

# Les effets du crochetage myo-aponévrotique sur l'architecture et les propriétés intrinsèques du muscle gastrocnemius medialis à l'étirement

## The effects of diacutaneous fibrolysis on the architectural and mechanical intrinsic properties of the gastrocnemius medialis muscle during stretching

FLORENT VIGOUROUX (Msc, PT)<sup>1\*</sup>, MORGAN LEVENEZ (Msc, MD)<sup>2</sup>, COSTANTINO BALESTRA (PhD)<sup>2</sup>

1. Etablissements Hospitaliers du Nord Vaudois, Suisse
2. Laboratoire de Physiologie Intégrée. Haute Ecole Bruxelles – Brabant (HE2B), Belgique

\* Travail réalisé à l'ISEK, Haute Ecole Bruxelles – Brabant (HE2B), Belgique

Les auteurs attestent ne pas avoir de conflits d'intérêts dans la réalisation de ce travail

### Keywords

Diacutaneous fibrolysis technique, muscle architecture, ultrasonography, range of motion, passive stiffness

**Background:** this study investigates the effects of the diacutaneous myo-aponeurosis fibrolysis technique, also called hook treatment, on the architectural and mechanical aspects of the muscle.

**Methods:** the overall muscle-tendon unit passive tension and range of motion and muscle architecture of the medial gastrocnemius (fascicle length and pennation angle), as well as mechanical intrinsic elasticity and dissipative properties, were assessed before and after 10 minutes of diacutaneous fibrolysis (DF) of the triceps surae muscle. We analyzed 20 participants divided into a group treated by DF and into a control group.

**Results:** our results revealed an  $8.0 \pm 8.4\%$  ( $P < 0.01$ ) decrease in passive torque at  $30^\circ$  of ankle dorsiflexion coupled with a  $9.5 \pm 5.6\%$  ( $P < 0.01$ ) gain in ankle flexibility following DF. In addition, the medial gastrocnemius muscle normalized fascicle length ( $Lf \cdot \cos \mu$ ) rose by  $6.3 \pm 4.9\%$  (ANCOVA  $P < 0.001$ ) at  $30^\circ$  of ankle dorsiflexion following DF. Passive stiffness calculated from the passive torque-Lf deformation curve normalized at each ankle angle decreased from  $20^\circ$  to  $30^\circ$  of dorsiflexion

### Mots clés

Technique de crochetage myo-aponévrotique, architecture musculaire, échographie, amplitude articulaire, raideur passive

**Introduction:** le but de cette étude était d'évaluer les effets du crochetage myo-aponévrotique sur l'architecture et les aspects mécaniques du muscle.

**Méthodes:** la tension passive et l'amplitude articulaire maximale, l'architecture du muscle gastrocnemius medialis (longueur fasciculaire et angle de pennation), ainsi que les propriétés viscoélastiques intrinsèques ont été mesurées avant et après dix minutes de crochetage du triceps sural. Nous avons analysé les résultats sur 20 sujets humains, répartis en groupe traité par crochetage et en groupe contrôle.

**Résultats:** on observe une diminution de la tension passive de  $8.0 \pm 8.4\%$  ( $P < 0.01$ ) à  $30^\circ$  de flexion dorsale de cheville, associée à une augmentation de souplesse articulaire de  $9.5 \pm 5.6\%$  ( $P < 0.01$ ). La longueur fasciculaire normalisée à l'angle de pennation correspondant ( $Lf \cdot \cos \mu$ ) a augmenté de  $6.3 \pm 4.9\%$  (ANCOVA  $P < 0.001$ ) à  $30^\circ$  de flexion dorsale de cheville. La raideur passive calculée à partir de la courbe tension passive-allongement fasciculaire à chaque degré d'angulation articulaire a diminué entre  $20^\circ$  et  $30^\circ$  de flexion dorsale de

(ANCOVA  $P < 0.01$ ) following DF. No significant changes were revealed in the tissues viscous properties. No changes occurred in the control group.

**Discussion:** the decrease in passive tension and the gain in maximal joint range of motion observed following 10 minutes of DF is the result of a better muscular compliance coupled with changes in muscle architecture. Neural and/or psychological factors cannot be excluded considering the changes observed.

**Conclusion:** this study is in line with previous research using the same experimental conditions. It would be relevant to test the effects of the diacutaneous technique on a pathologic population.

cheville. Les propriétés dissipatives du système musculo-articulaire sont restées inchangées. Le groupe contrôle n'a pas subi de modifications.

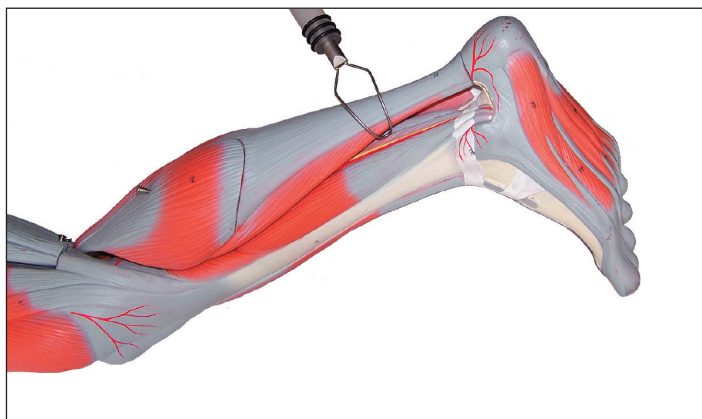
**Discussion:** les changements observés quant à la tension passive et au gain de mobilité articulaire résulteraient d'une augmentation de la compliance musculaire et d'un allongement des fascicules musculaires. Des adaptations nerveuses mais aussi psychologiques avec une plus grande tolérance à l'étirement peuvent aussi avoir joué un rôle.

**Conclusion:** cette étude est en phase avec les travaux précédents menés dans les mêmes conditions expérimentales. Il serait dorénavant intéressant d'évaluer les implications du crochetage myo-aponévrotique sur une population pathologique.



## Introduction

Développée au milieu des années 60 par Kurt Ekman, un physiothérapeute suédois, la fibrolyse myo-aponévrotique diacutanée (FMD), aussi appelée traitement par crochetage, est une technique instrumentale de traitement des algies d'origine inflammatoire ou traumatique affectant le système locomoteur. Le but premier de cette technique selon son auteur, est de libérer les adhérences et les corpuscules fibreux logés aux niveaux des fascias intermusculaires, afin d'éviter une surcharge mécanique des tissus conjonctifs myo-aponévrotiques<sup>(1,2)</sup>. Une description du matériel et de la technique (Figure 1) a fait l'objet d'une publication<sup>(3)</sup>. Cette thérapie non invasive a séduit bon nombre de thérapeutes manuels qui peuvent sentir le relâchement tissulaire induit par la traction des crochets en fin de mobilisation palpatoire. Même si rien n'avait été démontré scientifiquement, Ekman pensait que la « fibrolyse » avait une action exclusivement mécanique sur les fascias et les muscles<sup>(2)</sup>.



