,00000	19,00000	4,15933

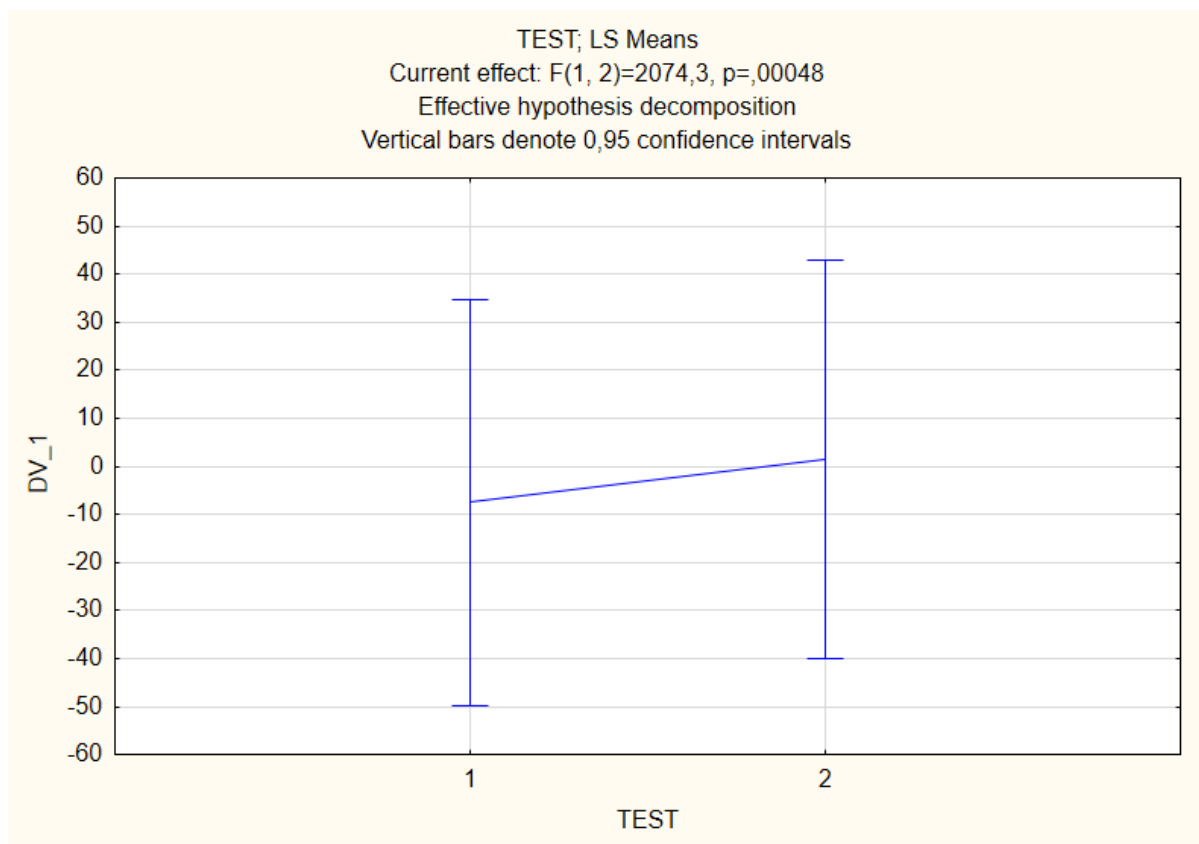
Annexe 6: Moyenne, minimum, maximum et écart type des amplitudes de hanche du MIG en début et fin de chacune des 9 séances.

