



**HAL**  
open science

# Caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des structures tendineuses et musculaires des fléchisseurs plantaires de la cheville in vivo. Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique

Alexandre Fouré

## ► To cite this version:

Alexandre Fouré. Caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des structures tendineuses et musculaires des fléchisseurs plantaires de la cheville in vivo. Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique. Sciences du Vivant [q-bio]. Université de Nantes, 2010. Français. NNT : . tel-04076059

**HAL Id: tel-04076059**

**<https://hal.science/tel-04076059>**

Submitted on 20 Apr 2023

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

UNIVERSITÉ DE NANTES

UFR DES SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITES PHYSIQUES ET SPORTIVES

LABORATOIRE « MOTRICITÉ, INTERACTIONS, PERFORMANCE » (EA 4334)

## THÈSE

En vue de l'obtention du grade de

**Docteur de l'Université de Nantes**

**École doctorale** : Cognition, Education, Interactions

**Discipline** : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives

**Spécialité** : Physiologie / Biomécanique

---

**Caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des structures tendineuses et musculaires des fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo*.**

**Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique**

---

*Présentée et soutenue publiquement par*

**Alexandre FOURÉ**

le 19 novembre 2010, devant le jury composé de

***Rapporteurs***

Alain MARTIN	Professeur des Universités	Université de Bourgogne
Henry VANDEWALLE	Maître de Conférences - HDR - PH	Hôpital Avicenne de Bobigny

***Examineurs***

Alain BELLI	Professeur des Universités	Université de Saint-Etienne
David MITTON	Directeur de Recherche	INRETS de Lyon
Marco NARICI	Professeur des Universités	Manchester Metropolitan University

***Membre Invité***

Francis GOUBEL	Professeur des Universités Émérite	
----------------	------------------------------------	--

***Directeur et co-encadrant de thèse***

Christophe CORNU	Maître de Conférences - HDR	Université de Nantes
Antoine NORDEZ	Maître de Conférences	Université de Nantes

## Avant propos

---

Les travaux présentés dans ce manuscrit de thèse ont été réalisés au sein du laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (EA 4334) de l'UFR STAPS de l'Université de Nantes. Je tiens à remercier tous ceux qui ont participé et contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ces travaux, et en particulier :

A CHRISTOPHE et ANTOINE, pour avoir accepté de diriger mes recherches en master et en thèse (5 ans déjà !). Merci de m'avoir donné cette opportunité, de m'avoir soutenu au cours de ces cinq années notamment dans les périodes difficiles et pour vos conseils avisés qui, j'espère, m'ont permis de développer mes compétences et d'étendre mes connaissances scientifiques. Un grand merci pour votre disponibilité et pour nos échanges constructifs qui m'ont permis d'aiguiser ma rigueur scientifique.

Au Pr Alain MARTIN et au Dr. Henry VANDEWALLE qui me font l'honneur d'être rapporteurs de ce travail de thèse, ainsi que pour avoir accepté de participer à ce jury de thèse.

Au Pr. Marco NARICI, au Pr. Alain BELLI et au Dr. David MITTON d'avoir accepté de participer à ce jury de thèse et d'examiner avec leur grande expertise mon travail de recherche.

Au Pr. Francis GOUBEL d'avoir accepté d'assister à cette soutenance de thèse en tant qu'expert reconnu dans le domaine de la biomécanique musculaire.

A ARNAUD pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire au tout début, lors de mon entrée en Master.

A Nantes Métropole, à l'Association Française contre les Myopathies (AFM) et au réseau Recherche et Sport en Pays de la Loire (RSPDL) qui ont financé ce projet de thèse et apporté leur contribution à la réalisation de l'étape finale de ce travail.

A l'ensemble des membres du laboratoire (Carole, Marina, Véronique, Julie, Thibault, Benoît, Jacques, François, Sylvain) pour leur gentillesse et tous les agréables moments passés avec vous notamment lors des pots du laboratoire. Un merci particulier à ANTOINE et FRANCOIS qui impulsent une dynamique de recherche et une émulation très motivante au sein du laboratoire.

Un autre merci particulier à GAEL, pour tes conseils et commentaires éclairés sur l'entraînement ainsi que pour ton dynamisme « contagieux » au sein du laboratoire. Ton sens de l'organisation et tes

qualités humaines ont grandement contribué au bon déroulement de mes expérimentations parfois un peu envahissantes.

J'ai aussi et surtout une pensée pour mes collègues de bureau qui m'ont supporté (ou que j'ai supporté) pendant toutes ces années, Marie, Aude, Anthony, Alex, Sébastien, Jonathan, Johann, Gaël, Nico, Arnaud T, Arnaud D, Jérôme, Charlotte, Marie-Cécile, Killian, Tristan et Agathe avec qui j'ai partagé les mêmes moments de vie, de doute et de joie notamment lors des séances de lancers francs et de blind-tests qui ont parfois rendues les journées moins longues. Je souhaite bonne continuation à Nico, Arnaud T., Charlotte, Marie-Cécile, Agathe, Killian et Tristan.

Merci à tous les personnels de l'UFR STAPS de Nantes, à l'image de Laurence, Monique, Sylvette, Delphine et Gaëlle pour leur aide dans la gestion des dossiers administratifs. Merci également à Philippe Sarrazin pour sa contribution à la réalisation technique de mes nombreuses manips.

Merci à mes relecteurs de dernière minute qui ont rendu ce document plus lisible : Alexandra, Gaël, Yann-Yves et Yvain dans la langue de Molière et Julie dans la langue de Shakespeare.

Un grand merci à l'ensemble des sujets, qu'ils soient étudiants, sportifs, collègues et ami(e)s pour m'avoir gentiment donné de leur temps lors de la participation aux différents protocoles expérimentaux.

Je tiens également à remercier mes parents et mes sœurs pour le soutien et la confiance qu'ils m'ont témoignés tout au long de mes études.

Un grand merci à tous mes amis de Nantes, de Saint-Joachim et d'ailleurs...

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

---

### Publications acceptées dans des revues scientifiques internationales à comité de lecture :

Fouré, A., Nordez, A., McNair, P. & Cornu, C. (In press). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*. (Annexe 5).

Fouré, A., Nordez, A. & Cornu, C. (2010). Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*, 109:849-854. (Annexe 4).

Nordez, A., Fouré, A., Dombrowski, E., Mariot, J-P., Cornu, C., & McNair P.J. (2010). Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *Journal of Biomechanics*, 43(2):379-381. (Annexe 3).

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2010). *In vivo* assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic components stiffness using the alpha method: a reliability study. *International Journal of Sports Medicine*, 31(1):51-57. (Annexe 2).

### Publication acceptée relative à une étude antérieure à ces travaux de thèse (Master) :

Fouré, A., Nordez, A., Guette, M., & Cornu, C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of *gastrocnemii* and musculo-articular complex of ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19(6):811-818. (Annexe 1).

### Communications dans des congrès internationaux avec actes

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2009). Effects of plyometric training on the mechanical and geometrical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. 14<sup>th</sup> annual Congress of the European College of Sport Science, 24<sup>th</sup>-27<sup>th</sup> June, Oslo. In S. Loland, K. Bø, K. Fasting, J. Hallèn, Y. Ommundsen, G. Roberts & E. Tsolakidis (Eds.): *Sport sciences: nature, nurture and culture*, p.193.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2009). Développement et validation d'un protocole visant à évaluer de manière non-invasive les propriétés mécaniques et géométriques des différents muscles fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo*. *Journées thématiques de la Société de Biomécanique*, 14<sup>th</sup>-15<sup>th</sup> may, Poitiers. In P. Lacouture, F. Colloud, & T. Monnet (Eds.): *La machine humaine au regard de la performance sportive*, 111-119.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2009). Gender differences in the passive and active parts of plantar flexors series elastic component stiffness. XXXIV<sup>e</sup> Congress of the French

*Society of Biomechanics*, 31<sup>th</sup> August – 1<sup>st</sup> and 2<sup>nd</sup> September, Toulon. *In Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 12(S1): 109-110.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2010). Effects of plyometric training on the stiffness and dissipative properties of the Achille tendon. *15<sup>th</sup> annual Congress of the European College of Sport Science*, 23<sup>rd</sup>-26<sup>th</sup> June, Antalya. *In* F. Korkusuz, H. Ertan & E. Tsolakidis (Eds.): *Sport sciences: where the cultures meet*, p.161.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2010). Effects of plyometric training on plantar flexors mechanical properties. *XXXV<sup>e</sup> Congress of the French Society of Biomechanics*, 25<sup>th</sup>-27<sup>th</sup> August, Le Mans. *In Comput Methods Biomech Biomed Engin.* 13(S1): 57-59.

### **Communications dans des congrès nationaux avec actes :**

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2007). *Effet d'un entraînement pliométrique sur les propriétés viscoélastiques passives des muscles responsables de la flexion plantaire.* 2<sup>e</sup> Colloque Sport et Recherche en Pays De la Loire (SRPDL), Le Mans.

Fouré, A., Nordez, A., Cornu, C. (2007). *Reproductibilité d'une méthode permettant de déterminer la raideur du tendon et du muscle à partir d'une mesure globale in vivo.* 2<sup>e</sup> Colloque Sport et Recherche en Pays De la Loire (SRPDL), Le Mans.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2008). *Effet d'un entraînement pliométrique sur la raideur passive globale du système musculo-articulaire de la cheville et du système musculo-tendineux des gastrocnémiens.* 1<sup>re</sup> journée scientifique de l'Université de Nantes : Nantes, 16 juin 2008.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2009). *Effet d'un entraînement pliométrique sur la raideur passive globale du système musculo-articulaire de la cheville et du système musculo-tendineux des gastrocnémiens.* 2<sup>e</sup> journée scientifique de l'Université de Nantes : Nantes, le 8 juin 2009.

Fouré, A., Nordez, A., & Cornu, C. (2009). *Effet d'un entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses : impacts sur les capacités fonctionnelles.* 3<sup>e</sup> Colloque Sport et Recherche en Pays De la Loire (SRPDL), Angers, 23 et 24 octobre 2009.

Ce travail a été réalisé avec le soutien de Nantes Métropole (Allocation de thèse), de l'Association Française contre les Myopathies et le Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche (Monitorat)

## Liste des principales abréviations et notations utilisées dans ce manuscrit

---

<b><math>\Delta L</math></b>	Allongement	<b>IRM</b>	Imagerie par résonance magnétique
<b><math>\theta</math></b>	Angle (articulaire ou de pennation)	<b>JMT</b>	Jonction myotendineuse
<b><math>\omega</math></b>	Vitesse angulaire	<b>GC</b>	Groupe contrôle
<b>ACSA</b>	Surface de section transversale anatomique	<b>GE</b>	Groupe entraînement
<b>C</b>	Couple de force	<b>GL</b>	Gastrocnémien latéral
<b>CC</b>	Composante contractile	<b>GM</b>	Gastrocnémien médial
<b>CCI</b>	Coefficient de corrélation intra-classe	<b>L</b>	Longueur
<b>CD</b>	Coefficient de dissipation	<b><math>L_F</math></b>	Longueur de fascicule
<b>CES</b>	Composante élastique série	<b><math>L_T</math></b>	Longueur du tendon
<b>CEP</b>	Composante élastique parallèle	<b><math>m_g</math></b>	Bras de levier des gastrocnémiens
<b>CMJ</b>	Saut en contre mouvement	<b>PCSA</b>	Surface de section transversale physiologique
<b>CMV</b>	Contraction maximale volontaire	<b>r</b>	Coefficient de détermination
<b><math>C_o</math></b>	Compliance	<b>R</b>	Raideur
<b>CSA</b>	Surface de section transversale	<b>RoM</b>	Amplitude articulaire maximale
<b>CV</b>	Coefficient de variation	<b>RTD</b>	Taux de montée en force
<b>DEM</b>	Délai électromécanique	<b>SJ</b>	Saut <i>squat</i>
<b>DJ</b>	Saut en contrebas	<b>SMA</b>	Système musculo-articulaire
<b>EE</b>	Energie emmagasinée	<b>SMT</b>	Système musculo-tendineux
<b>e.g.,</b>	<i>Exempli gratia</i> (par exemple)	<b>SO</b>	Soléaire
<b>ER</b>	Energie restituée	<b>SRS</b>	<i>Short range stiffness</i>
<b>ESM</b>	Erreur standard de mesure	<b>t</b>	Epaisseur
<b>ET</b>	Ecart-type	<b>TA</b>	Tibial antérieur
<b>F</b>	Force	<b>TS</b>	Triceps sural
<b>i.e.,</b>	<i>Id est</i> (c'est-à-dire)	<b>VL</b>	Vaste latéral
<b>IR</b>	Indice de raideur	<b><math>V_M</math></b>	Volume musculaire

# Table des matières

---

INTRODUCTION GENERALE .....	1
<b>PARTIE 1 : CARACTERISATION DES PROPRIETES GEOMETRIQUES ET MECANIQUES DES STRUCTURES MUSCULAIRES ET TENDINEUSES .....</b>	<b>6</b>
CHAPITRE I : GEOMETRIE DU SYSTEME MUSCULO-TENDINEUX DES FLECHISSEURS PLANTAIRES DE LA CHEVILLE	8
<i>I.1. Revue de littérature.....</i>	<i>10</i>
I.1.1. Les muscles du triceps sural .....	10
I.1.1.1. Anatomie générale.....	10
I.1.1.2. Composition du tissu musculaire .....	11
I.1.2. Evaluation des paramètres géométriques musculaires .....	12
I.1.2.1. L'architecture musculaire .....	14
I.1.2.2. La surface de section transversale du muscle et le volume musculaire.....	17
I.1.3. Le tendon d'Achille .....	22
I.1.3.1. Anatomie générale.....	22
I.1.3.2. Composition typologique.....	23
I.1.4. Évaluation des paramètres géométriques du tendon d'Achille .....	24
I.1.4.1. La longueur du tendon .....	24
I.1.4.2. La surface de section transversale anatomique du tendon.....	24
<i>I.2. Résumé / Objectif.....</i>	<i>26</i>
<i>I.3. Etude n°1 : Mesures et reproductibilité des paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses du triceps sural par imagerie échographique.....</i>	<i>27</i>
I.3.1 Matériels et méthodes .....	27
I.3.1.1. Populations .....	27
I.3.1.2. Architecture musculaire.....	28
I.3.1.3. Surface de section transversale musculaire.....	29
I.3.1.4. Surface de section transversale et longueur du tendon.....	30
I.3.1.5. Analyses statistiques.....	31
I.3.2. Résultats / Discussion .....	31
I.3.2.1. Architecture musculaire.....	31
I.3.2.2. Surface de section transversale musculaire.....	33
I.3.2.3. Surface de section transversale et longueur du tendon.....	34
I.3.3. Conclusion.....	35
<i>Conclusion du chapitre I.....</i>	<i>36</i>
CHAPITRE II : CARACTERISATION DES PROPRIETES MECANIQUES DU SYSTEME MUSCULO-TENDINEUX EN CONDITION ACTIVE (CES) .....	37
<i>II.1. Revue de littérature .....</i>	<i>38</i>
II.1.1. La raideur globale de la CES.....	39
II.1.1.1. Les méthodes de perturbations unitaires.....	39
II.1.1.2. Evaluation des propriétés mécaniques et réflexe à l'étirement .....	41
II.1.2. Dissociation des raideurs du muscle et du tendon (méthode alpha) .....	45
II.1.3. La raideur musculaire.....	48