› Figure 1: Illustration du matériel et de la technique.

La technique peut être divisée en trois parties. D'abord, la palpation manuelle dans le but de localiser anatomiquement la zone à traiter. Ensuite, la palpation instrumentale qui se focalise sur les nodules fibreux adhérents. Enfin, la « fibrolyse » qui consiste en une traction du crochet avec l'aide de l'autre main pour libérer ces adhérences le long des fascias inter-musculaires. La technique du crochetage est effectuée tout le long de la structure inter-aponévrotique à traiter.

C'est dans ce contexte que *Vezely et al.*<sup>(4)</sup> ont mené la première étude sur le sujet. Ils ont mis en évidence que 10 minutes de crochetage augmentait l'amplitude articulaire maximale (AAM), communément appelée souplesse de la cheville. Des adaptations à la fois mécaniques avec une diminution de la tension passive à l'étirement, mais aussi nerveuses avec une baisse significative du réflexe tendineux qui perdurent 30 minutes après la manipulation, permettent d'expliquer l'augmentation de mobilité articulaire<sup>(4)</sup>. De leur côté *Levenez et al.* ont montré que 10 minutes de crochetage du triceps sural induisait une augmentation d'amplitude articulaire par diminution de la tension passive et des changements dans l'architecture musculaire<sup>(5)</sup>. Même si l'on ne peut exclure des mécanismes d'inhibitions nerveuses<sup>(6-8)</sup> et/ou une meilleure tolérance à l'étirement<sup>(9)</sup> comme facteurs qui contribuent au gain de flexibilité après traitement par crochetage; il semble que l'amélioration de mobilité observée soit essentiellement le fait d'adaptations mécaniques<sup>(4,5)</sup>.

Classiquement, on admet dans la littérature que la tension passive à l'étirement est un facteur limitant l'amplitude articulaire<sup>(10-12)</sup>. Cependant, la contribution relative des différentes structures de l'unité myo-tendineuse (UMT) dans l'augmentation de la résistance à l'étirement reste floue<sup>(13)</sup>.

L'imagerie échographique couplée à l'utilisation d'un dynamomètre à jauge de contrainte ont permis d'étudier de manière valide et reproductible l'architecture de l'UMT in vivo<sup>(14-16)</sup>. Ainsi, bien que nous ne puissions ignorer la contribution relative des tendons<sup>(14, 17)</sup>, il s'avère que les fascicules musculaires et les structures connectives myo-aponévrotiques sont en grande partie responsables de l'augmentation de la résistance à l'étirement<sup>(10, 18)</sup>.

Cependant, il faut garder à l'esprit que l'UMT est une structure complexe et que d'autres composants, comme la capsule articulaire, les ligaments ou le liquide synovial produisent des frictions et sont sources de tension passive à l'étirement<sup>(10)</sup>. Certaines études ont étudié le comportement de l'UMT à l'étirement passif. Il en résulte que cette dernière se comporte comme un matériau viscoélastique<sup>(10, 11, 15, 19)</sup>.

Elastique car celle-ci retrouve sa longueur initiale une fois l'étirement relâché. Visqueuse car elle dissipe de l'énergie en fonction de la charge et du temps d'étirement appliqué<sup>(10, 20)</sup>.

Lors de cycles d'étirement-raccourcissement comme on en retrouve dans le saut, la course ou même la marche, le muscle est étiré avant de se contracter. L'énergie emmagasinée lors de cette phase d'étirement va partiellement être restaurée. Une partie sera perdue sous forme de chaleur<sup>(21)</sup>. La boucle d'hystérésis produite pendant un cycle de charge-décharge lorsque l'UMT est étirée, permettrait de déterminer la quantité d'énergie dissipée par le système musculo-tendineux<sup>(22, 23)</sup>.

Une étude a montré que moins le système musculo-tendineux dissipe de l'énergie plus son potentiel de développement de force serait élevé<sup>(21)</sup>. A l'inverse, un système qui perd peu d'énergie semble moins enclin à absorber les chocs<sup>(23)</sup>. Récemment, *Nordez* a proposé un modèle rhéologique pour compléter et expliquer ces observations empiriques<sup>(24)</sup>.

Dans ce contexte, il nous semblait intéressant d'évaluer les implications du crochetage sur l'architecture et les propriétés intrinsèques viscoélastiques du complexe musculo-tendineux. La présente étude s'inscrit dans la continuité du travail fait par *Levenez et al.*<sup>(5)</sup>. Elle a pour dessein de répondre à ces deux questions : Quels sont les effets de 10 minutes de fibrolyse diacutane sur l'architecture du muscle gastrocnemius medialis (GM) chez des individus sains ? Est-ce que le crochetage a un impact sur les propriétés viscoélastiques de l'unité myo-tendineuse ?

## Méthodes

### A. Echantillon

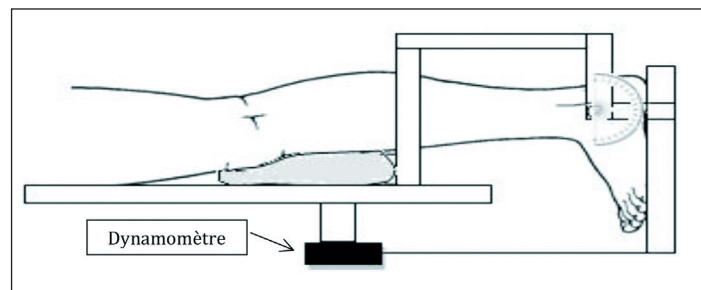
Cette étude a été réalisée avec la participation de 20 sujets volontaires, tous de sexe masculin, dans le but d'éviter les différences de genre sur les propriétés viscoélastiques des tissus<sup>(25)</sup>. Leur âge, taille, poids étaient en moyenne respectivement de  $25.3 \pm 4$  ans,  $177.3 \pm 4.2$  cm et  $75.5 \pm 8.9$  kg. Pour participer à l'étude, ils ne devaient présenter aucune lésion musculo-squelettique, neurologique ou circulatoire de moins d'un an au niveau des membres inférieurs. Les participants ne devaient par ailleurs pas avoir pratiqué d'activités sportives le jour précédent le traitement afin de limiter l'apparition de microslésions myo-aponévrotiques. Les sujets étaient répartis par ordre d'arrivée en deux groupes. Dix d'entre eux ont bénéficié d'une séance de 10 minutes de crochetage. L'autre moitié a attendu un temps équivalent sans traitement. Ils ont constitué le groupe contrôle. Tous les participants ont pris connaissance au préalable du déroulement de l'expérience à travers une lettre d'information et ont approuvé leur consentement éclairé par une signature. L'expérience fut réalisée après approbation du comité d'éthique local et les résultats ont été traités de manière anonyme.