Variable				
	Amplitude moyenne	Minimum	Maximum	Ecart Type
H ini MIG S1	-16,3333	-35	-3	10,80123
H fin MIG S1	-5,8333	-20	5	9,98833
H ini MIG S2	-17	-36	-5	11,98332
H fin MIG S2	-11,2	-22	-3	7,85493
H ini MIG S3	-13,5	-25	5	10,05485
H fin MIG S3	-7,1667	-18	3	8,18332
H ini MIG S4	-12,8333	-30	-2	10,62858
H fin MIG S4	-5,5	-15	2	7,28697
H ini MIG S5	-6,6667	-25	0	9,83192
H fin MIG S5	-0,8	-20	10	11,43241
H ini MIG S6	-5,5	-20	9	9,28978
H fin MIG S6	3,1667	-10	20	9,68332
H ini MIG S7	-6,1667	-20	0	7,75672
H fin MIG S7	2	-15	17	10,8074
H ini MIG S8	-6,6667	-25	0	9,30949
H fin MIG S8	7	-10	24	11,96662
H ini MIG S9	-4,1667	-20	7	9,15241
H fin MIG S9	7	0	15	5,56776

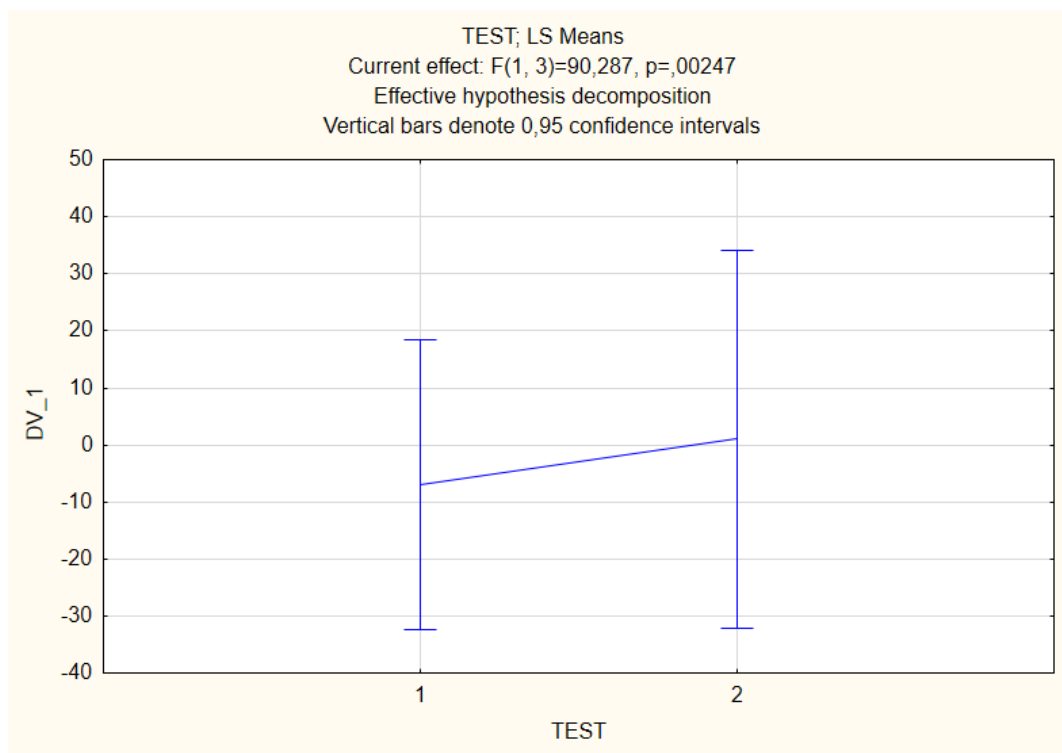
Annexe 7 : Moyenne, minimum, maximum et écart type des tensions du MIG en début et fin de chacune des 9 séances.