II.1.4. Les propriétés mécaniques des structures tendineuses .....	48
II.1.4.1. Relation entre la force et la longueur du tendon .....	49
II.1.4.2. La raideur tendineuse .....	52
II.1.4.3. Propriétés dissipatives des structures tendineuses .....	54
II.2. <i>Résumé / Objectif</i> .....	57
II.3. <i>Etude n°2 : Reproductibilité des raideurs des fractions dépendante et indépendante du couple de force de la CES déterminées grâce à la méthode alpha in vivo.</i> .....	58
II.3.1. Matériels et méthodes.....	58
II.3.1.1. Population.....	58
II.3.1.2. Matériels.....	58
II.3.1.3. Protocole expérimental.....	59
II.3.1.4. Traitement des données .....	61
II.3.1.5. Analyse statistique.....	63
II.3.2. Résultats .....	63
II.3.3. Discussion .....	64
II.3.4. Conclusion .....	66
II.4. <i>Etude n°3 : Reproductibilité des propriétés mécaniques du tendon d'Achille évaluées par échographie.</i> .....	67
II.4.1. Matériels et méthodes.....	67
II.4.1.1. Population.....	67
II.4.1.2. Matériels.....	67
II.4.1.3. Protocole expérimental.....	68
II.4.1.4. Traitement des données .....	69
II.4.1.5. Analyse statistique.....	71
II.4.2. Résultats .....	72
II.4.2.1. Reproductibilité .....	72
II.4.2.2. Effet du niveau de force sur les propriétés mécaniques .....	73
II.4.3. Discussion .....	74
II.4.4. Conclusion .....	76
II.5. <i>Etude n°4 : Validité de la raideur de la fraction passive de la CES déterminée grâce à la méthode alpha in vivo.</i> .....	77
II.5.1. Méthodes.....	78
II.5.1.1. Population.....	78
II.5.1.2. Expérimentations.....	79
II.5.2. Comparaison des modèles pour la détermination de la raideur tendineuse. ....	79
II.5.3. Effets du choix du modèle sur la caractérisation d'IR1 et R <sub>2</sub> .....	81
II.5.4. Discussion .....	82
II.5.5. Conclusion .....	83
<i>Conclusion du chapitre II</i> .....	84
CHAPITRE III : CARACTERISATION DES PROPRIETES MECANIQUES DU SYSTEME MUSCULO-TENDINEUX EN CONDITION PASSIVE (CEP).....	85
III.1. <i>Revue de Littérature</i> .....	86
III.1.1. Structures impliquées lors d'un étirement passif.....	86

III.1.2. La souplesse articulaire .....	87
III.1.3. Propriétés mécaniques du SMA .....	87
III.1.3.1. La relation couple-angle.....	87
III.1.3.2. La raideur du SMA.....	89
III.1.3.3. Les propriétés dissipatives du SMA.....	90
III.1.4. Dissociation des comportements musculaires et tendineux (CEP <sub>1</sub> /CEP <sub>2</sub> ).....	91
III.1.5. La relation force-longueur des gastrocnémiens.....	93
III.1.6. La relation force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens .....	95
<i>III.2. Résumé / Objectif</i> .....	96
<i>III.3. Etude n°5 : Caractérisation des propriétés mécaniques de la CEP in vivo : études de reproductibilité.</i> .....	97
III.3.1 Matériels et méthodes .....	97
III.3.1.1. Population .....	97
III.3.1.2. Matériels et méthodes .....	97
III.3.1.3. Protocole de test .....	99
III.3.2. Relations couple-angle.....	100
III.3.2.1. Traitement des données.....	100
III.3.2.2. Résultats / Discussion .....	101
III.3.3. Relations couple-allongement.....	102
III.3.3.1. Traitement de données .....	102
III.3.3.2. Résultats / Discussion .....	103
III.3.4. Relations force-longueur du SMT des gastrocnémiens.....	105
III.3.4.1. Traitements de données.....	105
III.3.4.2. Résultats / Discussion .....	107
III.3.5. Relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens .....	110
III.3.5.1. Traitements de données.....	110
III.3.5.2. Résultats / Discussion .....	111
III.3.6. Conclusion .....	112
<i>Conclusion du chapitre III</i> .....	113
FICHE SYNTHÈSE DE LA PARTIE I .....	114
<i>Paramètres mécaniques et géométriques retenus</i> .....	115
<i>Protocole expérimental</i> .....	116
<b>PARTIE 2 : EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT PLIOMETRIQUE ET EXCENTRIQUE .....</b>	<b>119</b>
CHAPITRE IV : EFFETS DE L'ENTRAÎNEMENT PLIOMETRIQUE SUR LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU SYSTÈME MUSCULO-TENDINEUX.....	121
<i>IV.1. Revue de littérature</i> .....	123
IV.1.1. Effets de l'entraînement sur les paramètres fonctionnels.....	123
IV.1.1.1. La détente verticale.....	123
IV.1.1.2. La souplesse articulaire.....	124
IV.1.1.3. La force maximale isométrique.....	124
IV.1.1.4. Le taux de montée en force maximal .....	124
IV.1.2. Effets de l'entraînement sur la géométrie du SMT .....	125
IV.1.2.1. Les muscles du triceps sural.....	125

IV.1.2.2. Le tendon d'Achille .....	126
IV.1.3. Effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques de la CES .....	126
IV.1.3.1. Fraction active de la CES (CES <sub>1</sub> ).....	127
IV.1.3.2. Fraction passive de la CES (CES <sub>2</sub> ) / Tendon d'Achille .....	128
IV.1.4. Effets de l'entraînement sur la raideur de la CEP .....	129
<i>IV.2. Résumé / Objectif.....</i>	<i>131</i>
<i>IV.3. Etude n°6 : Effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques et géométriques du système muscle-tendon des fléchisseurs plantaires' .....</i>	<i>132</i>
IV.3.1. Matériels et méthodes .....	132
IV.3.1.1. Population .....	132
IV.3.1.2. Protocole d'entraînement pliométrique .....	132
IV.3.1.3. Protocole expérimental .....	133
IV.3.1.4. Analyses statistiques .....	133
IV.3.2. Résultats .....	133
IV.3.2.1. Paramètres fonctionnels .....	133
IV.3.2.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural .....	135
IV.3.2.3. Raideur de la CES.....	137
IV.3.2.4. Propriétés mécaniques du tendon d'Achille .....	140
IV.3.2.5. Raideur de la CEP .....	143
IV.3.3. Discussion.....	146
IV.3.3.1. Paramètres fonctionnels .....	146
IV.3.3.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural .....	147
IV.3.3.3. Raideur de la CES.....	149
IV.3.3.3.2. Fraction passive de la CES (CES <sub>2</sub> ) / du tendon d'Achille.....	150
IV.3.3.4. Raideur de la CEP .....	153
IV.3.4. Conclusion .....	154
<i>Conclusion du chapitre IV.....</i>	<i>155</i>

CHAPITRE V : EFFET DE L'ENTRAÎNEMENT EXCENTRIQUE SUR LES PROPRIETES MECANIQUES DU SYSTEME MUSCULO-TENDINEUX.....156

<i>V.1. Revue de littérature.....</i>	<i>158</i>
V.1.1. Effets de l'entraînement excentrique sur les paramètres fonctionnels.....	158
V.1.1.1. La détente verticale .....	158
V.1.1.2. La souplesse .....	158
V.1.1.3. Le couple de force maximal isométrique.....	159
V.1.2. Effets de l'entraînement sur la géométrie du SMT.....	159
V.1.2.1. Les muscles du triceps sural.....	159
V.1.2.2. Le tendon d'Achille.....	161
V.1.3. Effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques de la CES.....	161
V.1.3.1. Fraction active de la CES (CES <sub>1</sub> ).....	162
V.1.3.2. Fraction passive de la CES (CES <sub>2</sub> ) / du tendon d'Achille.....	162
V.1.4. Effets de l'entraînement sur la raideur de la CEP .....	163
<i>V.2. Résumé / Objectif.....</i>	<i>165</i>

<i>V.3. Etude n°7 : Effets de l'entraînement excentrique sur les propriétés mécaniques et géométriques du système muscle-tendon des fléchisseurs plantaires</i> .....	166
V.3.1. Matériels et méthodes .....	166
V.3.1.1. Population .....	166
V.3.1.2. Protocole d'entraînement excentrique .....	166
V.3.1.3. Protocole expérimental.....	166
V.3.1.4. Analyses statistiques .....	167
V.3.2. Résultats.....	167
V.3.2.1. Paramètres fonctionnels .....	167
V.3.2.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural.....	169
V.3.2.3. Raideur de la CES .....	171
V.3.2.4. Propriétés mécaniques actives du tendon d'Achille .....	173
V.3.2.5. Raideur de la CEP .....	177
V.3.3. Discussion .....	180
V.3.3.1. Paramètres fonctionnels .....	180
V.3.3.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural.....	181
V.3.3.3. Propriétés mécaniques de la CES .....	182
V.3.3.4. Raideur de la CEP .....	184
V.3.4. Conclusion .....	186
<i>Conclusion du chapitre V</i> .....	187
<i>Fiche synthèse de la Partie 2</i> .....	188
DISCUSSION GENERALE .....	190
<i>Aspects méthodologiques</i> .....	191
<i>Comparaison des effets des entraînements pliométrique et excentrique</i> .....	194
Evolutions des paramètres fonctionnels.....	195
Adaptations de la géométrie des structures musculaires et tendineuses.....	196
Adaptations de CES <sub>1</sub> / CES <sub>2</sub> .....	197
Adaptations de CEP <sub>1</sub> / CEP <sub>2</sub> .....	198
CONCLUSION GENERALE .....	200
BIBLIOGRAPHIE .....	203
ANNEXES.....	229

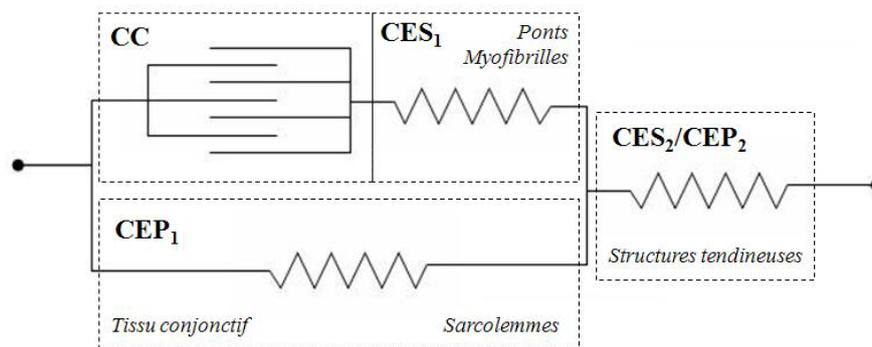
# Introduction générale

---

Lors d'une tâche locomotrice, le cycle étirement-détente est une sollicitation classique au cours de laquelle les structures du système musculo-tendineux (SMT) sont capables de stocker et de réutiliser l'énergie potentielle élastique créée par l'étirement des structures musculaires et tendineuses (Cavagna, 1977; Bosco et al., 1982b; Komi, 1992). L'efficacité des processus de stockage et de restitution de l'énergie élastique lors du cycle-étirement-détente est directement dépendante des propriétés mécaniques des structures du SMT. Comme la plupart des tissus biologiques, les structures du SMT décrivent un comportement viscoélastique (Fung, 1981) qui n'influencent pas seulement l'efficacité des processus de stockage-restitution de l'énergie élastique mais également la qualité de la transmission de la force musculaire. Ces propriétés jouent donc un rôle déterminant dans l'amélioration des performances et la diminution du coût énergétique lors du mouvement (e.g., Alexander et Bennet-Clark, 1977; Cavagna, 1977; Bosco et al., 1982a; Bosco et al., 1982b).

Afin d'évaluer les propriétés mécaniques de l'ensemble des structures du SMT, des modèles rhéologiques sont classiquement utilisés (e.g., Hill, 1938; Hill, 1951; Hill, 1968; Zajac, 1989; Goubel et Lensele-Corbeil, 2003). Les modélisations du SMT ont largement évolué au cours du XX<sup>e</sup> siècle notamment grâce aux travaux de Hill (1938, 1951) puis de Huxley et Simmons (1971). Néanmoins, c'est un modèle à trois composantes qui est principalement utilisé pour étudier le comportement mécanique d'un muscle ou groupe musculaire (Hill, 1951; Huxley et Simmons, 1971; Goubel et Lensele-Corbeil, 2003). Ce modèle à trois composantes comprend une composante contractile (CC), une composante élastique série (CES) et une composante élastique parallèle (CEP). La CC est la composante génératrice de force correspondant aux ponts formés entre les filaments d'actine et de myosine. La CES est classiquement divisée en une fraction active correspondant anatomiquement aux ponts actine-myosine et une fraction passive principalement localisée au niveau des structures tendineuses. Son rôle principal est de transmettre au squelette la force générée par la CC activée. Les propriétés mécaniques de la CES sont classiquement déterminées en condition active (i.e., lors d'une contraction musculaire) et pour de faibles longueurs de muscle afin d'éviter la contribution de la CEP. La CEP est localisée au niveau des structures passives telles que le tissu conjonctif (Magid et Law, 1985), le sarcolemme, les enveloppes musculaires (épimysium, périmysium, endomysium) mais elle correspond aussi à l'interaction résiduelle entre les protéines contractiles sur le muscle inactivé (Hill, 1968) et à la titine (Bartoo et al., 1997) assurant la connexion entre les filaments épais de myosine et la strie Z, limite du sarcomère (Horowitz, 1992). La CEP est mise en jeu lorsque l'étirement du

muscle est important. La caractérisation des propriétés mécaniques passives du SMT consiste à déterminer le comportement de la CEP incluant le comportement des structures tendineuses placées en série (Herbert et al., 2002). Ainsi, Zajac (1989) a proposé un modèle qui met en série de manière spécifique les structures tendineuses. L'adaptation du modèle de Zajac (1989) qui représente les différentes structures du SMT (Figure 1) permet de dissocier les structures musculaires (i.e.,  $CES_1$  et  $CEP_1$ ) des structures tendineuses (i.e.,  $CES_2/CEP_2$ ) mais aussi de dissocier les structures évaluées en conditions active (i.e.  $CES_1$  et  $CES_2$ ) et passive (i.e.,  $CEP_1$  et  $CEP_2$ ).



**Figure 1** : Adaptation de la modélisation du SMT à trois composantes proposée par Zajac (1989)

Certaines méthodes développées initialement sur le muscle isolé pour caractériser le comportement des différentes composantes élastiques de la Figure 1 ont, par la suite été adaptées pour étudier le comportement d'un groupe de muscles *in vivo* (Goubel et Pertuzon, 1973). Toutefois, la caractérisation des propriétés mécaniques du SMT *in vivo* posent évidemment de nombreuses difficultés qui seront largement abordées dans ce travail de thèse. Les propriétés mécaniques du SMT ont été intensivement étudiées dans la littérature aussi bien dans un contexte d'entraînement (e.g., Poulain et Pertuzon, 1988; Pousson et al., 1990; Cornu et al., 1997; Mahieu et al., 2008), de rééducation (e.g., Gao et Zhang, 2008; Gao et al., 2009) que dans celui des pathologies neuromusculaires (e.g., Cornu et al., 1998; Cornu et al., 2001). Cependant, aucune étude réalisée *in vivo* n'a déterminé simultanément toutes les propriétés mécaniques des différentes composantes élastiques d'un modèle tel que celui présenté à la Figure 1. Pourtant, plusieurs auteurs ont formulé l'hypothèse d'adaptations différentes des composantes de ce modèle sans être capable de la vérifier (Pousson et al., 1990; Pousson et al., 1995; Cornu et al., 1997; Fouré et al., 2009) dans la mesure où la principale difficulté *in vivo* est de dissocier de manière non-invasive les comportements mécaniques de  $CES_1$  et  $CES_2$  ou  $CEP_1$  et  $CEP_2$ . Ainsi, le premier objectif de ce travail de

thèse était de mettre en place un protocole expérimental permettant d'étudier *in vivo* et de manière non-invasive les propriétés mécaniques de toutes les composantes du modèle du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville proposé par Zajac (1989).