### B. Dispositif expérimental

#### Installation et matériel de mesure

Pour l'expérience, le sujet était allongé en décubitus ventral sur une table d'examen, genou maintenu en extension et le pied gauche fixé par des sangles à un support planche tour-

nant autour d'un axe de rotation correspondant au centre des malléoles. La latéralité n'était pas un facteur critique étant donné qu'aucune variation concernant l'architecture du muscle n'a été démontré entre jambe droite et jambe gauche<sup>(18)</sup>. Un goniomètre placé sur l'axe de rotation de la planche nous a permis de mesurer le déplacement angulaire de la cheville (Figure 2).



> Figure 2: installation du patient en décubitus ventral, genou maintenu en extension et cheville fixée à 0° lorsque le pied est perpendiculaire au tibia. En noir, le dynamomètre à jauge de contrainte.

La position de départ était déterminée par la cheville fixée à angle droit en position de référence anatomique (0°). La cheville était amenée mécaniquement par palier de 5° de la position neutre jusqu'à dorsiflexion maximale tolérée par le sujet<sup>(18)</sup>, à une vitesse lente et régulière d'environ 0.5°/s dans le but de ne pas générer de réflexe myotatique<sup>(6, 8, 11)</sup>. Le retour s'est aussi fait par paliers de 5°, jusqu'à la position initiale. A chaque palier, un cliché échographique a été effectué et annoté en fonction de l'angulation de la cheville. Ces deux étapes ont été réalisées simultanément afin que la tension passive, prise en compte lors de l'analyse des données, corresponde parfaitement avec l'image échographique.

Lors de nos expériences, les sujets avaient pour consigne d'éviter toute activité musculaire volontaire. D'autre part, nous avons scrupuleusement veillé au maintien du talon en contact avec le support tout au long de l'étirement pour minimiser d'éventuelles compensations. La résistance passive développée par l'UMT était mesurée par un dynamomètre à jauge de contrainte Mil U2000 loadcell 2,5KN®. Cette méthode permet d'obtenir des résultats reproductibles de la tension passive même s'il est difficile de maintenir une vitesse de déplacement articulaire constante<sup>(26)</sup>. Une seule mesure de tension passive a été effectuée en pré-test et en post-test par sujet au sein des deux groupes. L'ensemble des signaux a été amplifié avant d'être enregistré sur un ordinateur à la fréquence de 2500 Hz, au moyen du système d'acquisition des données de type iWorkx S-214 Amplificator systems®. Les données ont ensuite été analysées à l'aide du logiciel Iworkx Labscribe2®.

#### Imagerie échographique

Tout au long de l'étirement, des images échographiques étaient prises à l'aide d'un échographe Mindray DP 2200® relié à une sonde linéaire plate de 4,3 cm réglée sur une fréquence de 7,5 MHz, elle-même fixée dans un moule thermofonné en Orfit® permettant de l'orienter de manière optimale dans un plan perpendiculaire et longitudinal au gastrocnemius medialis (GM). Afin d'être dans la partie la plus charnue du

muscle GM, la sonde devait être placée au tiers proximal de la distance creux poplité – malléole interne<sup>(27)</sup>. Nous avons fait attention à ne pas appliquer de pression sur le muscle pour ne pas biaiser les mesures. Un repère plastique était fixé sur la peau afin de contrôler d'éventuels mouvements de la sonde pendant l'allongement du triceps sural<sup>(27)</sup>. Les images ont été enregistrées sur un ordinateur personnel grâce au programme Pinnacle Studios Plus® avant d'être analysées au moyen du logiciel de mesure Scion Image®.

### Protocole de traitement par crochetage

Le crochetage a été effectué sur le triceps sural gauche relâché, le pied à 20° de flexion plantaire.

Le traitement consistait en 10 minutes de crochetage des sillons intermusculaires suivants: gastrocnémien médial et soléaire; gastrocnémien médial et gastrocnémien latéral; gastrocnémien latéral et soléaire; bords médial et latéral du tendon d'Achille<sup>(5)</sup>.

Le groupe contrôle est resté au repos pendant 10 minutes dans la même position sans subir de traitement.

Nous avons suivi un protocole identique aux études précédentes<sup>(5)</sup> afin d'avoir des points de comparaison sur les résultats obtenus.

Le contour du moule contenant la sonde était tracé au crayon dermatographique afin de replacer le montage le plus précisément possible entre chaque manipulation. De plus, nous avons pris garde à ce que la position des aponévroses superficielles et profondes reste la même sur l'image échographique avant et après le remplacement du moule entre chaque mobilisation en dorsiflexion.

## C. Mesures

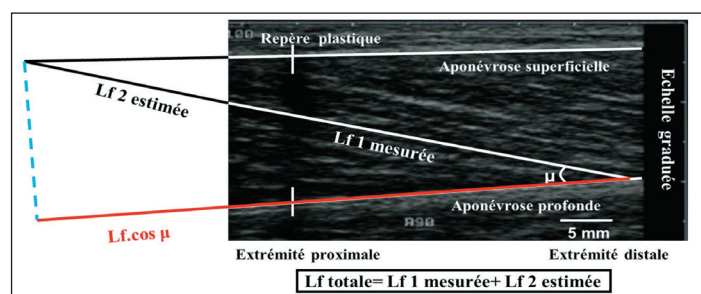
### Mesure de la tension passive et des propriétés viscoélastiques

L'enregistrement de la tension passive en Nm par palier de 5° en partant de la cheville à angle droit jusqu'à amplitude maximale tolérée par chaque sujet (variant de 30° à 40° de dorsiflexion), en aller-retour, nous a permis d'obtenir la relation entre la tension passive et l'angulation de la cheville. La pente finale, quasi-linéaire ( $r^2 = 0,99$ ) de la courbe tension passive-angulation (en Nm/°), entre 20° et 30° de dorsiflexion est défini comme l'indice de flexibilité<sup>(22)</sup>. On l'utilise habituellement pour évaluer la raideur passive du complexe musculo-tendineux<sup>(10)</sup>. Cet indice ne caractériserait pas les propriétés élastiques propres du muscle. Il ne constituerait qu'un indice de raideur apparent du complexe musculo-tendineux<sup>(22, 28)</sup>. Par conséquent, il nous a semblé pertinent de mesurer un indice d'élasticité musculaire (en Nm.mm-1/°) à partir de la pente finale quasi linéaire de la relation entre la tension passive et l'allongement fasciculaire normalisé à chaque angle articulaire ( $\Delta Lf \cdot \cos \mu$ )<sup>(13)</sup>. En outre, il était intéressant d'analyser le phénomène d'hystérésis à partir de la relation tension passive-dorsiflexion lors de l'installation de l'étirement (charge) et lors de son relâchement (décharge). Ainsi, l'aire sous la courbe de charge et de décharge correspondait respectivement à l'énergie potentielle élastique em-

magasinée (EE) et à l'énergie potentielle restituée (ER) par le système musculo-tendineux. Le coefficient de dissipation (CD) mesure la part d'énergie dissipée par le système. Il est caractéristique des propriétés visqueuses et dissipatives du muscle<sup>(29)</sup>. Il se calcule comme suit:  $CD \text{ (en \%)} = [(1 - ER) / EE] \cdot 100$ <sup>(28)</sup>.