Variable				
	Moyenne	Minimum	Maximum	Ecart type
T ini MIG S1	9,91667	5,50000	17,00000	3,90406
T fin MIG S1	10,91667	7,50000	16,00000	2,92261
T ini MIG S2	7,08333	2,00000	16,50000	5,01415
T fin MIG S2	9,08333	4,00000	14,00000	3,90406
T ini MIG S3	7,91667	3,00000	13,50000	3,58353
T fin MIG S3	11,08333	8,00000	15,50000	3,02352
T ini MIG S4	9,25000	7,00000	12,50000	2,38223
T fin MIG S4	12,41667	8,00000	22,00000	5,07362
T ini MIG S5	8,16667	5,00000	11,50000	2,42212
T fin MIG S5	14,08333	8,00000	25,00000	6,18398
T ini MIG S6	10,66667	6,00000	20,00000	4,87511
T fin MIG S6	15,00000	8,50000	28,00000	6,80441
T ini MIG S7	11,41667	7,00000	20,00000	4,82096
T fin MIG S7	15,83333	9,50000	28,00000	7,08990
T ini MIG S8	11,50000	8,00000	16,00000	2,81069
T fin MIG S8	17,41667	11,00000	35,00000	8,91301
T ini MIG S9	10,75000	3,00000	17,00000	4,66637
T fin MIG S9	19,9	12,5	34,5	8,58341

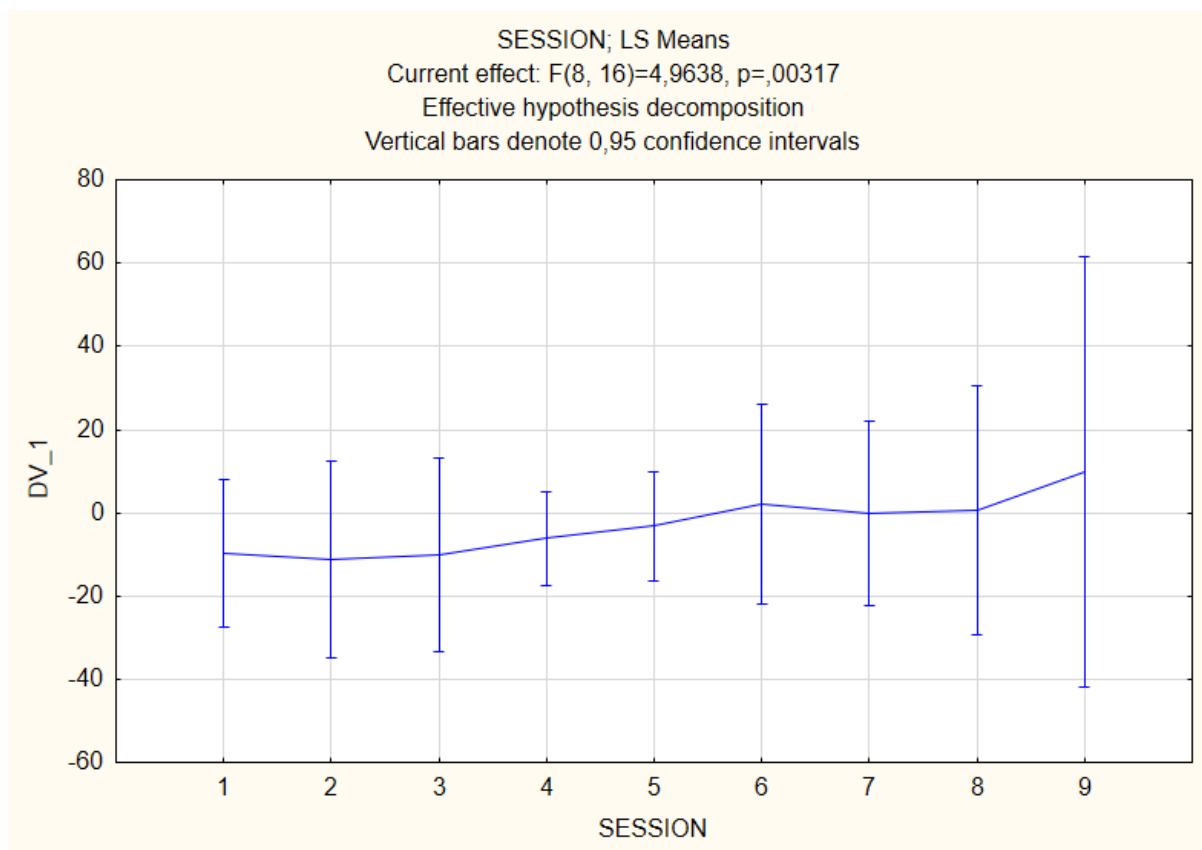
Annexe 8 : ANOVA à mesures répétées de l'effet test (pré et post étirement) significatif du MID