Par ailleurs, le comportement mécanique des structures du SMT est influencé par leur géométrie (e.g., Ryan et al., 2009). Il est donc nécessaire de déterminer la géométrie de ces structures pour obtenir des informations plus précises sur la nature de leurs adaptations (i.e., modification de la géométrie et/ou des propriétés mécaniques intrinsèques des tissus musculaires et tendineux) à des sollicitations chroniques (vieillesse, pathologies neuromusculaires, réhabilitation, entraînement). Aussi, le second objectif de ce travail de thèse sera d'inclure dans le protocole expérimental, la caractérisation *in vivo* et de manière non-invasive des paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville.

La première partie de mon travail de thèse visait donc à implémenter et valider un protocole expérimental permettant de caractériser la géométrie et les propriétés mécaniques spécifiques des structures musculaires et tendineuses en conditions active et passive. Les développements méthodologiques présentés dans la première partie ont ensuite permis d'étudier les effets de protocoles chroniques d'entraînement. Ainsi, dans une seconde partie, le protocole expérimental développé a été utilisé afin d'évaluer les effets d'entraînements pliométrique et excentrique, classiquement réalisées dans le cadre de certaines pratiques sportives ou de rééducations fonctionnelles, sur les propriétés géométriques et mécaniques spécifiques des différentes composantes élastiques du modèle de la Figure 1. Ces études devraient permettre de discuter des mécanismes physiologiques sous-jacents permettant d'expliquer les modifications de propriétés mécaniques potentiellement induites par ces protocoles d'entraînement.

Ces deux modalités d'entraînement ont été choisies partant du principe que les sollicitations pliométrique et excentrique vont impliquer différemment les processus de stockage et de restitution de l'énergie élastique par le SMT. En effet, l'exercice pliométrique consiste à stocker puis à restituer un maximum d'énergie élastique lors d'un cycle étirement-détente du SMT. A l'inverse, l'exercice excentrique aboutit à une dissipation de l'énergie élastique emmagasinée par le SMT. On peut donc émettre l'hypothèse que ces deux types de sollicitation pourraient induire des effets chroniques différents sur les structures du SMT

conduisant à une modification spécifique de leurs comportements ou propriétés mécaniques, ce que nous chercherons à tester dans ce travail.

L'objectif des trois premiers chapitres de ce travail était de mettre en place ou de développer des méthodes permettant de caractériser la géométrie des structures musculaires et tendineuses (*Cf. Chapitre I*) ainsi que les propriétés mécaniques spécifiques des différentes composantes du modèle présenté Figure 1. Ainsi, dans les **Chapitres II et III**, nous nous sommes concentrés respectivement sur la caractérisation de la raideur de la CES (i.e., CES<sub>1</sub> et CES<sub>2</sub>) puis de la CEP (i.e., CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub>). Enfin, nous nous sommes intéressés aux effets de l'entraînement pliométrique et excentrique (*Cf. Chapitres IV et V*) sur la géométrie du tendon et des muscles du triceps sural ainsi que sur les propriétés mécaniques spécifiques de chacune des composantes élastiques du modèle proposé par Zajac (1989).

*Partie 1 : Caractérisation des propriétés  
géométriques et mécaniques des structures  
musculaires et tendineuses*

L'objectif de cette première partie est d'implémenter ou de développer au sein de notre laboratoire des méthodes d'évaluation non-invasives des propriétés mécaniques et géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo* pour aboutir à la formalisation d'un protocole expérimental permettant d'évaluer les effets des entraînements pliométrique et excentrique (*Cf. Partie 2*). Ce protocole permettra de caractériser les propriétés mécaniques et géométriques les plus représentatives du comportement des différentes composantes élastiques du modèle de Zajac (1989). Dans le premier chapitre, la géométrie des muscles et du tendon du triceps sural sera évaluée. Puis, le second chapitre sera consacré à la caractérisation des propriétés mécaniques du SMT lorsque le muscle est en contraction (i.e., condition active) permettant une évaluation du comportement de la CES. Enfin, dans le troisième et dernier chapitre de cette partie, le comportement de la CEP sera évalué, c'est-à-dire lorsque les structures du SMT sont mobilisées alors que le muscle est inactivé (i.e., condition passive). Les tests de reproductibilité des différents paramètres d'intérêt permettront de déterminer les erreurs de mesure pouvant intervenir lors des tests de caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques. Toutes les études de reproductibilité, qui seront présentées dans ce travail de thèse, ont été réalisées lors de deux sessions à deux jours d'intervalle, au même moment de la journée et dans les mêmes conditions expérimentales.

**Chapitre I : Géométrie du système musculo-  
tendineux des fléchisseurs plantaires de la  
cheville**

---

Neuf muscles sont impliqués dans le mouvement de flexion plantaire. Trois de ces muscles (soléaire, gastrocnémien médial et gastrocnémien latéral) constituent le triceps sural (TS) qui est le principal fléchisseur plantaire de la cheville contribuant à environ 80% du couple volontaire total produit en flexion plantaire jambe tendue (Arndt et al., 1998). La détermination de la contribution relative des muscles du TS dans la production de couple de force volontaire reste très difficile *in vivo*. En effet, la technique utilisée par Arndt et al. (1998) est invasive et implique d'insérer un capteur dans le tendon d'Achille. Aussi, cette étude n'a été réalisée que sur un seul sujet. De plus, l'estimation de la tension au sein du tendon par cette technique est relativement peu précise (Erdemir et al., 2002; Erdemir et al., 2003). Néanmoins, les résultats de contribution relative du TS dans le couple global produit en flexion plantaire obtenus par cette technique sont cohérents avec les valeurs estimées dans d'autres études (Sale et al., 1982; Fukunaga et al., 1996b; van Zandwijk et al., 1998).

Ainsi, la contribution des six autres muscles (i.e., plantaire, long fléchisseur de l'hallux, tibial postérieur, long fléchisseur des doigts, long fibulaire, court fibulaire) dans le couple volontaire développé en flexion plantaire peut être considérée comme minimale (van Zandwijk et al., 1998). La contribution des différents muscles dans le mouvement de flexion plantaire varie en fonction des angles articulaires du genou et de la cheville. Ainsi, les références angulaires pour les articulations du genou et de la cheville seront identiques pour l'ensemble des données présentées dans ce travail de thèse. L'angle du genou en extension complète est fixé à  $180^\circ$  et l'angle de la cheville est fixé à  $0^\circ$  lorsque le pied est orthogonal au tibia ; les valeurs d'angle positives étant associées à la flexion plantaire et les valeurs négatives à la flexion dorsale.

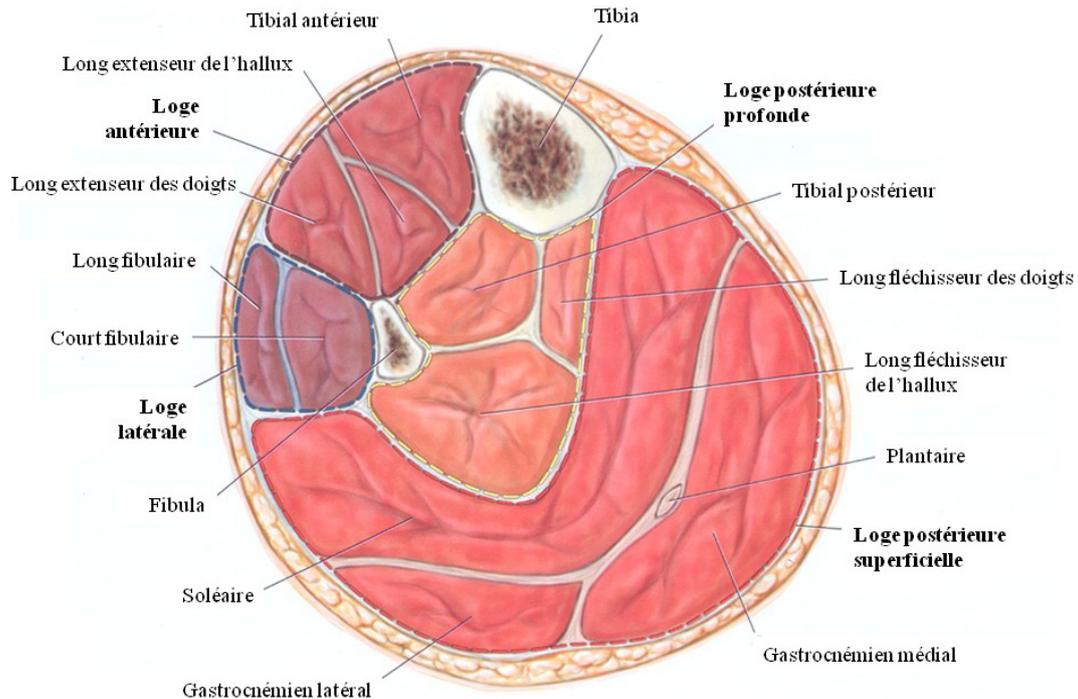
Dans ce chapitre, nous nous intéresserons aux différentes caractéristiques anatomiques du système musculo-tendineux (SMT) du TS (i.e., principal fléchisseur plantaire) ainsi qu'aux méthodes de caractérisation non-invasives de la géométrie des structures musculaires et tendineuses *in vivo*.

## I.1. Revue de littérature

### I.1.1. Les muscles du triceps sural

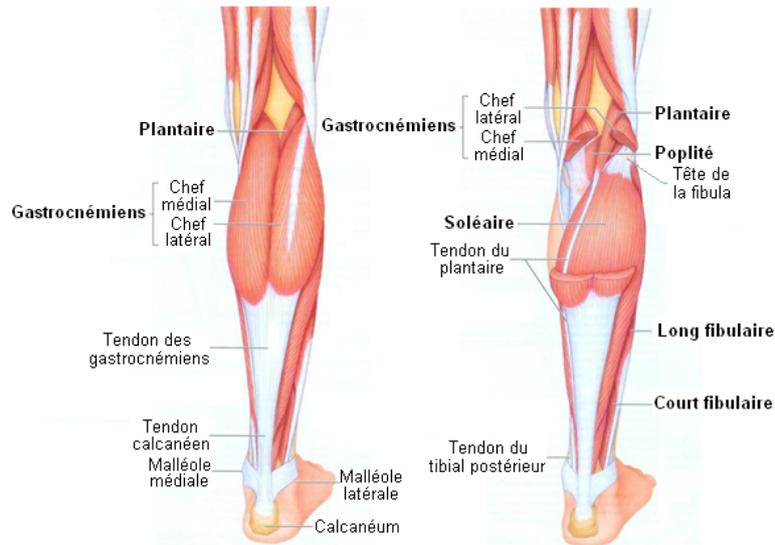
#### I.1.1.1. Anatomie générale

Les muscles du TS se situent dans la loge postérieure superficielle des muscles de la jambe (Figure 2).



**Figure 2 :** Représentation schématique d'une coupe transversale de la jambe à environ 70% de la longueur malléole externe-creux poplité (adapté de Behnke, 2006)

Le soléaire (SO) s'insère sur le tibia et la fibula par l'intermédiaire d'une lame aponévrotique (Duffour, 2001). Le SO est mono-articulaire (i.e., fléchisseur plantaire de la cheville). En revanche, les gastrocnémiens sont bi-articulaires (i.e., à la fois fléchisseurs plantaires de la cheville et fléchisseurs du genou). Le SO et les gastrocnémiens s'insèrent sur le tendon calcanéen (i.e., tendon d'Achille) par un système de lames aponévrotiques différenciées à la proximité de la jonction myotendineuse (JMT) des différents muscles qui deviennent communes à un niveau plus distal (Blitz et Eliot, 2007; Blitz et Eliot, 2008). Le SO et les gastrocnémiens s'insèrent sur le tendon d'Achille lui-même attaché au squelette au niveau du calcanéum (Figure 3).

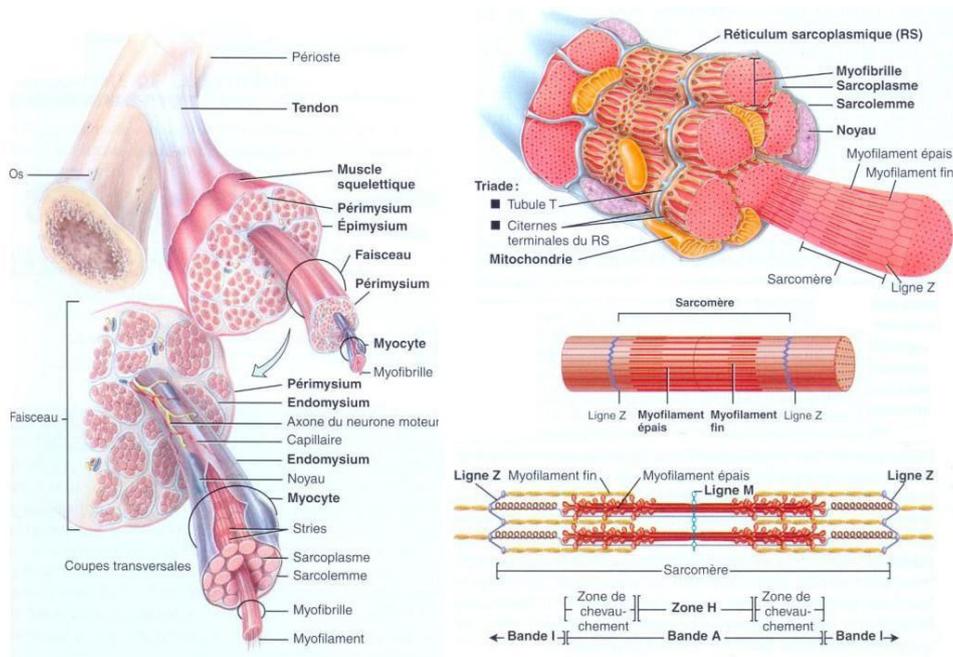


**Figure 3 :** Organisation anatomique des systèmes muscle-tendon du triceps sural (Marieb, 2005)

La portion de tendon d’Achille comprise entre l’insertion osseuse et l’insertion du SO est appelée « tendon libre ». Ainsi, les trois muscles du TS s’insèrent sur le tendon d’Achille à des niveaux différents et possèdent des caractéristiques typologiques distinctes.

### I.1.1.2. Composition du tissu musculaire

Le muscle strié squelettique est structuré de manière hiérarchique par différents niveaux d’organisation (Figure 4).