### Mesure des paramètres architecturaux

Les images échographiques ont été capturées tous les 5° entre 0° et 30° de dorsiflexion. Trois mesures échographiques ont été réalisées pour chaque sujet par le même investigateur. Nous avons retenu la moyenne des trois<sup>(18, 30)</sup>. Les longueurs fasciculaires (Lf) ainsi que les angles de pennation ( $\mu$ ) ont été mesurés à l'aide du logiciel libre Image J (NIH, USA). Le faisceau musculaire est identifié comme la strie blanchâtre reliant les aponévroses superficielles et profondes. L'angle de pennation est l'angle formé entre la fibre et son aponévrose profonde<sup>(16)</sup>. Lorsque la totalité du faisceau n'était pas visible sur l'image échographique, sa longueur a été extrapolée en prolongeant l'aponévrose superficielle et l'axe du faisceau mesuré [Lf totale = Lf 1 mesurée + Lf 2 estimée]<sup>(18, 31)</sup>. Dans un esprit de synthèse, nous avons en outre calculé  $Lf \cdot \cos \mu$  dans le but de normaliser le fascicule à son angle de pennation correspondant; et ainsi obtenir une longueur fasciculaire normalisée<sup>(18)</sup> (Figure 3).



> Figure 3: image échographique du muscle gastrocnémien médial. Les fascicules musculaires correspondent aux stries blanchâtres s'étendant obliquement entre l'aponévrose superficielle et profonde. Un repère plastique a été placé entre la peau et la sonde afin de replacer précisément la sonde échographique après crochetage. Lorsque la totalité du fascicule n'était pas visible sur l'image, sa longueur était extrapolée en prolongeant l'aponévrose superficielle et l'axe du faisceau mesuré [Lf totale = Lf 1 mesurée + Lf 2 estimée] et en assumant une linéarité continue du faisceau musculaire. L'angle de pennation ( $\mu$ ) est l'angle formé entre l'aponévrose profonde et le fascicule musculaire.  $Lf \cdot \cos \mu$  représente la longueur fasciculaire normalisée à l'angle de pennation ( $\mu$ ).

## D. Statistiques

Les données expérimentales ont été traitées statistiquement par les programmes Microsoft Excel® et Statistica®. Les relations tension passive-angle étaient comparées par une analyse de variance (ANOVA) répétée dans le temps à 2 facteurs (groupe x dorsiflexion) avant / après crochetage pour le groupe expérimental et avant / après repos pour le groupe contrôle. Lorsque l'ANOVA était significative, le test de Tukey-Kramer était utilisé afin d'identifier les différences significatives au sein des moyennes sélectionnées.

Après vérification de la normalité de la distribution par le test de Kolmogorov-Smirnov, les comparaisons avant/après crochetage et avant/après repos ont été réalisées en utilisant un test de



*Student* pairé pour les paramètres architecturaux, les amplitudes articulaires maximales et leurs tensions passives correspondantes, le coefficient de dissipation ainsi que de l'indice de flexibilité. Les régressions linéaires calculées à partir de la méthode des moindres carrés pour les pentes des longueurs fasciculaires normalisées ainsi que pour les pentes finales des courbes tension passive-allongement fasciculaire normalisé à chaque angle articulaire ( $\text{Nm}\cdot\text{mm}\cdot 1^\circ$ ) ont été comparées avec une analyse de covariance (ANCOVA). Le seuil minimal de signification était fixé à  $P < 0.05$ . Les valeurs obtenues sont représentées par la moyenne  $\pm$  déviation standard (DS) dans le texte, et par la moyenne  $\pm$  l'erreur standard de la moyenne (ESM) dans les figures.

## Résultats

### A. Tension passive

La tension passive développée par l'unité myo-tendineuse (UMT) à différentes angulations lors d'un mouvement de dorsiflexion de la cheville a permis d'établir la relation tension passive-dorsiflexion<sup>(5)</sup>. Cette relation se présente sous la forme d'une exponentielle croissante (Figure 4).

La comparaison des courbes avant et après 10 minutes de crochitage met en évidence un déplacement de la relation vers le bas. Le crochitage myo-aponévrotique a fait baisser la tension passive développée par l'UMT. Celle-ci a diminué de  $6.3 \pm 13.5\%$  ( $P < 0.05$ ) à  $25^\circ$  de dorsiflexion, et de  $8.0 \pm 8.4\%$  ( $P < 0.01$ ) à  $30^\circ$  de dorsiflexion (Figure 4).