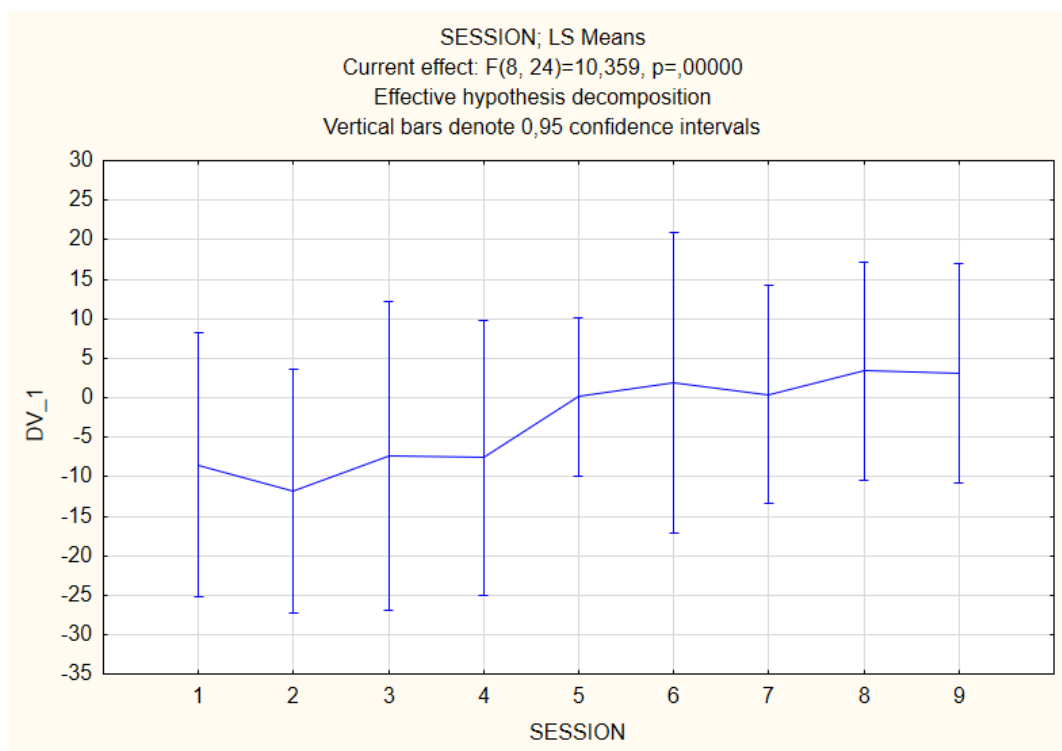
Annexe 9 : ANOVA à mesures répétées de l'effet test (pré et post étirement) significatif du MIG



Annexe 10 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session (séance 1 à 9) significatif du MID