**Figure 4 :** Organisation du système musculaire (Marieb, 2005)

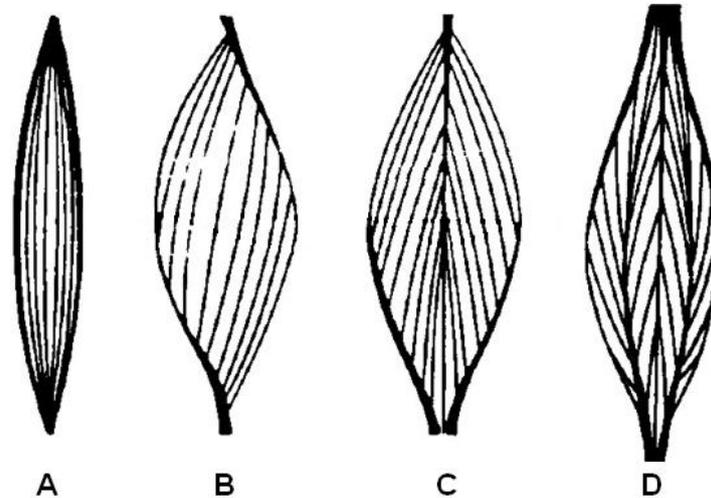
Le muscle est composé de faisceaux musculaires regroupant un nombre important de fibres musculaires. La fibre musculaire, qui constitue le niveau cellulaire de l'organisation du système musculaire, est composée d'un ensemble de myofibrilles. La myofibrille est constituée d'une succession de sarcomères placés en série. Le sarcomère est le plus petit élément contractile et regroupe des myofilaments fins et épais (i.e., filaments d'actine et de myosine respectivement) qui, par leurs interactions, peuvent effectuer un glissement qui provoque la production de tension au niveau musculaire (Huxley, 1957; Huxley et Simmons, 1971). De nombreuses protéines sont présentes dans la cellule musculaire. En effet, outre l'actine et la myosine qui sont les protéines contractiles, on y trouve des protéines régulatrices (e.g., troponine, tropomyosine) ou structurales (e.g., titine, nébuline, alpha-actinine) du système musculaire.

Par ailleurs, il a pu être montré que le SO est majoritairement composé de fibres lentes à hauteur de 70% (Edgerton et al., 1975) alors que le gastrocnémien latéral (GL) et le gastrocnémien médial (GM) sont constitués d'environ 50% de fibres lentes (Gollnick et al., 1974). La composition typologique de ces muscles varie en fonction de la spécialité sportive et de l'intensité de la pratique (Hernandez et al., 1997). Cette différence typologique a pour conséquence de potentiellement conférer des propriétés mécaniques spécifiques pour ces différents muscles. En effet, il a par exemple été montré chez l'animal que les fibres rapides sont plus compliantes que les fibres lentes (Petit et al., 1990; Toursel et al., 2002) et que plus globalement, les muscles majoritairement constitués de fibres rapides sont plus compliants que les muscles constitués de fibres lentes quand ils sont testés passivement (Kovanen et al., 1984).

### ***1.1.2. Evaluation des paramètres géométriques musculaires***

La géométrie du SMT influence de manière importante les processus de production et de transmission de la force musculaire. L'objectif de ce chapitre est de présenter, dans un premier temps, les méthodes qui permettent de caractériser la géométrie des structures musculaires et tendineuses *in vivo* de manière non-invasive. Dans un second temps, des travaux expérimentaux viseront à développer et valider les méthodes nous permettant d'évaluer de manière la plus complète possible la géométrie des muscles du TS et du tendon d'Achille.

Selon l'arrangement du matériel contractile, le muscle strié squelettique peut être fusiforme, unipenné, bipenné ou multipenné (Figure 5). Il existe de grandes différences géométriques entre les muscles et les individus.



**Figure 5:** Schématisation des différentes organisations architecturales du muscle : (A) fusiforme, (B) unipenné, (C) bipenné et (D) multipenné

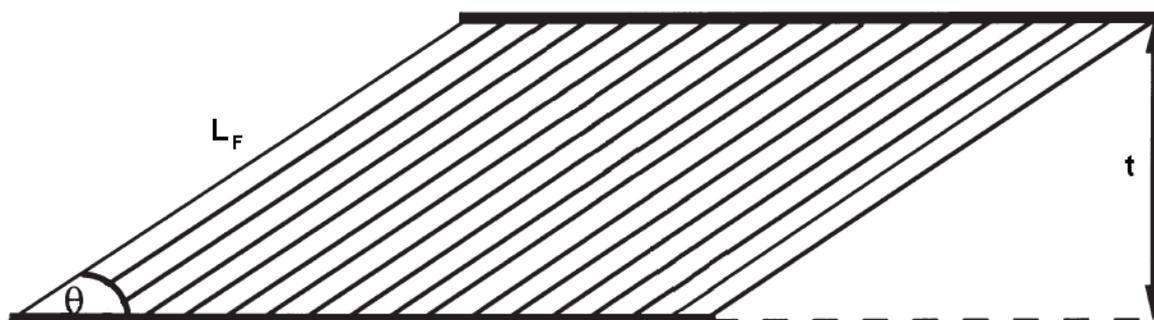
Ainsi les paramètres tels que le volume musculaire, la longueur des fascicules musculaire, l'angle de pennation et la surface de section transversale anatomique sont déterminants dans les capacités de production et de transmission de la force musculaire (Lieber et Friden, 2000). *In vitro*, ces paramètres peuvent être caractérisés par dissection sur des cadavres.

Globalement, trois techniques d'imagerie peuvent être mobilisées pour évaluer non-invasivement la géométrie des structures du SMT du TS *in vivo*. La méthode d'imagerie par résonance magnétique (IRM), considérée comme la méthode de référence, est basée sur l'application d'une combinaison d'ondes électromagnétiques à haute fréquence sur une partie du corps puis sur la mesure du signal réémis par certains atomes (comme l'hydrogène). Il est ainsi possible de déterminer la composition chimique et donc la nature des tissus biologiques observés. Cependant, ce type d'examen n'est pas très accessible en routine expérimentale compte tenu de son coût et de la disponibilité du matériel associé à cette technique. Il en est de même pour le scanner (ou *computed tomography*) qui induit de plus une irradiation associée à l'utilisation de rayons X. Enfin, la troisième technique pouvant être mobilisée, est l'imagerie échographique (ou imagerie ultrasonore). Cette technique est basée sur le phénomène de réflexion d'ondes ultrasonores. Malgré une qualité d'image moins bonne par rapport à des images obtenues par scanner ou IRM, la technique échographique est beaucoup plus économique et permet de caractériser la géométrie musculo-tendineuse de manière

précise (e.g., Muraoka et al., 2004b; Reeves et al., 2004a). L'échographie présente également les avantages de permettre *i)* la mesure de l'orientation des fascicules musculaires et *ii)* une imagerie en temps réel autorisant l'étude de la géométrie du SMT lors de diverses tâches (e.g., marche, saut, mouvement balistique) (e.g., Ishikawa et al., 2005).

### I.1.2.1. L'architecture musculaire

La méthode la plus simple pour visualiser l'orientation des fascicules musculaires est l'échographie. Aussi, de nombreux auteurs utilisent cette technique afin d'évaluer l'épaisseur musculaire ( $t$ ), l'angle de pennation ( $\theta$ ) et la longueur de fascicule ( $L_F$ ) des muscles (e.g., Fukunaga et al., 1992a; Fukunaga et al., 1997a; Fukunaga et al., 1997b; Ichinose et al., 1997; Abe et al., 1998; Abe et al., 2000; Chow et al., 2000; Brechue et Abe, 2002; Reeves et Narici, 2003; Arampatzis et al., 2007c). Ainsi, grâce à une image longitudinale du muscle, il est possible d'identifier l'épaisseur musculaire comme la distance entre les aponévroses profonde et superficielle du muscle, l'angle de pennation comme l'angle formé par l'aponévrose profonde et les fascicules musculaires et la longueur des fascicules, plus souvent estimée par trigonométrie à partir des deux paramètres précédents (Figure 6) (e.g., Narici, 1999).

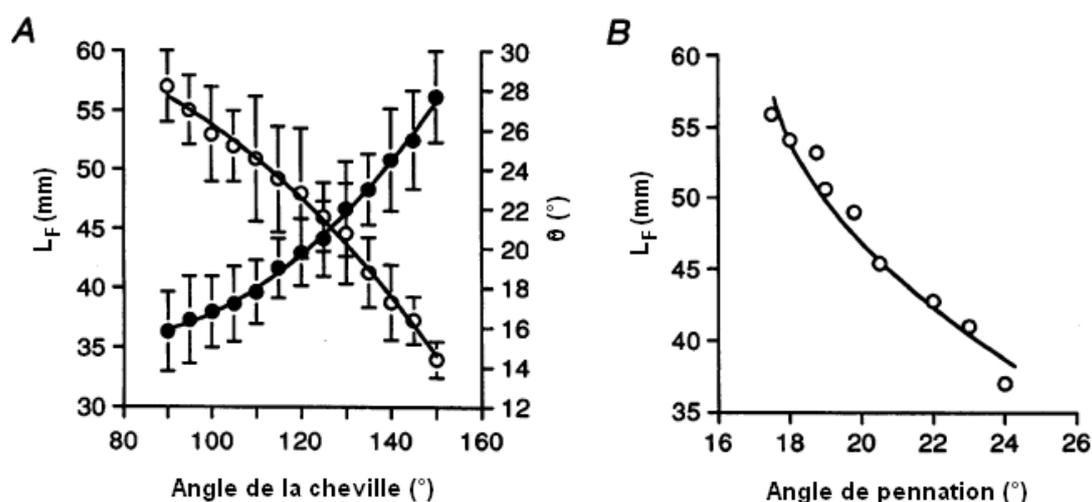


**Figure 6** : Représentation schématique de l'architecture musculaire. Les paramètres architecturaux pouvant être identifiés sont l'épaisseur musculaire ( $t$ ), l'angle de pennation ( $\theta$ ) et la longueur de fascicule ( $L_F$ ) (adapté de Narici, 1999)

La mesure des paramètres architecturaux par échographie *in vivo* nécessite néanmoins plusieurs précautions méthodologiques. Classiquement, les mesures d'architecture pour les muscles du TS s'effectuent au niveau d'une zone située à 50% de la longueur totale du muscle (i.e., le ventre du muscle) qui correspond à 50% et 30% de la longueur creux poplité - malléole externe pour le SO et les gastrocnémiens respectivement (Abe et al., 1998; Kawakami et al., 1998; Abe et al., 1999; Abe et al., 2000; Kubo et al., 2000c; Kurokawa et al., 2001; Herbert et al., 2002; Sugisaki et al., 2005). De la même manière, l'orientation de la sonde par rapport à la surface de la peau (Klimstra et al., 2007) et le positionnement de la

sonde dans l'axe frontal (Herbert et Gandevia, 1995) sont deux paramètres à standardiser pour éviter une erreur importante de mesure (Benard et al., 2009) et ainsi obtenir une reproductibilité satisfaisante des paramètres architecturaux.

La géométrie du muscle évolue avec la modification de la position angulaire de la cheville (Narici et al., 1996a) (Figure 7-A) et le niveau de contraction (Arampatzis et al., 2006; Arampatzis et al., 2007c). Ainsi, il semble difficile de prédire l'évolution de l'architecture musculaire en contraction à partir d'une mesure au repos. Lors de la contraction musculaire, la longueur des fascicules diminue pendant que l'angle de pennation augmente (Narici et al., 1996a; Fukunaga et al., 1997a; Reeves et Narici, 2003) (Figure 7-B).



**Figure 7 :** (A) Evolution de la longueur de fascicule ( $L_F$ ,  $\circ$ ) et de l'angle de pennation ( $\theta$ ,  $\bullet$ ) en fonction de l'angle de la cheville ; (B) Evolution de la longueur de fascicule en fonction de l'angle de pennation (adapté de Narici et al., 1996a).

De nombreuses études ont été menées *in vivo* ces dernières années sur l'architecture des différents muscles superficiels du corps et notamment les muscles du TS (Tableau 1). L'angle de pennation et la longueur de fascicule sont des paramètres qui diffèrent selon le muscle considéré. D'après le Tableau 1, la longueur de fascicule est le paramètre le plus variable avec des valeurs comprises entre 4.5 et 8.8cm pour le GL, 4.5 et 6.6cm pour le GM, 2.9 et 4.3cm pour la portion postérieure du SO. L'angle de pennation est classiquement évalué entre 11 et 16° pour le GL, entre 17 et 26° pour le GM et entre 21 et 25° pour le SO. Enfin, l'épaisseur varie généralement entre 1.0 et 1.9cm pour le GL, entre 1.4 et 2.4cm pour le GM et entre 1.1 et 1.4 pour le SO.

**Tableau 1** : Paramètres architecturaux pour les trois muscles du triceps sural mesurés au repos *in vivo*

Référence	Muscle	Population	t (cm)	$\theta$ (°)	$L_F$ (cm)	
(Abe et al., 2000)	GL	Sprinteurs (23H)	1.9 ± 0.2	14 ± 2	8.0 ± 1.5	
(Lee et Piazza, 2009)		Sprinteurs (12H)	1.6 ± 0.2	13 ± 1	7.0 ± 0.6	
(Abe et al., 2001)		Sprinteurs (26F)	1.7 ± 0.3	13 ± 2	7.4 ± 1.1	
(Abe et al., 2000)		Endurants (24H)	1.7 ± 0.2	16 ± 3	6.2 ± 1.1	
(Abe et al., 2000)		24H	1.6 ± 0.2	13 ± 3	7.2 ± 1.5	
(Chow et al., 2000)		19H	1.1 ± 0.3	16 ± 3	4.5 ± 0.8	
(Morse et al., 2005b)		15H	-	14 ± 2	7.0 ± 1.4	
(Morse et al., 2008b)		12H	-	12 ± 2	8.8 ± 2.2	
(Lee et Piazza, 2009)		12H	1.5 ± 0.2	14 ± 2	6.3 ± 0.8	
(Kawakami et al., 1998)		6H	-	13 ± 1	5.6 ± 0.8	
(Maganaris et al., 1998b)		6H	1.5 ± 0.1	11 ± 1	7.4 ± 0.3	
(Abe et al., 2001)		22F	1.3 ± 0.3	13 ± 2	6.3 ± 0.9	
(Chow et al., 2000)		16F	1.0 ± 0.2	15 ± 2	4.5 ± 1.1	
(Abe et al., 2000)		GM	Sprinteurs (23H)	2.4 ± 0.3	22 ± 3	6.6 ± 1.3
(Abe et al., 2001)			Sprinteurs (26F)	2.1 ± 0.3	21 ± 2	5.9 ± 0.8
(Abe et al., 2000)	Endurants (24H)		2.1 ± 0.2	23 ± 2	5.4 ± 0.7	
(Abe et al., 2000)	24H		2.0 ± 0.3	20 ± 3	5.7 ± 0.8	
(Chow et al., 2000)	19H		1.5 ± 0.2	23 ± 2	4.4 ± 0.8	
(Kubo et al., 2003)	16H		2.4 ± 0.3	26 ± 3	5.4 ± 0.4	
(Morse et al., 2005b)	15H		-	22 ± 3	6.3 ± 1.2	
(Maganaris et al., 1998b)	6H		1.7 ± 0.1	22 ± 2	4.5 ± 0.2	
(Kawakami et al., 1998)	6H		-	24 ± 2	5.2 ± 0.7	
(Narici et al., 1996a)	6H		2.0 ± 0.2	17 ± 3	5.1 ± 0.4	
(Abe et al., 2001)	22F		1.8 ± 0.2	20 ± 2	5.5 ± 0.6	
(Chow et al., 2000)	16F		1.4 ± 0.3	22 ± 3	4.5 ± 0.9	
(Kubo et al., 2003)	13F		1.8 ± 0.2	20 ± 1	5.2 ± 0.6	
(Chow et al., 2000)	SO		19H	1.2 ± 0.4	25 ± 3	2.9 ± 0.7
(Morse et al., 2005b)			15H	-	25 ± 3	4.3 ± 0.8
(Maganaris et al., 1998b)		6H	1.4 ± 0.2	24 ± 2	3.7 ± 0.2	
(Kawakami et al., 1998)		6H	-	21 ± 3	3.8 ± 0.4	
(Chow et al., 2000)		16F	1.1 ± 0.3	21 ± 3	3.2 ± 0.9	

t : épaisseur musculaire,  $\theta$  : angle de pennation,  $L_F$  : longueur de fascicule musculaire, GL : gastrocnémien latéral, GM : gastrocnémien médial, SO : soléaire. L'angle de la cheville et du genou étaient fixés à 0° et 180° respectivement pour l'ensemble de ces études). H : Hommes, F : Femmes.