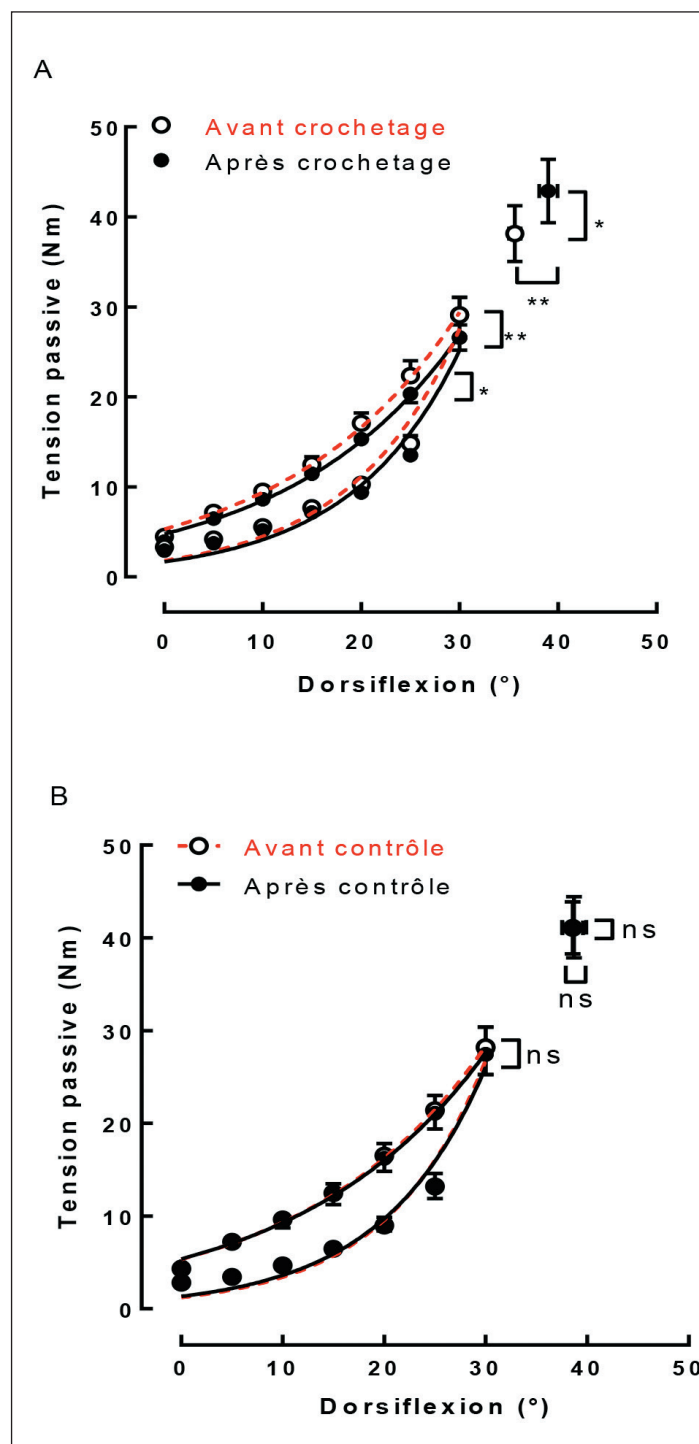
L'indice de flexibilité ou de raideur apparente calculé par la pente finale de la relation entre la tension passive et l'angle articulaire compris entre  $20^\circ$  et  $30^\circ$  est passé de  $1.2 \pm 0.1 \text{ Nm}^\circ$  à  $1.1 \pm 0.1 \text{ Nm}^\circ$  avant et après crochitage; ce qui correspond à une diminution significative de  $8.5 \pm 9.1\%$  ( $P < 0.05$ ).

Pour l'ensemble du groupe crochitage, les valeurs de tension passive développée à l'étirement maximal ont augmenté de  $13.2 \pm 21.2\%$  ( $P < 0.01$ ). Parallèlement, nous avons observé une augmentation de l'AAM de la cheville de  $35.6 \pm 1.8^\circ$  à  $39.0 \pm 2.9^\circ$ . Ainsi, malgré une plus grande résistance à l'étirement maximal, les 10 minutes de crochitage ont augmenté la mobilité articulaire maximale de  $9.5 \pm 5.6\%$  ( $P < 0.01$ ). Le groupe contrôle n'a de son côté présenté aucune modification significative sur les paramètres cités.

### B. Variations des paramètres architecturaux

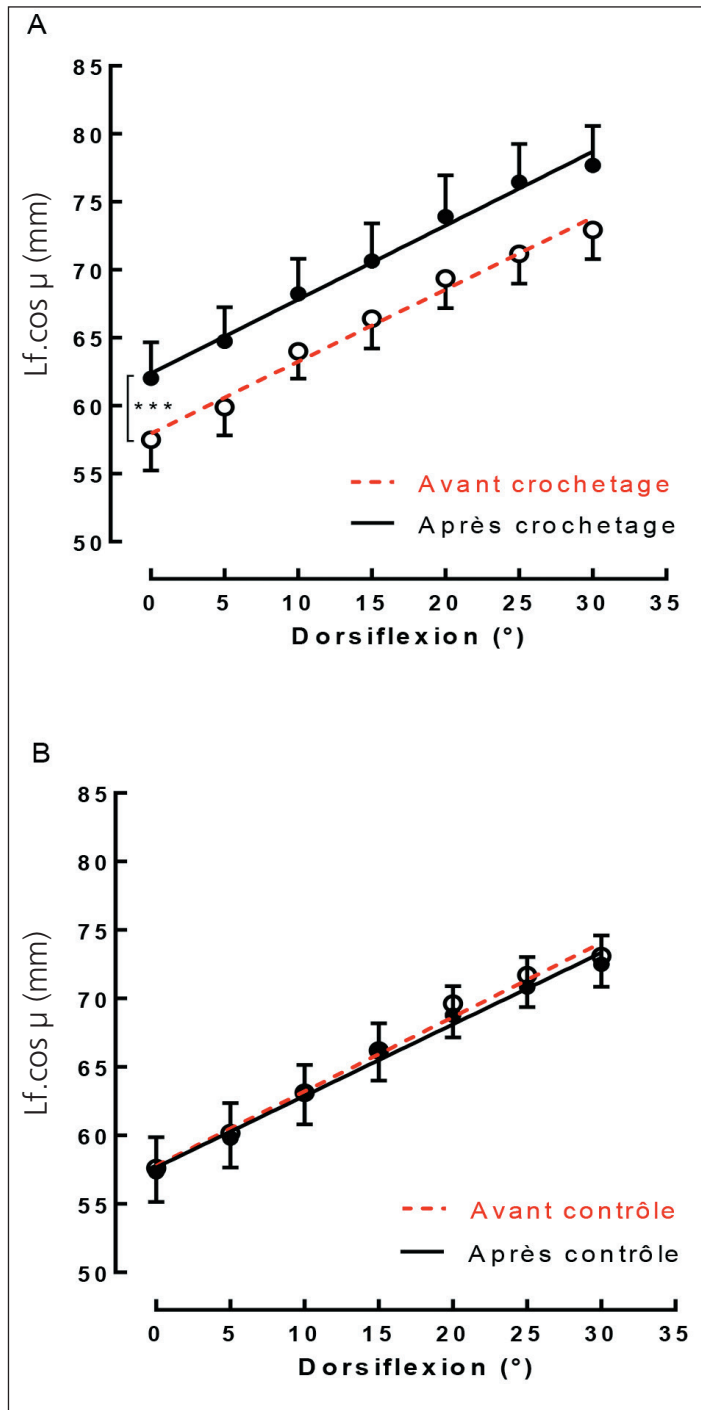
Avant crochitage, Lf passe de  $61.6 \pm 7.2 \text{ mm}$  en position de référence anatomique ( $0^\circ$ ) à  $76.3 \pm 8.3 \text{ mm}$  à  $30^\circ$  de dorsiflexion. Cela correspond à une hausse linéaire de  $24.7 \pm 5.9\%$  ( $r^2=0.99$ ;  $P < 0.0001$ ). Inversement,  $\mu$  décroît linéairement de  $18.5 \pm 3.4\%$  ( $r^2=0.96$ ;  $P < 0.0001$ ), passant de  $20.9 \pm 3.2^\circ$  en position neutre à  $17.0 \pm 2.2^\circ$  à  $30^\circ$  de dorsiflexion.