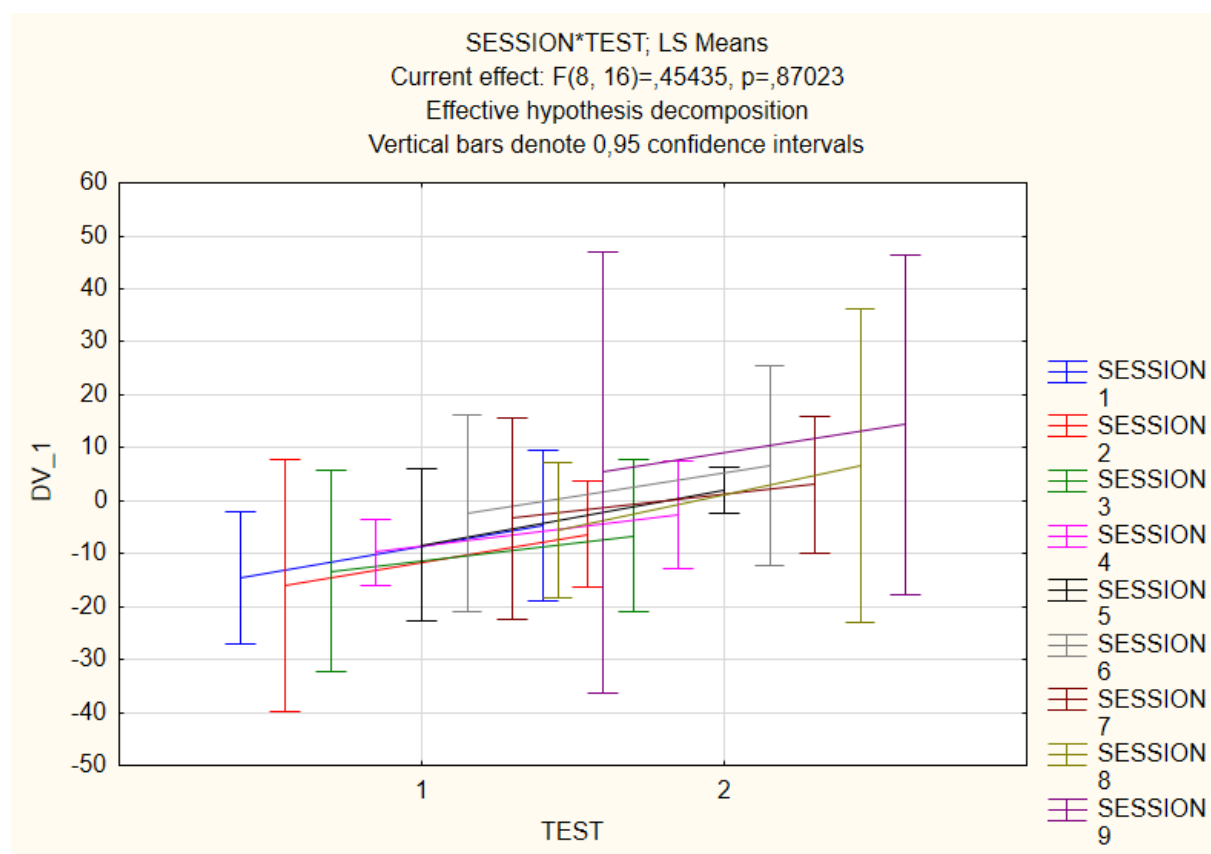
Annexe 11 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session (séance 1 à 9) significatif du MIG