Les paramètres architecturaux semblent déterminés de manière importante par des facteurs génétiques (Abe, 2002). Cependant, la comparaison de différentes populations de sportifs permet de mettre en avant la plasticité de l'architecture musculaire. De plus, il a été montré que l'évolution des ces paramètres, lorsqu'un individu est soumis à une sollicitation chronique, était dépendante du muscle étudié (Kawakami et al., 2006).

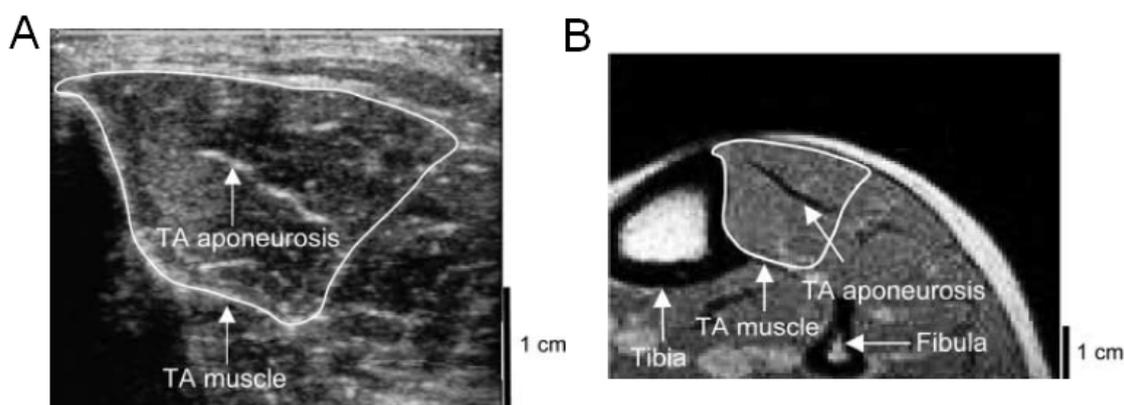
Les paramètres architecturaux comme la longueur des fascicules et l'angle de pennation conditionnent la vitesse et la force de contraction des fibres musculaires (Narici,

1999). L'épaisseur musculaire pourrait être considérée comme un paramètre permettant d'estimer les variations de taille du muscle (i.e., hypertrophie et atrophie). Cependant, la détermination de la surface de section transversale anatomique (ACSA) du muscle est souvent préférée à l'épaisseur musculaire dans la littérature (e.g., Bandholm et al., 2009). En effet, lors de la caractérisation de l'épaisseur musculaire, une erreur peut être introduite par un mauvais positionnement de la sonde sur l'axe médio-latéral. Nous allons voir dans le paragraphe suivant que la caractérisation de l'ACSA, du volume musculaire ou de la surface de section transversale physiologique (PCSA) permet d'obtenir des informations beaucoup plus complètes sur la géométrie du muscle et ses adaptations.

### I.1.2.2. La surface de section transversale du muscle et le volume musculaire

#### I.1.2.2.1. La surface de section musculaire anatomique

Il est possible d'évaluer l'ACSA par scanner (e.g., Ryan et al., 2009) ou IRM (e.g., Narici, 1999) mais de plus en plus d'auteurs utilisent l'échographie. Pour réaliser cette évaluation, la mesure de l'ACSA musculaire à partir d'une image échographique a été développée pour plusieurs muscles et notamment pour le tibial antérieur (Esformes et al., 2002) ou encore l'abducteur de l'hallux (Cameron et al., 2008). D'après l'étude d'Ahtiainen et al. (2009), il existe un bon accord entre les mesures effectuées par IRM et échographie, qui permettent de détecter, avec un même degré de précision, des modifications d'ACSA associées à l'entraînement (Reeves et al., 2004b).



**Figure 8** : Surface de section transversale anatomique du tibial antérieur (TA, entourée par un trait plein blanc) évaluée à partir d'une coupe transversale des muscles de la jambe déterminée par échographie (A) et IRM (B) (Esformes et al., 2002).

Si la mesure de l'ACSA d'un petit muscle (e.g., tibial antérieur) est relativement aisée par échographie (Figure 8), l'évaluation de muscle de taille plus importante

(e.g., gastrocnémiens, vaste latéral) est plus difficile. Il est alors nécessaire de déplacer la sonde et de reconstruire une image du muscle à partir de plusieurs acquisitions échographiques. Grâce à un déplacement en rotation aléatoire de la sonde dans le plan horizontal, il est possible de caractériser, à partir de plusieurs images échographiques visualisant partiellement le muscle évalué, l'ACSA « reconstruite » de muscles comme le vaste latéral (VL) (Reeves et al., 2004a; Ahtiainen et al., 2009) ou le GM (Barber et al., 2009). Cependant, la sonde doit être repérée dans l'espace pour permettre de reconstruire au mieux la section évaluée. Lors d'un mouvement en rotation autour du muscle considéré (Reeves et al., 2004a; Ahtiainen et al., 2009), des repères hypoéchogènes ou hyperéchogènes (i.e., repérables sur l'image échographique) peuvent être placés en surface de la peau afin de faciliter la reconstruction de l'ensemble de la surface du muscle évalué. La variation de l'angle associée au placement de la sonde lors de l'acquisition des images échographiques peut rendre très difficile la reconstruction de l'ACSA. Par ailleurs, certains auteurs ont développé un système de repérage en 3 dimensions qui permet une reconstruction automatisée de cette ACSA (Weller et al., 2007). Cette technique, qui nécessite un développement technique important, a par exemple permis de caractériser *in vivo* l'ACSA du GM (Barber et al., 2009).

La reproductibilité de la mesure d'ACSA musculaire par échographie a été validée dans plusieurs études effectuées sur de petits muscles (Juul-Kristensen et al., 2000; Bembien, 2002; Pressler et al., 2006; Cameron et al., 2008) ou des muscles de taille plus importante nécessitant une reconstruction de la surface totale du muscle considéré (Reeves et al., 2004a; Ahtiainen et al., 2009; Blackburn et al., 2009). Le repérage de la position de la sonde dans l'espace et à la reconstruction automatique de l'ACSA des muscles évalués n'étant pas accessible par notre laboratoire, un développement méthodologique permettant une reconstruction simple de l'ACSA des muscles du TS sera nécessaire.

#### *1.1.2.2.2. Le volume musculaire*

L'ACSA des gastrocnémiens évolue selon la zone d'évaluation avec un pic à environ 35% de la longueur creux poplité - malléole externe (e.g., Fukunaga et al., 1992b). Pour prendre en compte de manière plus précise cette variation d'ACSA, il est possible de caractériser le volume musculaire ( $V_M$ ). Le  $V_M$  des muscles du TS peut être évalué par IRM, scanner ou échographie à partir des ACSA déterminées sur toute la longueur des muscles

(Fukunaga et al., 1992b; Mitsiopoulos et al., 1998; Lund et al., 2002; Albracht et al., 2008). Ainsi, le  $V_M$  est un paramètre géométrique du muscle plus informatif sur les modifications potentiellement engendrées à un entraînement.

Le  $V_M$  peut être calculé par exemple à partir de l'équation [1] (Nordez et al., 2009d) qui considère une forme conique du muscle entre les différentes ACSA déterminées à différents niveaux sur le muscle par échographie ou IRM. Le volume musculaire total correspondant à la somme des volumes caractérisés entre chaque section consécutive.

$$V_M = \sum_{n=1} \frac{e_i}{3} \times \left( ACSA_i + ACSA_{i+1} + \sqrt{ACSA_i \times ACSA_{i+1}} \right) \quad [1]$$

avec  $n$  le nombre d'ACSA considéré pour calculer le volume et  $e_i$  la distance entre deux ACSA. D'autres formules de calcul du  $V_M$  peuvent être utilisés (Esformes et al., 2002; Reeves et al., 2004a; Albracht et al., 2008; Nordez et al., 2009d). Ainsi, afin d'évaluer de manière précise le  $V_M$ , le nombre d'ACSA considérée pour la détermination du volume doit être suffisamment important (Tracy et al., 2003). En effet, les adaptations géométriques du muscle et du tendon peuvent être non-homogènes sur toute leur longueur (Tracy et al., 1999; Kongsgaard et al., 2007). L'utilisation d'une seule ACSA pour juger d'une évolution après une sollicitation chronique (e.g., entraînement) n'est pas suffisante. Aussi, nous nous efforcerons dans nos études d'évaluer l'ACSA à plusieurs niveaux de la jambe afin d'obtenir, dans la mesure du possible, des informations représentatives de l'ensemble du  $V_M$  du TS.

Concernant l'évaluation du volume musculaire par échographie, Esformes et al. (2002) ont montré une excellente correspondance entre les mesures effectuées par IRM sur le tibial antérieur (TA), avec une erreur aléatoire moyenne de  $3.5 \text{ cm}^3$  pour un volume évalué entre  $110 \text{ cm}^3$  et  $160 \text{ cm}^3$ .

#### *1.1.2.2.3. La longueur du muscle*

La longueur du muscle peut être évaluée par IRM ou indirectement par la soustraction de la longueur du tendon déterminée par échographie à la longueur totale du SMT caractérisée à partir de mesures anthropométriques spécifiques à chaque sujet et aux angles des articulations croisées par le SMT considéré (e.g., Grieve et al., 1978; Spoor et al., 1990; Visser et al., 1990; Spoor et van Leeuwen, 1992). Pour la cheville, la longueur et les variations de longueur du SMT sont classiquement calculées grâce au modèle de Grieve et al.

(1978) à partir des angles articulaires du genou ( $\theta_k$ ) et de la cheville ( $\theta_a$ ), ainsi que deux mesures anthropométriques spécifiques à chaque sujet selon l'équation [2] :

$$L_{SMT} = L_S / 100 \times \left[ \begin{array}{l} (-22.18468 + 0.30141 \times (90 + \theta_a) - 0.0001 \times (90 + \theta_a)^2) \\ + (6.46251 - 0.07987 \times (\theta_k - 180) + 0.00011 \times (\theta_k - 180)^2) \end{array} \right] + L_{ref} \quad [2]$$

avec  $L_{SMT}$  la longueur du SMT des gastrocnémiens,  $L_S$  la longueur entre les centres de rotations présumés des articulations de la cheville et du genou et  $L_{ref}$  définie comme la distance entre l'épicondyle latérale du fémur et le haut de la malléole latérale.

Ces modèles anthropométriques peuvent par ailleurs servir à déterminer la longueur du bras de levier (BdL) d'un groupe musculaire. Ce BdL peut par ailleurs être évalué par IRM ou échographie.

#### 1.1.2.2.4. La surface de section musculaire transversale physiologique

La PCSA est un paramètre qui prend en compte l'ensemble de la géométrie de la structure musculaire (i.e.,  $V_M$  et architecture). Elle est proportionnelle à la force maximale d'un muscle (Fukunaga et al., 1992b; Narici et al., 1992; Fukunaga et al., 1996b; Fukunaga et al., 2001b) et est souvent utilisée pour calculer la contribution relative de certains muscles lors de la production d'un couple de force externe. Cette PCSA peut être évaluée grâce à l'équation [3] :

$$PCSA = \frac{m_m}{\rho \times L_F} \times \cos \theta = \frac{V_M}{L_F} \times \cos \theta \quad [3]$$

avec  $m_m$  la masse du muscle,  $\theta$  l'angle de pennation,  $\rho$  la densité du muscle (environ  $1.056 \text{ g/cm}^3$  pour un mammifère) et  $L_F$  la longueur de fascicule (Narici et al., 1996a; Lieber et Friden, 2000). La détermination de la masse du muscle peut ainsi être réalisée de manière indirecte par l'évaluation du  $V_M$  *in vivo*.

Une étude récente, réalisée sur 21 cadavres, a montré que les muscles ayant la plus grande PCSA sont les muscles du TS ainsi que le VL (Ward et al., 2009). Grâce aux différentes études menées par IRM sur les muscles du TS au repos, il a été possible de déterminer le volume, la PCSA absolue et la PCSA relative de chaque muscle du TS (i.e., la contribution relative de chaque muscle dans le couple total produit par le TS) (Tableau 2).

La PCSA relative du SO est la plus importante au sein du TS (Tableau 2). Ainsi, le SO contribue pour environ 65% à la production de force totale du TS (légère variation en fonction

des angles articulaires de la cheville). Le GM et le GL contribuent pour environ 23% et 12% respectivement dans la force totale produite par le TS.

**Tableau 2 :** Volume musculaire, surface de section transversale physiologique absolue et relative de chaque muscle du triceps sural selon l'angle de la cheville.

Références	Sujets	Muscle	Angle de la cheville (°)	$V_M$ (cm <sup>3</sup> )	PCSA (cm <sup>2</sup> )	PCSA / PCSA TS (%)
(Albracht et al., 2008)	13H	SO	0°	477 ± 66	131 ± 31	62
(Morse et al., 2005b)	15H		0°	520 ± 114	128 ± 26	63
(Fukunaga et al., 1992b)	11H / 1F		30°	489 ± 65	230 ± 37	70
(Fukunaga et al., 1996b)	8H		30°	504 ± 23	248 ± 14	71
(Albracht et al., 2008)	13H	GL	0°	146 ± 23	24 ± 5	12
(Morse et al., 2005b)	15H		0°	178 ± 39	26 ± 5	13
(Morse et al., 2008b)	12H		0°	179 ± 41	32 ± 6	-
(Fukunaga et al., 1992b)	11H / 1F		30°	141 ± 28	28 ± 4	9
(Fukunaga et al., 1996b)	8H		30°	145 ± 9	28 ± 1	8
(Narici et al., 1996a)	6H	GM	0°	246 ± 37	47 ± 6	-
(Albracht et al., 2008)	13H		0°	285 ± 45	51 ± 10	26
(Morse et al., 2005b)	15H		0°	303 ± 65	49 ± 6	24
(Fukunaga et al., 1992b)	11H / 1F		30°	244 ± 33	68 ± 7	21
(Fukunaga et al., 1996b)	8H		30°	250 ± 14	71 ± 3	21

$V_M$  : volume musculaire, PCSA : surface de section transversale physiologique, TS : triceps sural, GL : gastrocnémien latéral, GM : gastrocnémien médial, SO : soléaire. L'angle du genou était fixé à 180° pour l'ensemble de ces études. H : Hommes, F : Femmes.