Après crochitage, Lf augmente linéairement de  $23.1 \pm 4.3\%$  ( $r^2=0.99$ ;  $P < 0.0001$ ) passant de  $65.9 \pm 8.5 \text{ mm}$  en position neutre à  $80.9 \pm 9.2 \text{ mm}$  à  $30^\circ$  de dorsiflexion de cheville. De son côté  $\mu$  décroît aussi de manière linéaire de  $18.3 \pm 5.2\%$  passant de  $19.7 \pm 2.9^\circ$  à  $0^\circ$  de dorsiflexion à  $16.1 \pm 2.7^\circ$  à  $30^\circ$  de dorsiflexion.



> Figure 4: variation de la tension passive (Nm) en fonction de l'angulation articulaire de la cheville avant (---○---) et après (—●—) 10 minutes de crochitage. Les points isolés des courbes représentent les valeurs maximales de tension passive enregistrées à l'amplitude articulaire maximale atteinte avant (○) et après (●) crochitage. La courbe de tension passive est déplacée vers le bas après traitement par crochitage. Le phénomène d'hystérésis correspond à la boucle formée par les courbes de tension passive-dorsiflexion lors de la mise en charge (étirement) et de la décharge (relâchement). Les valeurs obtenues sont représentées par la moyenne  $\pm$  ESM. \* $P < 0.05$ ; \*\*  $P < 0.01$ .

Dans un esprit de synthèse, nous avons calculé  $Lf \cdot \cos \mu$ . Suite au crochitage, la longueur fasciculaire normalisée augmente de  $7.8 \pm 6.7\%$  en position neutre; et de  $6.3 \pm 4.9\%$  à  $30^\circ$  de dorsiflexion ( $P < 0.01$ ), (Figure 5).



> Figure 5: [A] Variation de la longueur fasciculaire normalisée à l'angle de pennation ( $Lf \cdot \cos \mu$ ) avant (---○---) et après (—●—) 10 minutes de crocheting myo-aponévrotique.

La longueur fasciculaire normalisée croît linéairement ( $r^2 = 0.99$ ) et augmente après 10 minutes de crocheting. Les valeurs obtenues sont représentées par la moyenne  $\pm$  ESM. \*\*\*  $P < 0.001$ . [B] Variation de la longueur fasciculaire normalisée avant (---○---) et après (—●—) contrôle qui ne montre pas de différence significative.

L'analyse statistique entre avant et après crocheting ne montre pas de différence significative en ce qui concerne la pente de régression linéaire pour  $Lf \cdot \cos \mu$ . Par contre, il y a une différence très hautement significative de l'interception des droites sur l'axe des Y (ANCOVA;  $P < 0.001$ ). Cela souligne un allongement de la longueur normalisée des fascicules musculaires après crocheting. Le groupe contrôle n'a de son côté présenté aucune modification significative sur les paramètres cités.

### C. Propriétés mécaniques intrinsèques du muscle

L'indice d'élasticité musculaire calculé par la pente finale de la relation entre la tension passive et l'allongement fasciculaire normalisé ( $\Delta Lf \cdot \cos \mu$ ) entre 20° et 30° diminue significativement (ANCOVA  $P < 0.01$ ). L'élasticité musculaire a ainsi été modifiée dans sa partie finale après 10 minutes de crocheting myo-aponévrotique.

Dans nos conditions expérimentales, le coefficient de dissipation est passé de  $33 \pm 6\%$  à  $32 \pm 4\%$  ( $P = 0.69$ ), ce qui signifie que 10 minutes de crocheting n'ont pas modifié les propriétés visqueuses ou dissipatives de l'UMT. Aucune différence significative n'est apparue dans le groupe contrôle.

### Discussion

L'objectif de cette étude était de continuer et d'enrichir les précédents travaux faits sur les effets d'une séance de 10 minutes de crocheting myo-aponévrotique du triceps sural sur les propriétés du muscle GM à l'étirement (4, 5).

Les résultats principaux de cette étude sont que 10 minutes de crocheting ont modifié l'architecture du muscle GM et diminué la tension passive de l'UMT, ce qui a permis d'augmenter l'amplitude articulaire de la cheville. Cependant, alors que l'élasticité intrinsèque du muscle a été modifiée, la viscosité de l'UMT semble inchangée.

Lorsque l'on amène progressivement la cheville en dorsiflexion maximale, la tension passive du triceps sural augmente exponentiellement pour atteindre une valeur de  $29.1 \pm 6.2$  Nm à 30° de dorsiflexion, valeur similaire aux 30 Nm trouvés dans l'étude d'Abellaneda *et al.* (18). Nos résultats corroborent ceux des études précédentes (4, 5). Ils montrent qu'après traitement par crocheting, la courbe de tension passive est décalée vers le bas avec des valeurs significativement diminuées à 25° ( $P < 0,05$ ) et 30° ( $P < 0,01$ ) de dorsiflexion.

Dans cette étude, le coefficient d'élasticité intrinsèque calculé à partir de la pente finale de la relation tension passive- $Lf \cdot \cos \mu$  entre 20° et 30° de dorsiflexion diminue significativement (ANCOVA  $P < 0.01$ ). Cela montre que l'élasticité intrinsèque des structures fasciculaires est modifiée dans la partie finale de l'étirement. Il en va de même de l'indice de flexibilité qui diminue de 8.5%, ce qui correspond au résultat trouvé par Levenez *et al.* (5).

Même si l'on ne peut négliger la structure tendineuse (17), des recherches ont mis en évidence que les structures myo-aponévrotiques et notamment le tissu conjonctif parallèle aux fibres musculaires était le principal contributeur de l'augmentation de la tension passive à l'étirement (18). Parmi les trois composants de cette structure élastique parallèle, le périmysium est celui qui offre le plus de résistance passive dans les derniers degrés d'amplitude articulaire. Il est histologiquement organisé comme un tissage tridimensionnel de feuillets de fibres de collagène de 600 à 1800 Nm de diamètre qui relient les fascicules musculaires entre eux. Sa structure ondulée au repos se réaligne à l'étirement et protège les fibres de l'élongation ou de la rupture (10).

Dans notre étude, la longueur fasciculaire et l'angle de pennation, en position neutre, mesurent respectivement  $61.6 \pm 7.2$  mm et  $20.9 \pm 3.2^\circ$  pour le groupe crochetage, et  $62,0 \pm 8,2$  mm et  $21,7 \pm 2,5^\circ$  pour le groupe contrôle. Ces valeurs sont proches de celles retrouvées dans la littérature (5, 18, 32). En accord avec d'autres études (17, 18, 32), l'architecture musculaire est modifiée lors d'un mouvement de dorsiflexion, indépendamment du groupe testé; avec des longueurs fasciculaires qui augmentent et des angles de pennation qui diminuent.