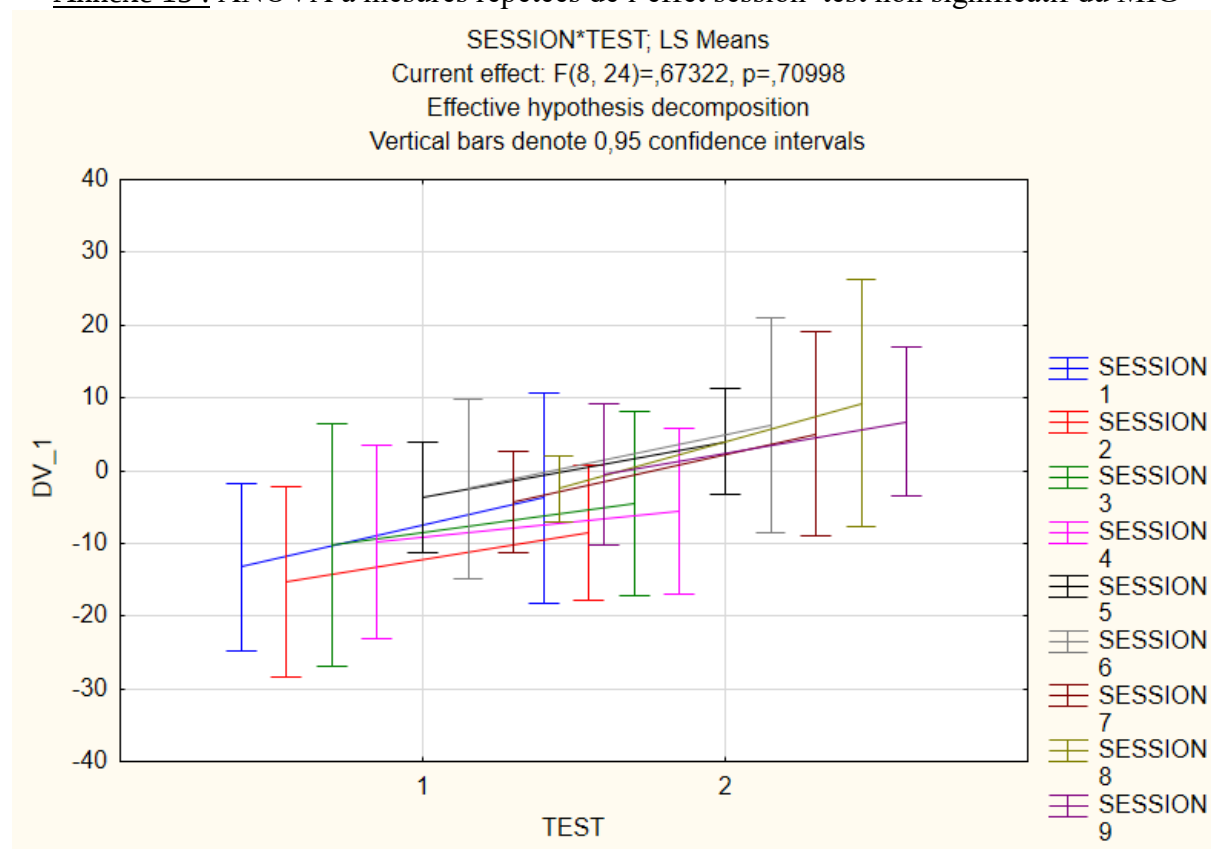
Annexe 12: Test Ad Hoc de Bonferroni du MID

Cell No.	Bonferroni test; variable DV_1 (Amplitude Hanche in Classeur1.1) Probabilities for Post Hoc Tests Error: Within MSE = 57,685, df = 16,000									
	SESSIO N	{1} -9,667	{2} -11,17	{3} -10,00	{4} -6,167	{5} -3,167	{6} 2,1667	{7} -,1667	{8} ,50000	{9} 9,8333
1	1		1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	0,56944 4	1,00000 0	1,00000 0	0,01460 6
2	2	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	0,28041 9	0,83774 6	0,61546 6	0,00722 8
3	3	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0	0,48713 7	1,00000 0	1,00000 0	0,01248 1
4	4	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	0,07791 3
5	5	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	0,32861 0
6	6	0,56944 4	0,28041 9	0,48713 7	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0
7	7	1,00000 0	0,83774 6	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0	1,00000 0
8	8	1,00000 0	0,61546 6	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0		1,00000 0
9	9	0,01460 6	0,00722 8	0,01248 1	0,07791 3	0,32861 0	1,00000 0	1,00000 0	1,00000 0	

Annexe 14 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif



Annexe 15 : ANOVA à mesures répétées de l'effet session*test non significatif du MIG



Annexe 16 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) : évolution entre la première et la neuvième séance

Variables	Valid N	T	Z	p-value
T fin MID S1 & T fin MID S9	5	1,00000	1,752920	0,079617

Annexe 17: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) : évolution entre la première et la neuvième séance

Variables	Valid N	T	Z	p-value
T fin MIG S1 & T fin MIG S9	5	0,00000	2,022600	0,043115

Annexe 18 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) : gain de tension par séance