Pour un  $V_M$  constant, l'augmentation de l'angle de pennation permet d'accroître la surface de section transversale du muscle. Cet agencement des fibres au sein du muscle augmente la quantité de matériel contractile disponible et permet par conséquent d'accroître la force musculaire maximale (Fukunaga et al., 2001b). La relation entre l'hypertrophie musculaire et la modification des paramètres architecturaux, et notamment l'augmentation de l'angle de pennation a été montrée expérimentalement (Kawakami et al., 1995). D'autres travaux ont depuis montré que l'augmentation du  $V_M$  n'impliquait pas nécessairement d'augmentation de l'angle de pennation, si la longueur des fascicules musculaires se trouvait elle-même augmentée (Abe et al., 2000). Une longueur de fascicules musculaires plus importante est donc un second moyen de rassembler une quantité de matériel contractile plus élevée et ainsi d'accroître les capacités de production de force et de vitesse maximale, et ceci sur une plage angulaire plus importante.

Par conséquent, il existe une forte relation entre le couple de force externe produit et le  $V_M$  ou la PCSA. Cette relation est beaucoup moins importante entre le couple de force externe et l'ACSA maximale d'un muscle (Fukunaga et al., 2001b). Cependant, une évaluation de la PCSA et du volume musculaire nécessite du matériel d'investigation qui n'est pas accessible

à notre laboratoire. Toutefois, comme évoqué précédemment, l'évaluation de l'ACSA des muscles du TS à plusieurs niveaux de la jambe permet d'obtenir des informations représentatives de l'ensemble du  $V_M$ .

### 1.1.3. Le tendon d'Achille

#### 1.1.3.1. Anatomie générale

Les structures tendineuses constituent la liaison entre l'os et le muscle et représentent le principal transmetteur de la force musculaire. Elles contribuent à l'élasticité du SMT. Le tissu conjonctif et les tendons sont essentiellement composés de fibres de collagène dont les caractéristiques permettent au SMT de sauvegarder son intégrité en limitant l'apparition de lésions au cours de l'étirement (Borg et Caulfield, 1980; Purslow, 1989). Ainsi, il a été montré que ce tissu subit une rupture partielle lors d'une déformation comprise entre 3 et 8% de sa longueur au repos et une rupture totale au-delà (Butler et al., 1978). Les structures tendineuses interviennent lors d'étirements du SMT à la fois en conditions passive et active. Le tissu tendineux possède, comme le muscle strié squelettique, une structure hiérarchique composée de différents niveaux (Figure 9).

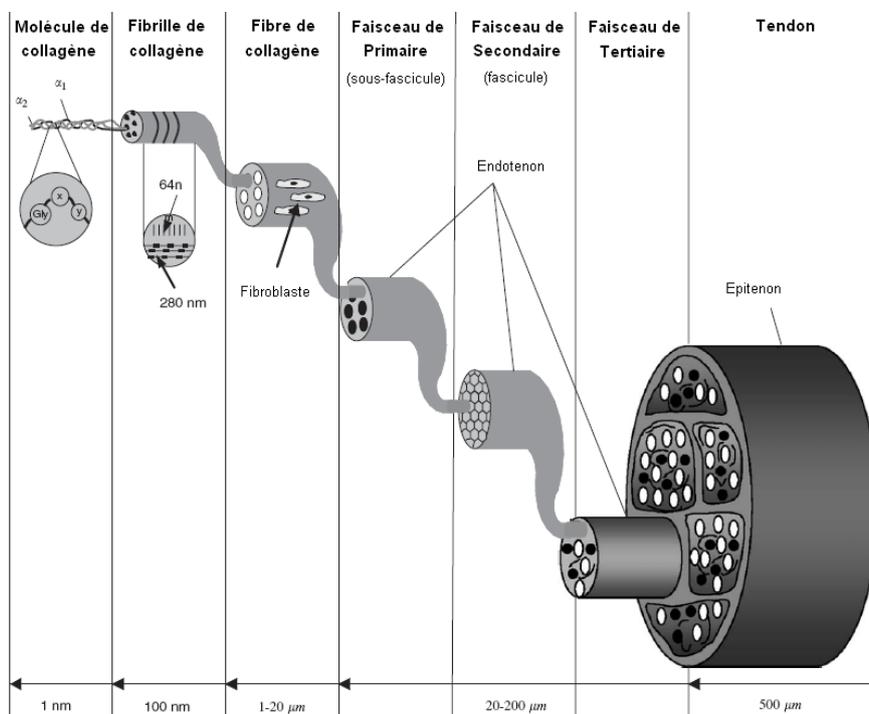


Figure 9 : Représentation schématique de la structure hiérarchique du tendon (adapté de Wang, 2006)

### I.1.3.2. Composition typologique

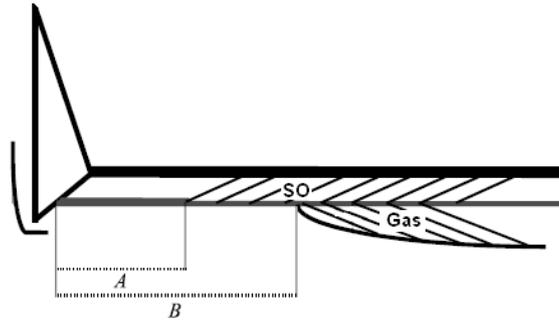
Le tendon est composé de 60 à 80% d'eau (Woo et al., 2000; Kjaer, 2004; Wang, 2006). Les constituants solides contenus dans la matrice extracellulaire sont du collagène (86%), des protéoglycanes (1 à 5%) et de l'élastine (2%) (Jozsa et Kannus, 1997; Woo et al., 2000). Il existe de nombreux types de collagène au sein de la structure tendineuse qui possèdent des propriétés mécaniques différentes. Le collagène de type I représente 95% du collagène total du tendon (Evans et Barbenel, 1975; Riley et al., 1994). Le reste du collagène est de type III et V. Dans un tendon sain, le collagène de type III est principalement localisé dans l'endotendon et l'épitendon (Duance et al., 1977). L'augmentation de son expression au sein du tendon est un indicateur d'une lésion tendineuse (e.g., Eriksen et al., 2002). Le collagène de type III est constitué de plus petites fibrilles moins organisées (Lapierre et al., 1977), ce qui peut diminuer la tension mécanique transmise. Le collagène de type V est intercalé dans le cœur des fibres de collagène de type I et régule la croissance des fibres (Birk et al., 1990). Il y a par ailleurs beaucoup de protéoglycanes et notamment l'agrécane et la décorine (Vogel et Heinegard, 1985). Les agrécanes maintiennent l'eau dans le fibrocartilage et résistent à la compression (Vogel et Koob, 1989). La décorine est localisée à la surface des fibres de collagène (Graham et al., 2000) et facilite le glissement des fibrilles pendant une déformation mécanique (Pins et al., 1997).

Le rôle du tendon d'Achille est de transmettre la force produite par les muscles du TS au squelette pour produire le mouvement de flexion plantaire. De fait, le tendon d'Achille se retrouve soumis quotidiennement à des contraintes fréquentes et parfois importantes (i.e., associées au poids du corps) et davantage encore dans le cadre de différentes activités physiques et sportives (Wren et al., 2001). Le tendon d'Achille peut donc être le siège de traumatismes dont les conséquences les plus courantes sont la tendinite et la rupture. Il a été montré que les propriétés mécaniques d'un tendon d'Achille, après une rupture ou lorsqu'il est atteint d'une inflammation, sont modifiées et influencent grandement ses capacités fonctionnelles (e.g., Arya et Kulig, In press). De la même manière, un tendon lésé subit des modifications de la composition de la matrice de collagène résultant en une modification typologique du collagène au sein de la structure tendineuse (i.e., diminution de la proportion de collagène de type I au profit du collagène de type III et V). Cette modification typologique du collagène semble être en partie à l'origine d'une baisse de résistance mécanique des tissus tendineux lésés (Goncalves-Neto et al., 2002).

### I.1.4. Évaluation des paramètres géométriques du tendon d'Achille

#### I.1.4.1. La longueur du tendon

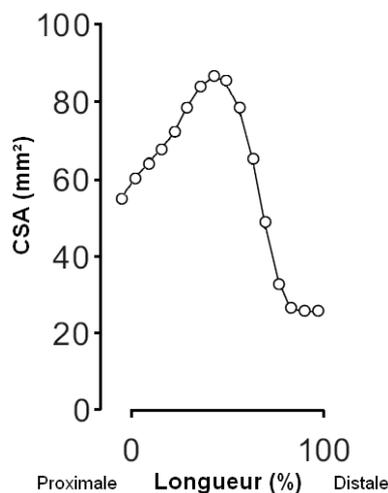
*In vivo*, la mesure de la longueur du tendon d'Achille s'effectue de l'insertion sur le calcanéum jusqu'à l'insertion du tendon sur chacun des trois muscles du TS (Figure 10). Ces insertions proximales sont généralement identifiées par la portion musculaire la plus distale de chaque muscle observée par échographie ou IRM (e.g., Maganaris et Paul, 2002).



**Figure 10** : Schématisation des longueurs du tendon d'Achille caractérisées selon le muscle sur lequel il s'insère : ( $L_T$  SO) insertion sur le soléaire [SO] (tendon "libre"), ( $L_T$  Gas) insertion sur le gastrocnémien [Gas] médial ou latéral (adapté de Magnusson et al., 2003a).

#### I.1.4.2. La surface de section transversale anatomique du tendon

La surface de section transversale (CSA) du tendon d'Achille peut également être évaluée de manière précise par IRM (Arampatzis et al., 2007a; Kinugasa et al., In press) et échographie (Ying et al., 2003; Muraoka et al., 2004b; Pang et al., 2006). Celle-ci n'est pas constante sur toute sa longueur (Magnusson et Kjaer, 2003; Kinugasa et al., In press). La CSA du tendon d'Achille peut ainsi passer du simple au double entre son insertion sur l'os et sa portion centrale (Figure 11).



**Figure 11** : Evolution de la surface de section anatomique (CSA) mesurée par IRM en fonction de la longueur du tendon libre (adapté de Kinugasa et al., In press).

Compte tenu de cette hétérogénéité de la CSA du tendon, il est relativement difficile de comparer les évaluations obtenues dans la littérature car les mesures ne sont que très rarement réalisées au même niveau sur le tendon et le protocole de mesure varie légèrement (Tableau 3). Certaines études évaluent la CSA en moyennant les mesures sur plusieurs niveaux (e.g., Muraoka et al., 2004b) ou choisissent des repères anatomiques pour standardiser la mesure (i.e., au niveau de la malléole interne pour les études de Ying et al. (2002) et de Pang et al. (2006)).

**Tableau 3 :** Longueur et surface de section transversale du tendon d'Achille

Référence	Population	Méthode	Zone de mesure	$L_T$ (cm)	$CSA_T$ (mm <sup>2</sup> )
(Ying et al., 2003)	32H/8F	Echo	Malléole interne	-	56.9 ± 7.6
(Muraoka et al., 2004b)	26H/12F	Echo	5, 10 et 15% de $L_s$	18.9 ± 3.0	55.1 ± 12.5
(Zhao et al., 2009)	8H/2F	Echo	5 sections sur le tendon libre	-	64.4 ± 11.4
(Pang et al., 2006)	10H	Echo	Malléole interne	11.2 ± 2.9	57.8 ± 11.6
(Kubo et al., 2003)	16H	IRM	Insertion et 10mm de l'insertion du tendon sur l'os	-	60.0 ± 9.0
(Hansen et al., 2003)	16H	IRM	A 48, 60 et 72mm de l'insertion du tendon sur l'os	-	34.5 ± 1.5
(Rosager et al., 2002)	10H	IRM	A 3cm de l'insertion du tendon sur l'os	-	73.3 ± 3
(Magnusson et al., 2001)	5H	IRM	A 3cm de l'insertion du tendon sur l'os	17.8 ± 1.7	78.1 ± 10.8
(Kubo et al., 2003)	13F	IRM	Insertion et 10mm de l'insertion du tendon sur l'os	-	46.0 ± 8.0
(Westh et al., 2008)	10F	IRM	Insertions distale et proximale du tendon libre	-	70.3 ± 8.6

$L_T$  : longueur du tendon d'Achille,  $CSA_T$  : surface de section transversale du tendon d'Achille,  $L_s$  : longueur de la jambe correspondant à la distance entre le centre de la malléole latérale et le creux poplité. H : Hommes, F : Femmes.

Ainsi, la CSA varie entre 34.5 et 78.1 cm<sup>2</sup> en moyenne lorsqu'elle est évaluée sur plusieurs niveaux du tendon. La mesure unique de Ying et al. (2003) ou Pang et al. (2006) au niveau de la malléole interne est cohérente avec les résultats moyennés des études présentées dans le Tableau 3.

## **I.2. Résumé / Objectif**

Les paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses sont déterminants dans les capacités de production et de transmission de la force musculaire. Ainsi, en considérant les techniques utilisées dans la littérature et dont nous disposons au laboratoire, nous avons évalué les propriétés géométriques des muscles du TS (i.e., architecture et ACSA) et du tendon d'Achille (i.e., CSA et longueur) à l'aide de l'échographie. L'acquisition récente d'un échographe au sein du laboratoire au début de mon travail de thèse a nécessité un apprentissage à l'utilisation de l'outil, la mise en place de protocoles de mesures spécifiques et la vérification de la reproductibilité des mesures effectuées.

La première étude visait donc à développer au sein de notre laboratoire, les protocoles expérimentaux classiquement utilisés dans la littérature afin d'évaluer l'architecture et l'ACSA des muscles du TS ainsi que la CSA et la longueur du tendon d'Achille. Néanmoins, après quelques expérimentations pilotes concernant l'évaluation de l'ACSA musculaire, il nous a été très difficile d'obtenir des résultats satisfaisants en utilisant la méthode de reconstruction par une acquisition d'images lors de la rotation aléatoire de la sonde (Reeves et al., 2004a) autour du groupe musculaire du TS. Ne disposant pas d'outil de reconstruction automatisée récemment développé dans la littérature (Barber et al., 2009) et permettant un repérage dans l'espace, il a été nécessaire de développer une méthodologie originale permettant d'évaluer l'ACSA des muscles du TS en contrôlant cette rotation. Enfin, la reproductibilité de l'ensemble des paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses a été déterminée et est discutée dans ce chapitre.

### I.3. Etude n°1 : Mesures et reproductibilité des paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses du triceps sural par imagerie échographique.

Le but de cette étude était d'implémenter, au sein de notre laboratoire, une méthode permettant de caractériser la géométrie du muscle et du tendon grâce à l'imagerie échographique. Cette étude est décomposée en 3 expérimentations distinctes visant à évaluer : *i*) l'architecture des muscles du TS (épaisseur, angle de pennation et longueur de fascicule), *ii*) l'ACSA des muscles du TS et, *iii*) la géométrie du tendon d'Achille (CSA et longueur du tendon). Les techniques d'évaluation de la CSA du tendon et de l'architecture musculaire ont déjà été validées dans la littérature. En revanche, la caractérisation de l'ACSA des muscles du TS nécessitait un développement méthodologique spécifique que nous allons plus particulièrement présenter dans cette étude.