Néanmoins, après 10 minutes de crochetage, la longueur fasciculaire normalisée ( $L_f \cdot \cos \mu$ ) augmente très significativement de  $7.8 \pm 6.7\%$  à  $0^\circ$  de dorsiflexion. Il en va de même à  $30^\circ$  de dorsiflexion avec un gain de  $6.5 \pm 4.9\%$  (ANCOVA  $P < 0.001$ ), ce qui n'est pas le cas pour le groupe contrôle (Figure 5). Ces résultats confirment ceux de l'étude faite par *Levenez et al.* dans les mêmes conditions expérimentales (5). Ces modifications de l'architecture du muscle couplées à une meilleure compliance des fascicules musculaires aideraient à expliquer la diminution de tension passive et le gain de flexibilité observés après crochetage.

Cependant, et comme nous l'avons précisé dans l'introduction, nous devons garder à l'esprit que l'UMT est une structure complexe et que d'autres composantes articulaires sont sources de tension passive à l'étirement.

Nos résultats expérimentaux privilégient la thèse de l'adaptation mécanique pour expliquer le relâchement après 10 minutes de crochetage myo-aponévrotique (4). Néanmoins, et comme nous l'avons mentionné précédemment, nous ne pouvons éluder d'éventuelles adaptations neurologiques pour expliquer la diminution de tension passive et le gain de souplesse observés. *Vezely et al.* ont montré que le réflexe T (réflexe ostéo-tendineux) était significativement diminué après crochetage alors que le réflexe H (réflexe de *Hoffmann*) n'était pas modifié (4). Un réflexe T diminué associé à un réflexe H stable reflète une diminution de la sensibilité du fuseau neuromusculaire et/ou une meilleure compliance mécanique de l'unité myo-tendineuse. Nos résultats semblent indiquer une meilleure compliance de l'unité musculaire. Cependant, la diminution de raideur passive apparaît dans les derniers degrés de flexion dorsale de cheville, alors que le réflexe T est testé en position neutre de cheville. De plus, nous n'avons pas non plus de résultats sur les effets du crochetage sur le seul tissu tendineux. Cela indique que les aspects mécaniques ne peuvent expliquer entièrement la diminution du réflexe T.

Nous pouvons aussi nous référer à *Chaudhry et al.* (33). Ces auteurs ont développé un modèle mathématique en 3D sur l'impact d'une thérapie manuelle, le rolfing, sur la mécanique des tissus conjonctifs. Ils concluent que cette technique utilisée essentiellement par les ostéopathes n'a pas d'incidence sur la compliance mécanique des fascias denses et que le relâchement ressenti par le thérapeute serait essentiellement dû à une modification du tonus musculaire. Certes le crochetage n'est pas le rolfing mais c'est une thérapie manuelle ayant la même approche. Il pourrait d'ailleurs être intéressant de confronter la fibrolyse diacutanée à ce modèle mathématique.

En outre, il est intéressant de noter que l'augmentation d'amplitude articulaire maximale couplée à l'augmentation passive

en toute fin d'amplitude ( $P < 0.01$ ) après traitement par crochetage pourrait aussi très bien s'expliquer par un facteur psychologique à savoir une meilleure tolérance à l'étirement (9, 20, 34).

## A. Limites

Il convient de souligner en premier lieu que l'échantillon de jeunes hommes sains pris pour cette étude n'est pas représentatif de la population.

Il nous semble aussi pertinent d'attirer l'attention sur les mesures obtenues. En effet, les mesures échographiques n'ont pas été rapportées à la surface transverse du muscle. L'épaisseur musculaire est généralement mesurée, elle est néanmoins source d'erreurs importantes à cause de la position de la sonde échographique. La raideur passive est notamment modifiée suite à des changements d'épaisseur des structures musculaires (35). Une reconstruction du muscle en trois dimensions est toutefois possible grâce à l'échographie mais techniquement difficile à réaliser (36). Néanmoins, nous pensons qu'il est peu probable que le crochetage ait modifié en quoi que ce soit la surface transverse du muscle GM.

Avec le dispositif utilisé, il est difficile de standardiser la vitesse d'étirement passif, et les résultats obtenus peuvent dépendre de l'opérateur qui mobilise mécaniquement l'articulation. Cette vitesse reste un paramètre important à prendre en compte dans la mesure où le niveau d'activité électro-myographique (EMG) volontaire ou réflexe peut contribuer à modifier la raideur passive de l'UMT. Cependant, certains chercheurs ont montré que pour des angulations inférieures à 80% de l'AAM, et pour des vitesses inférieures à 25%/s d'étirement passif, l'activité électrique musculaire est négligeable (11). Pour combler cette difficulté, il faudrait vérifier que le muscle GM ne soit pas le siège d'une activité électrique réflexe ou volontaire trop élevée avec l'aide d'un EMG de surface.

## B. Implications pour la clinique

Il a été montré que l'étirement qui aide à augmenter l'AAM, permet de lutter contre la diminution de souplesse liée à l'âge (37) ou à la suite de pathologies ou traumatismes musculo-tendineux (38). Au regard de nos résultats, la relaxation induite par le crochetage, qu'elle soit la conséquence d'adaptations mécaniques ou neurologiques, pourrait ainsi être bénéfique dans les situations de diminution de flexibilité articulaire. Dans ce contexte, il faudrait investiguer les implications de la fibrolyse diacutanée sur le plus long terme et sur une population âgée ou pathologique.

Il n'y a pas eu d'adaptations thixotropiques du complexe musculo-tendineux étant donné que la viscosité n'a pas été modifiée suite à 10 minutes de crochetage. D'un côté, un système musculaire qui dissipe peu d'énergie est moins apte à absorber les chocs et le risque de blessures peut ainsi augmenter (23). D'un autre côté, un système qui dissipe trop d'énergie semble moins efficace lors de cycles d'étirement-raccourcissement (21). Le traitement par crochetage ne modifie en rien les propriétés dissipatives du système musculo-tendineux, on ne peut donc rien conclure sur cet aspect.

Il y a deux formes de transmission de force (34). L'une est directe, via la jonction myo-tendineuse entre muscle et tendon, l'autre

est indirecte, via les structures élastiques parallèles. Des études ont montré que l'étirement passif diminue la production de force <sup>(34, 39)</sup>. Une explication réside dans le fait que la transmission de force vers l'articulation pourrait être réduite par les structures élastiques parallèles et/ou les structures tendineuses qui deviennent plus compliantes après avoir été étirées <sup>(10, 40)</sup>. Nous avons montré dans cette étude que 10 minutes de crocheteage augmenteraient la compliance des fascicules musculaires. On pourrait ainsi émettre l'hypothèse que le traitement par crocheteage réduit la transmission de force entre unités contractiles et articulation. Enfin, nos résultats mettent en évidence que la longueur des fascicules musculaires augmente après crocheteage. En conséquence, on peut se demander si cette longueur plus élevée pourrait induire une relation force-longueur du muscle optimale; ou au contraire avoir un impact négatif sur la production de force <sup>(20, 28)</sup>. Bien que cela paraisse peu pertinent dans la pratique clinique, la relation force-longueur optimale est intéressante en réhabilitation <sup>(20)</sup>.