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Feuil1 in Classeur2) Marked tests are significant at p <,05000			
	Valid N	T	Z	p-value
T ini MID S1 & T fin MID S1	5	0,00000	2,022600	0,043115
T ini MID S2 & T fin MID S2	6	4,00000	1,362770	0,172956
T ini MID S3 & T fin MID S3	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MID S4 & T fin MID S4	6	5,50000	1,048285	0,294508
T ini MID S5 & T fin MID S5	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MID S6 & T fin MID S6	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MID S7 & T fin MID S7	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MID S8 & T fin MID S8	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MID S9 & T fin MID S9	5	0,00000	2,022600	0,043115

Annexe 19 : Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) : gain de tension par séance

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Feuil1 in classeur 2) Marked tests are significant at $p < 0,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
T ini MIG S1 & T fin MIG S1	5	3,50000	1,078720	0,280713
T ini MIG S2 & T fin MIG S2	6	3,00000	1,572427	0,115852
T ini MIG S3 & T fin MIG S3	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S4 & T fin MIG S4	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S5 & T fin MIG S5	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S6 & T fin MIG S6	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S7 & T fin MIG S7	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S8 & T fin MIG S8	6	0,00000	2,201398	0,027709
T ini MIG S9 & T fin MIG S9	5	0,00000	2,022600	0,043115

Annexe 20: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MID) : perte entre 2 séances.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Feuil1 in Classeur2) Marked tests are significant at $p < 0,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
T fin MID S1 & T ini MID S2	5	1,00000	1,752920	0,079617
T fin MID S2 & T ini MID S3	6	1,00000	1,991741	0,046400
T fin MID S3 & T ini MID S4	6	10,00000	0,104828	0,916512
T fin MID S4 & T ini MID S5	5	0,00000	2,022600	0,043115
T fin MID S5 & T ini MID S6	6	0,00000	2,201398	0,027709
T fin MID S6 & T ini MID S7	6	4,00000	1,362770	0,172956
T fin MID S7 & T ini MID S8	6	8,00000	0,524142	0,600180
T fin MID S8 & T ini MID S9	5	4,00000	0,943880	0,345232

Annexe 21: Test des rangs signés de Wilcoxon pour échantillons appariés (tension MIG) :
perte entre 2 séances.

Pair of Variables	Wilcoxon Matched Pairs Test (Feuil1 in classeur 2) Marked tests are significant at $p < ,05000$			
	Valid N	T	Z	p-value
T fin MIG S1 & T ini MIG S2	6	4,00000	1,991741	0,046400
T fin MIG S2 & T fin MIG S3	6	4,00000	1,362770	0,172956
T fin MIG S3 & T ini MIG S4	6	0,00000	2,201398	0,027709
T fin MIG S4 & T fin MIG S5	6	2,00000	1,782084	0,074736
T fin MIG S5 & T ini MIG S6	4	0,00000	1,825742	0,067890
T fin MIG S6 & T fin MIG S7	5	0,00000	2,022600	0,043115
T fin MIG S7 & T ini MIG S8	6	1,00000	1,991741	0,046400
T fin MIG S8 & T fin MIG S9	6	0,00000	2,201398	0,027709

*ATTESTATION DE PRODUCTION D AUTORISATION ÉCRITES DU PATIENT ET DE SON
MÉDECIN EN VUE DE LA RÉDACTION DU TRAVAIL ÉCRIT*

Je soussigné Frank GREGOIRE, représentant la direction pédagogique de l'Institut de formation en Masso-kinésithérapie Université Claude Bernard Lyon 1 ISTR,

Atteste que

Madame, Monsieur.....

Etudiant en kinésithérapie de l'Institut de formation en Masso-kinésithérapie Université Claude Bernard Lyon 1 -ISTR a présenté les pièces justificatives montrant le suivi de la procédure de demande d'autorisations écrites visant au respect des règles déontologiques d'anonymat et garantie du secret professionnel, sous forme écrite et informatique.

Autorisation remise à l'intéressé(e) pour servir et valoir de droit

Le.....

Signature et tampon :