#### I.3.1 Matériels et méthodes

##### I.3.1.1. Populations

Trente-sept sujets se sont portés volontaires pour participer aux trois expérimentations. Les sujets n'ont suivi aucun programme de renforcement musculaire pendant l'intégralité de la durée de l'étude considérée. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner leur consentement écrit. Chacune des études a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (1964 révisée en 2001). Les données anthropométriques des sujets recrutés pour les différentes expérimentations, réalisées deux fois à deux jours d'intervalle et au même moment de la journée, sont indiquées dans le Tableau 4.

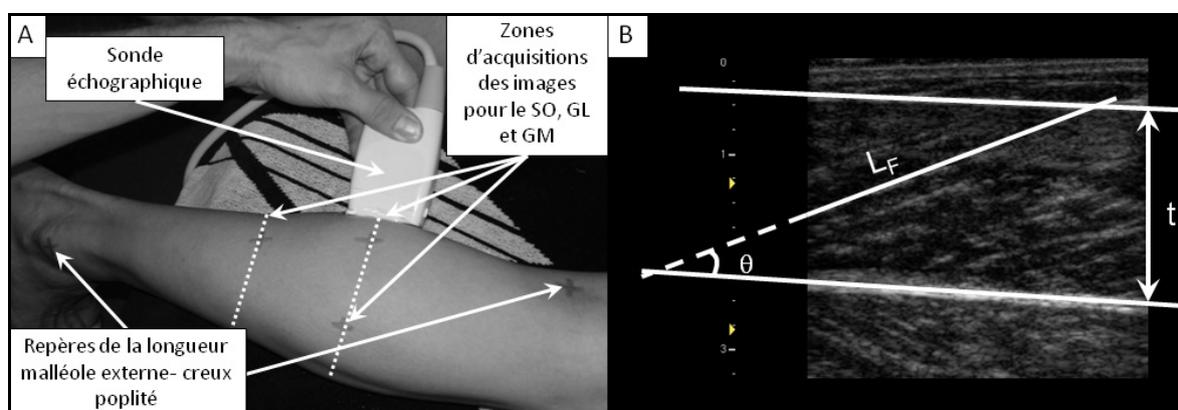
**Tableau 4** : Données anthropométriques des sujets pour les différentes expérimentations visant à évaluer les paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses du triceps sural.

Expérimentation	N	Age (ans)	Taille (cm)	Poids (kg)
Architecture musculaire	13	26.4 ± 5.8	175.6 ± 8.4	71.6 ± 12.9
ACSA musculaire	16	26.6 ± 5.3	175.0 ± 8.8	70.5 ± 14.0
Géométrie du tendon d'Achille	8	25.4 ± 2.4	178.7 ± 8.8	72.8 ± 9.9

Moyenne ± écart-type. N : nombre de sujets.

## I.3.1.2. Architecture musculaire

Les paramètres d'architecture musculaire ont été mesurés sur les trois muscles du TS (i.e. SO, GM et GL). Les sujets étaient placés en décubitus ventral sur la table d'examen avec les jambes en extension complète et l'angle de la cheville droite maintenu à  $0^\circ$  (i.e., pied orthogonal au tibia). Les repérages des zones de capture d'images échographiques concernaient les longueurs correspondantes à 30% et 50% de la longueur creux poplité-malléole latérale et la longueur médio-latérale à partir de l'axe creux poplité-malléole externe afin d'observer l'image du ventre de chaque muscle du TS (Figure 12-A). Un échographe (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, EU) équipé d'une sonde électronique plate de 4 cm (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, EU) a permis d'acquérir des images longitudinales des muscles de manière analogue aux protocoles réalisés dans de précédentes études (e.g., Kawakami et al., 1998; Kawakami et al., 2002). A partir des images acquises, l'angle de pennation ( $\theta$ ), l'épaisseur musculaire ( $t$ ) et la longueur de fascicule ( $L_F$ ) de chaque muscle ont été déterminés (Figure 12-B). Les mesures de  $\theta$ ,  $t$  et  $L_F$  pour chacun des muscles du TS ont été moyennées sur l'analyse d'au minimum trois images échographiques.

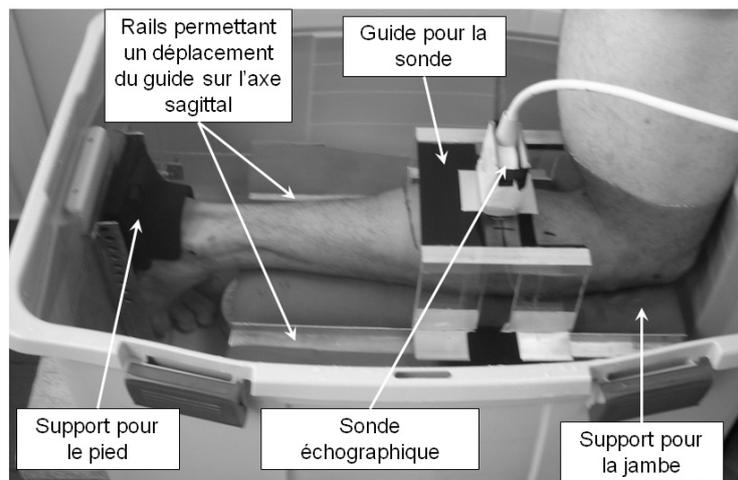


**Figure 12 :** A - Position du sujet lors d'évaluation de l'architecture musculaire du soléaire (SO), gastrocnémien médial (GM) et latéral (GL). Les lignes pointillées représentent 50 et 70% de la longueur malléole externe-creux poplité B - Image échographique longitudinale du GM obtenue pour ce sujet. Les lignes représentent les aponévroses profondes et superficielles du muscle et un fascicule permettant de déterminer la longueur du fascicule ( $L_F$ ), l'angle de pennation ( $\theta$ ) et l'épaisseur du muscle ( $t$ ).

$L_F$ ,  $\theta$  et  $t$  ont été déterminés par une mesure directe sur l'image en utilisant le logiciel libre ImageJ (Image J, NIH, Bethesda, MD, EU). Comme indiqué sur la Figure 12-B, le fascicule pouvait être prolongé jusqu'à l'intersection avec l'aponévrose superficielle grâce au logiciel Adobe Photoshop Elements (Adobe Photoshop Elements 4.0, Adobe System Inc., San Jose, CA, EU) afin d'obtenir la longueur complète du fascicule.

### I.3.1.3. Surface de section transversale musculaire

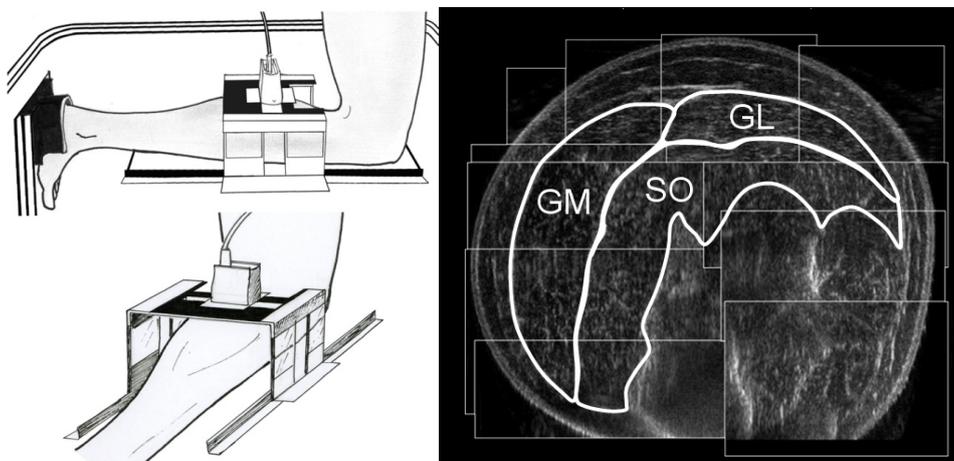
Suite aux difficultés rencontrées par la méthode de reconstruction de l'ACSA totale à partir d'images acquises lors de la rotation aléatoire de la sonde échographique, nous avons imaginé un système de repérage simple de la sonde dans l'espace afin d'en contrôler la position. Ce repérage consistait à capturer les images grâce à un échographe (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, EU) équipé d'une sonde électronique plate de 4 cm (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, EU) selon deux axes orthogonaux ayant pour conséquence de faciliter la reconstruction par rotation des images à 90°. Un guide spécifique et un support pour la jambe ont été développés. Afin de favoriser la propagation des ondes ultrasonores, la jambe a été immergée dans un bac d'eau. La conséquence est que la position du sujet diffère légèrement des deux autres expérimentations (i.e., réalisées antérieurement). Pour cette expérimentation, l'évaluation de l'ACSA était ainsi réalisée sur la jambe droite, le genou fléchi à 90° et l'angle de cheville fixé à 0° (Figure 13).



**Figure 13 :** Position du sujet avec la jambe, totalement immergée dans un bac d'eau, appuyée sur le dispositif spécifiquement développé pour l'expérimentation visant à évaluer l'ACSA des muscles du triceps sural.

Douze images transversales de la jambe ont été acquises (quatre images pour chaque face [médiale, postérieure et latérale] de la jambe) sur 3 niveaux de la longueur totale de la jambe définie par la distance entre le creux poplité et le centre de la malléole externe (i.e., 50, 60 et 70% de cette longueur). Les images ont été sauvegardées sur un disque dur puis ont été assemblées pour chaque niveau de la jambe pour obtenir une image complète de l'ACSA grâce à l'utilisation du logiciel Powerpoint (Powerpoint 2007, Microsoft Corp., Redmond,

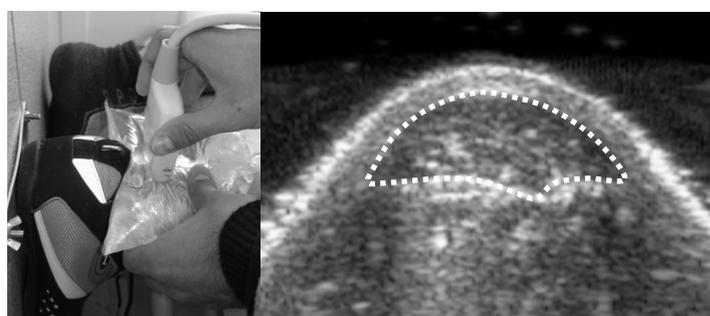
WA, EU). A partir de ces images reconstruites (Figure 14), l'ACSA des muscles du TS a été mesurée par l'utilisation d'un logiciel libre ImageJ (Image J, NIH, Bethesda, MD, EU).



**Figure 14 :** (A) Schématisation de la position du sujet pour l'expérimentation visant à évaluer l'ACSA des muscles du triceps sural. (B) Exemple typique d'image reconstruite à partir des images acquises transversalement à 70% de la longueur de la jambe. Les ACSA du gastrocnémien latéral (GL), gastrocnémien médial (GM) et du soléaire (SO) sont délimitées par un trait blanc sur l'image.

#### I.3.1.4. Surface de section transversale et longueur du tendon

Les mesures de section transversale du tendon d'Achille ( $CSA_T$ ) ont été effectuées par mesures échographiques (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, EU) à l'aide d'une sonde électronique plate de 4 cm (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, EU). Les sujets étaient placés en décubitus ventral sur la table d'examen avec les jambes en extension complète et l'angle de la cheville droite fixé à  $0^\circ$  (i.e., pied perpendiculaire au tibia) (Figure 15-A). Une poche d'eau a été placée sur la face postérieure de la cheville lors de l'acquisition des images échographiques afin d'obtenir une image complète de la CSA du tendon d'Achille (e.g., Kawakami et al., 2008) (Figure 15-B).



**Figure 15 :** (A) Photo réalisée lors de l'évaluation de la surface de section transversale du tendon d'Achille. Une poche d'eau a été utilisée pour améliorer la qualité de l'image notamment sur les zones médiale et latérale. La sonde était positionnée perpendiculairement à la jambe et au niveau de la malléole interne. (B) Image échographique obtenue pour un sujet permettant d'identifier la surface de section transversale du tendon d'Achille (délimitée par un trait blanc pointillé).

Les mesures de  $CSA_T$  ont été réalisées dans le plan transversal avec la sonde perpendiculaire au tendon d'Achille au niveau de la malléole interne de la cheville (Ying et al., 2003). Les images sauvegardées sur un disque dur ont été analysées grâce à l'utilisation du logiciel libre Image J (NIH, Bethesda, MD, EU). Les longueurs du tendon d'Achille ont été déterminées grâce au repérage de l'insertion du tendon d'Achille sur le calcaneum et l'insertion proximale sur chacun des muscles du TS par échographie. Ces insertions proximales ont été déterminées à partir de la portion musculaire observable la plus distale (Maganaris, 2002; Rosager et al., 2002). Les longueurs du tendon d'Achille pour le GL ( $L_{T\ GL}$ ), le GM ( $L_{T\ GM}$ ) et le SO ( $L_{T\ SO}$ ) ont été mesurées grâce à un ruban gradué (Muraoka et al., 2005a).

#### I.3.1.5. Analyses statistiques

Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI) (2, k) (Fleiss, 1986), l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) ont été calculés à partir des données obtenues lors des deux sessions de tests pour chaque paramètre géométrique (i.e., longueur du tendon d'Achille,  $CSA_T$ , longueur de fascicule, angle de pennation, épaisseur musculaire, ACSA de chaque muscle du TS) (Hopkins, 2000).

### ***I.3.2. Résultats / Discussion***

Pour l'ensemble des résultats de reproductibilité caractérisés au cours des différentes études menées dans de travail de thèse, les paramètres surlignés en gris clair seront étudiés avec attention (i.e., mise en rapport de l'erreur de mesure lors des tests de reproductibilité et de l'évolution associée aux entraînements). Les paramètres surlignés en gris foncé ne seront pas caractérisés dans le cadre de l'étude des effets de l'entraînement pliométrique et excentrique (*Cf. Fiche synthèse de la Partie 1*).

#### I.3.2.1. Architecture musculaire

Les mesures et résultats de reproductibilité de la longueur de fascicule, l'angle de pennation et l'épaisseur musculaire de chaque muscle du TS sont exposés dans le Tableau 5. Les valeurs des trois paramètres architecturaux des muscles du TS sont similaires à ceux d'études antérieures (e.g., Maganaris et al., 1998b).

**Tableau 5** : Reproductibilité de l'épaisseur, de l'angle de pennation et de la longueur de fascicule des muscles du triceps sural.

		Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM	N
<b>GL</b>	t (mm)	15.9 ± 3.0	15.7 ± 3.8	0.89	7.2	1.1	13
	θ (°)	12.8 ± 2.0	13.0 ± 2.0	0.86	6.4	0.9	13
	L <sub>F</sub> (mm)	79.6 ± 13.1	81.3 ± 13.2	0.81	6.9	4.9	13
<b>GM</b>	t (mm)	20.1 ± 2.9	20.5 ± 2.7	0.96	2.7	0.6	13
	θ (°)	24.8 ± 5.3	24.7 ± 5.1	0.96	4.3	1.1	13
	L <sub>F</sub> (mm)	51.2 ± 7.7	52.4 ± 7.1	0.91	4.4	2.2	13
<b>SO</b>	t (mm)	15.9 ± 3.5	16.2 ± 3.7	0.94	6.0	0.9	13
	θ (°)	25.5 ± 8.0	25.9 ± 10.1	0.91	10.9	2.8	13
	L <sub>F</sub> (mm)	36.7 ± 10.0	39.1 ± 14.8	0.85	12.1	4.8	13

CCI : coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure, t : épaisseur, θ : angle de pennation, L<sub>F</sub> : longueur de fascicule, GL : gastrocnémien latéral, GM : gastrocnémien médial, SO : soléaire, N : nombre de sujets. Moyenne ± Ecart-type.