Dans cette optique, les conséquences du crocheteage sur la production de force musculaire pourraient faire l'objet de nouvelles investigations.

## Conclusion

Au sein de notre échantillon de population, nous trouvons que le traitement par crocheteage myo-aponévrotique augmente l'amplitude de flexion dorsale de cheville et diminue la tension passive de l'unité myo-tendineuse. Il semblerait que ces adaptations soient d'origine mécanique et résulteraient d'une meilleure compliance des tissus musculaires. Cependant, nous ne pouvons mettre de côté d'éventuels facteurs neurologiques mais aussi psychologiques pour expliquer le gain de souplesse observée.

## Remerciements

Les auteurs souhaitent remercier *Jacques Masson* pour l'assistance et la préparation du matériel.

## Implications pour la pratique

- Un traitement de dix minutes de crocheteage permet de diminuer la tension passive du complexe musculo-tendineux et augmente ainsi l'amplitude articulaire maximale de la cheville.
- La relaxation induite par la technique du crocheteage pourrait s'expliquer par un effet mécanique sur les fibres musculaires et les aponévroses, mais aussi par des adaptations neurologiques, voire psychologiques.
- Dans la pratique thérapeutique, cette technique pourrait avoir une action bénéfique sur les pathologies liées à l'âge ou sur les traumatismes musculo-articulaires entraînant des limitations d'amplitude et de mouvement.
- Il faudrait investiguer les implications de la fibrolyse diacutanée sur le plus long terme et sur une population pathologique ou âgée.

## Contact

Florent Vigouroux  
 Coordinateur de filière physiothérapie  
 Etablissements Hospitaliers du Nord Vaudois  
 +41 76 530 08 25  
 florent.vigouroux@ehnv.ch

## Références

1. Burnotte J, Duby P. Fibrolyse diacutanée et algies de l'appareil locomoteur. *Kinésithérapie Scientifique*. 1988;271.
2. Ekman K. Eine neue Methode der Fibrolyse zur Unterstützung der Manuellen Therapie. *Manuelle Medizin* 1972;10:3-6.
3. Aiguadé R, Pons Camps P, Carnacer F. Techniques de crocheteage instrumental myofasciale. *Kinesither Rev*. 2008;(8)75:17-21.
4. Veszely M, Guissard ND, J. Contribution à l'étude des effets de la fibrolyse diacutanée sur le triceps sural. *Ann Kinésithér* 2000;27:54-9.
5. Levenez M, Timmermans B, Duchateau J. Effet du crocheteage myo-aponévrotique du triceps sural sur la tension passive et l'architecture musculaire à l'étirement. *Kinesither Rev* 2009;(9)92-93:56-61.
6. Avela J, Kyrolainen H, Komi PV. Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol*. 1999;86(4):1283-91.
7. Guissard N, Duchateau J. Neural aspects of muscle stretching. *Exerc Sport Sci Rev*. 2006;34(4):154-8.
8. Guissard N, Duchateau J, Hainaut K. Muscle stretching and motoneuron excitability. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1988;58(1-2):47-52.
9. Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H, Kjaer M. A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*. 1996;497 (Pt 1):291-8.
10. Gajdosik RL. Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2001;16(2):87-101.
11. Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*. 1998;8(2):65-77.
12. Proske U, Morgan DL. Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *J Muscle Res Cell Motil*. 1999;20(5-6):433-42.
13. Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN, Jones DA. The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*. 2008;586(1):97-106.
14. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2005;20(3):291-300.
15. Maganaris CN, Paul JP. In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol*. 1999;521 Pt 1:307-13.
16. Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*. 1996;496 ( Pt 1):287-97.
17. Herbert RD, Moseley AM, Butler JE, Gandevia SC. Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol*. 2002;539(Pt 2):637-45.
18. Abellaneda S, Guissard N, Duchateau J. The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol*. 2009;106(1):169-77.
19. Taylor DC, Dalton JD, Jr., Seaber AV, Garrett WE, Jr. Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effects of stretching. *Am J Sports Med*. 1990;18(3):300-9.
20. Weppler CH, Magnusson SP. Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation? *Phys Ther*. 2010;90(3):438-49.
21. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of viscoelastic properties of tendon structures on stretch - shortening cycle exercise in vivo. *J Sports Sci*. 2005;23(8):851-60.
22. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*. 2002;92(2):595-601.



23. Magnusson SP, Aagard P, Simonsen E, Bojsen-Moller F. A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med.* 1998;19(5):310-6.
24. Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C. Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *J Biomech.* 2009;42(6):767-73.
25. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol.* 2003;88(6):520-6.
26. Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC, Herbert RD. A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech.* 2005;38(6):1333-41.
27. Abellaneda S, Guissard N, Duchateau J. Relation entre les modifications de l'architecture musculo-tendineuse et le développement de la tension pendant l'étirement passif du triceps sural. *Kinesither Rev.* 2006;(6)53:29-33.
28. Nordez A. Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives. Influence de protocole d'étirements cyclique et statique. Nantes: Université de Nantes; 2006.
29. Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports.* 2002;12(1):3-8.
30. Maganaris CN, Paul JP. Hysteresis measurements in intact human tendon. *J Biomech.* 2000;33(12):1723-7.
31. Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol.* 2003;95(3):1090-6.
32. Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol.* 1998;512 (Pt 2):603-14.
33. Chaudhry H, Schleip R, Ji Z, Bukiet B, Maney M, Findley T. Three-dimensional mathematical model for deformation of human fasciae in manual therapy. *J Am Osteopath Assoc.* 2008;108(8):379-90.
34. Cometti G. Facteurs de la performance: les limites du stretching. *Revue EPS.* 2004;304:29.
35. Kongsgaard M, Reitelseder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M, et al. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf).* 2007;191(2):111-21.
36. Barber L, Barrett R, Lichtwark G. Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J Biomech.* 2009;42(9):1313-9.
37. Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Riggin TJ, Albertson JS, Mattick DJ, et al. Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(4):398-406.
38. Bressel E, Larsen BT, McNair PJ, Cronin J. Ankle joint proprioception and passive mechanical properties of the calf muscles after an Achilles tendon rupture: a comparison with matched controls. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(3):284-91.
39. Fowles JR, Sale DG, MacDougall JD. Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol.* 2000;89(3):1179-88.
40. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol.* 2001;90(2):520-7.