Les CCI sont compris entre 0.81 et 0.96 pour l'ensemble des paramètres architecturaux caractérisés. Les CV des mesures architecturales du GL et du GM sont inférieurs à 7.2% et 4.4% respectivement. Le CV des mesures d'angle de pennation et de longueur de fascicule du soléaire est relativement élevé (i.e., supérieur à 10%). Néanmoins, ces paramètres présentent une ESM de 3° et 5mm pour l'angle de pennation et la longueur de fascicule respectivement.

Les valeurs de longueur de fascicule pour les trois muscles du TS obtenues dans notre étude sont cohérentes avec les données issues d'études précédentes (Tableau 1). Les valeurs d'épaisseur et d'angle de pennation sont par exemple très proches des résultats obtenus par Morse et al. (2005) ou Maganaris et al. (1998b). L'ESM des différents paramètres est similaire à l'erreur observée par l'utilisation de l'échographie dans de précédentes études. En effet, Abe et al. (2000) ont obtenu un coefficient de variation inférieur à 4.7% pour l'évaluation de la longueur de fascicule des gastrocnémiens. De même, des résultats équivalents ont été déterminés pour l'évaluation de l'architecture du GM avec un CV de 4.8% (i.e., moins de 2 mm) pour l'épaisseur musculaire, 9.8% (i.e., moins de 2°) pour l'angle de pennation et 5.9% (i.e., moins de 4 mm) pour la longueur de fascicule (Narici et al., 1996a). Maganaris et al. (1998) avaient obtenu des CV de 2.9%, 4.9% et 4.3% pour l'épaisseur musculaire, l'angle de pennation et la longueur de fascicule du GM respectivement.

Cependant, les CV des paramètres d'angle de pennation et de longueur de fascicule du SO sont supérieurs à 10%. La précision de la mesure est moins grande que pour les gastrocnémiens avec une ESM deux fois supérieure pour le SO (i.e. ESM de 2.8° et 0.5 cm pour le SO vs. 1.1° et 0.2 cm pour le GM). Le CV élevé pour la longueur de fascicule du SO

s'explique probablement par la faible longueur moyenne de fascicule pour le SO (i.e., 3.7 cm). Cependant, l'ESM associé à la mesure de  $L_F$  est similaire pour les 3 muscles du TS. L'interprétation des potentielles évolutions de ces deux paramètres après les entraînements pliométrique et excentrique seront discutés le cas échéant dans les **chapitres IV et V**.

### I.3.2.2. Surface de section transversale musculaire

Les mesures et résultats de reproductibilité de l'ACSA de chaque muscle du TS sont exposés dans le Tableau 6. Les valeurs d'ACSA pour les 3 muscles du TS sont en accord avec les ACSA évaluées par IRM dans de précédentes études (e.g., Fukunaga et al., 1992b). Les CCI pour les différentes ACSA caractérisées sont compris entre 0.82 et 0.97. Le CV des mesures d'ACSA du GL à 50 et 60% est relativement élevé (i.e., supérieur à 10%). Néanmoins, l'ESM reste assez faible (i.e., 23 et 62mm<sup>2</sup> respectivement). Par ailleurs, l'ACSA<sub>50%</sub> GL n'a pu être évaluée que pour la moitié des sujets, les structures du GL n'étant pas visibles sur l'image échographique pour l'autre moitié des sujets (i.e., l'insertion du GL était plus proximale).

**Tableau 6 :** Reproductibilité de la surface de section transversale anatomique des muscles du triceps sural évaluée à trois niveaux de la longueur de la jambe (50, 60 et 70%).

	Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM	N
<b>ACSA<sub>50%</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	2292 ± 704	2369 ± 736	0.96	6.1	136	16
ACSA <sub>50%</sub> GL (mm <sup>2</sup> )	95 ± 79	94 ± 87	0.92	20.1	23	8
ACSA <sub>50%</sub> GM (mm <sup>2</sup> )	609 ± 329	610 ± 302	0.96	9.8	60	15
<b>ACSA<sub>50%</sub> GAS (mm<sup>2</sup>)</b>	660 ± 388	667 ± 364	0.97	10.4	67	15
ACSA <sub>50%</sub> SO (mm <sup>2</sup> )	1785 ± 295	1860 ± 288	0.82	6.5	118	16
<b>ACSA<sub>60%</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	3779 ± 957	3846 ± 987	0.96	5.6	202	16
ACSA <sub>60%</sub> GL (mm <sup>2</sup> )	434 ± 236	453 ± 269	0.94	13.5	62	16
ACSA <sub>60%</sub> GM (mm <sup>2</sup> )	1343 ± 410	1338 ± 435	0.95	9.2	91	16
<b>ACSA<sub>60%</sub> GAS (mm<sup>2</sup>)</b>	1777 ± 613	1790 ± 655	0.96	9.2	121	16
ACSA <sub>60%</sub> SO (mm <sup>2</sup> )	2136 ± 340	2192 ± 337	0.88	6.0	123	16
<b>ACSA<sub>70%</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	4713 ± 1111	4681 ± 1090	0.95	5.6	254	16
ACSA <sub>70%</sub> GL (mm <sup>2</sup> )	960 ± 333	990 ± 302	0.94	9.1	78	16
ACSA <sub>70%</sub> GM (mm <sup>2</sup> )	1664 ± 337	1650 ± 340	0.91	6.2	102	16
<b>ACSA<sub>70%</sub> GAS (mm<sup>2</sup>)</b>	2624 ± 637	2641 ± 597	0.96	4.9	119	16
ACSA <sub>70%</sub> SO (mm <sup>2</sup> )	2228 ± 437	2177 ± 471	0.84	9.4	183	16
<b>ACSA<sub>SO</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	2050 ± 327	2076 ± 334	0.87	6.0	117	16
<b>ACSA<sub>GAS</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	1673 ± 509	1685 ± 504	0.98	5.1	76	16
<b>ACSA<sub>TS</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	3595 ± 886	3632 ± 899	0.97	4.8	166	16

CCI : coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure, ACSA : surface de section transversale anatomique, TS : triceps sural, GAS : gastrocnémiens, GL : gastrocnémien latéral, GM : gastrocnémien médial, SO : soléaire, N : nombre de sujets. Moyenne ± Ecart-type.

Les valeurs d'ACSA des muscles du TS déterminées par IRM sont de l'ordre de 2500-2800 mm<sup>2</sup> pour le SO, de 200-1600 mm<sup>2</sup> pour le GM et de 100-1300 mm<sup>2</sup> pour le GL évaluées entre 50 et 70% de la longueur de la jambe (Fukunaga et al., 1992b). La méthode originale développée spécifiquement pour notre étude visant à faciliter la reconstruction de l'ACSA des muscles du TS donne des résultats en accord avec les données issues d'études précédentes (Fukunaga et al., 1992b; Fukunaga et al., 1996b). Les valeurs d'ACSA du SO restent cependant légèrement plus faibles dans notre étude (i.e., entre 1800 à 2200 mm<sup>2</sup>).

La reproductibilité des mesures est légèrement plus faible par rapport à ce qui été montré dans la littérature sur d'autres muscles (i.e., TA et VL). Le CV associé à la mesure d'ACSA du VL par échographie a été déterminé à 2.9% avec une ESM de 29 mm<sup>2</sup> (Reeves et al., 2004a). Des résultats équivalents ont été trouvés par Ahtiainen et al. (2009) avec une ESM de 87 mm<sup>2</sup> pour ce même muscle. Dans cette même étude, l'ESM engendrée par une mesure de l'ACSA du VL par IRM a été évaluée à 38 mm<sup>2</sup> (Ahtiainen et al., 2009). Il est regrettable de ne pas avoir pu comparer les valeurs d'ACSA obtenues par échographie grâce à la méthode que nous avons développée et par IRM. Néanmoins, en considérant l'ACSA du TS ou des gastrocnémiens moyennée sur les 3 niveaux d'évaluation, les résultats de reproductibilité sont excellents (i.e., CCI = 0.97 ; CV = 4.8%) et sont comparables aux données de la littérature (e.g., Esformes et al., 2002; Reeves et al., 2004a; Ahtiainen et al., 2009). Ces résultats permettent de conclure que la méthode développée au sein du laboratoire peut être utilisée afin de déterminer les effets d'une sollicitation chronique (e.g., entraînement) sur la géométrie des muscles du TS ou des gastrocnémiens dès lors que l'on considère les ACSA moyennées sur les 3 niveaux de la jambe.

#### I.3.2.3. Surface de section transversale et longueur du tendon

Les mesures et résultats de reproductibilité des longueurs et de CSA du tendon d'Achille sont exposés dans le Tableau 7. Les valeurs de longueurs et de CSA du tendon d'Achille sont similaires à celles déterminées dans de précédentes études (Muraoka et al., 2004b). Les CCI sont compris entre 0.93 et 0.99. Les CV sont inférieurs à 6.4%.

**Tableau 7** : Reproductibilité de la surface de section transversale du tendon d'Achille et des longueurs de tendon d'Achille

	Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM	N
<b>L<sub>T</sub> GL (cm)</b>	22.4 ± 1.6	21.9 ± 2.0	0.93	2.6	0.5	8
<b>L<sub>T</sub> GM (cm)</b>	18.9 ± 1.6	18.8 ± 1.6	0.98	1.3	0.2	8
<b>L<sub>T</sub> SO (cm)</b>	4.4 ± 1.9	4.4 ± 1.8	0.98	6.4	0.2	8
<b>CSA<sub>T</sub> (mm<sup>2</sup>)</b>	49.5 ± 10.9	50.0 ± 11.7	0.99	2.2	0.8	8

*CCI* : coefficient de corrélation intra-classe, *CV* : coefficient de variation, *ESM* : erreur standard de mesure, *CSA<sub>T</sub>* : surface de section transversale du tendon d'Achille, *L<sub>T</sub>* : longueurs de tendon d'Achille, *GL* : gastrocnémien latéral, *GM* : gastrocnémien médial, *SO* : soléaire, *N* : nombre de sujets. Moyenne ± Ecart-type.

Les valeurs de CSA<sub>T</sub> obtenues dans notre étude sont similaires aux données obtenues dans les études ayant effectuées les mesures de CSA du tendon d'Achille selon les mêmes repères anatomiques (i.e., évaluation de CSA<sub>T</sub> au niveau de la malléole interne) (Ying et al., 2003; Pang et al., 2006). De même, les valeurs de L<sub>T</sub> obtenues dans notre étude sont similaires aux résultats déterminés par Magnusson et al. (2001). Par ailleurs, les résultats de reproductibilité de la longueur et de la CSA du tendon d'Achille obtenus dans cette étude sont similaires aux données de reproductibilité précédemment déterminées par échographie dans la littérature avec un CCI évalué à 0.81 et une ESM de l'ordre de 14 mm<sup>2</sup> (Ying et al., 2003). Le CV identifié dans notre étude par échographie est équivalent au coefficient de variation associé à la caractérisation de la CSA du tendon d'Achille par IRM, qui a été évalué entre 1.5 et 5.8% dans différentes études précédentes (Magnusson et al., 2001; Rosager et al., 2002; Kubo et al., 2003).

### ***1.3.3. Conclusion***

Les résultats des paramètres géométriques du muscle et du tendon déterminés par échographie sont similaires à ceux décrits dans la littérature et montrent globalement une bonne reproductibilité à la fois sur les paramètres évaluées par des méthodes déjà validées dans la littérature (i.e., architecture et géométrie du tendon) mais aussi sur les paramètres d'ACSA musculaire du TS. Cependant, certains paramètres dont la précision est moins bonne (i.e., CV > 10%) doivent être analysés plus spécifiquement par rapport aux évolutions potentielles après l'entraînement.

## **Conclusion du chapitre I**

Ainsi, nous avons réussi à développer des méthodes et des protocoles permettant de déterminer des paramètres représentatifs et reproductibles de la géométrie des structures musculaires et tendineuses par échographie. La mesure de l'ACSA des muscles du TS reste un paramètre moins pertinent que la mesure du volume musculaire ou de la PCSA. Néanmoins, la mesure réalisée par échographie à trois niveaux de la jambe donne une bonne représentation de la géométrie du muscle et semble suffisant pour pouvoir juger des effets de l'entraînement sur cette géométrie (Tracy et al., 2003). Les mesures sont quantitativement reproductibles et peuvent donc être utilisées pour déterminer l'adaptation de ces paramètres à des sollicitations chroniques (e.g., entraînements).

Par ailleurs, les raideurs apparentes du tendon, du muscle ou du SMT sont dépendantes de la qualité intrinsèque du matériau mais également de leur géométrie (e.g., Ryan et al., 2009). La caractérisation de ces paramètres géométriques va ainsi être utilisée pour tenter d'expliquer les mécanismes impliqués dans les modifications potentielles de propriétés mécaniques étudiées dans les chapitres suivants.

**Chapitre II : Caractérisation des propriétés  
mécaniques du système musculo-tendineux en  
condition active (CES)**

---

Les propriétés mécaniques des structures du système musculo-articulaire (SMA) sont déterminantes dans la capacité de production et de transmission de la force musculaire et de stabilité des articulations (Kirk et al., 2000; Gunther et Blickhan, 2002; Loram et Lakie, 2002). De plus, la raideur des structures musculo-articulaires de la cheville influencent sa stabilité (Edwards, 2007).

Par ailleurs, les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses vont fortement influencer le processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique. Néanmoins, l'évaluation spécifique des propriétés mécaniques musculaires et tendineuses reste difficile *in vivo*. Toutefois, de nombreuses études, qui vont être détaillées dans ce chapitre, ont tenté de caractériser, sur muscle isolé et chez l'Homme, ces propriétés mécaniques spécifiques. A partir de ces travaux antérieurs, nous tenterons au terme de ce chapitre de caractériser le comportement global de la CES puis de déterminer les comportements spécifiques des fractions active et passive de la CES *in vivo* (i.e., CES<sub>1</sub> et CES<sub>2</sub> respectivement).

## II.1. Revue de littérature

Plusieurs paramètres mécaniques peuvent être identifiés pour rendre compte du comportement du SMT en condition active. De nombreuses méthodes ont ainsi été développées sur le muscle isolé dans un premier temps puis ont été adaptées *in vivo* pour évaluer les propriétés mécaniques des SMT. L'un des principaux paramètres mécaniques étudiés dans la littérature est la raideur ou son inverse, la compliance.

Cette raideur déterminée est directement dépendante des structures actives et passives croisant l'articulation mobilisée. La mesure de raideur musculo-articulaire prend notamment en compte le comportement des différents SMT considérés pour la production du couple externe (de Zee et Voigt, 2001), y compris les muscles antagonistes. Cependant, la contraction des muscles fléchisseurs dorsaux lors de la production d'un couple de force externe en flexion plantaire (environ 3%) reste *a priori* très faible (Simoneau et al., 2009). Cette contribution peut toutefois évoluer après un protocole d'entraînement (Simoneau et al., 2006; de Boer et al., 2007). L'influence de cette co-activation sur la production du couple de force externe sera discutée plus loin dans ce chapitre.

Les raideurs musculo-articulaire, musculo-tendineuse ou tendineuse peuvent être déterminées par différentes méthodes (Goubel et Linsel-Corbeil, 2003) comme les

perturbations aléatoires (e.g., Agarwal et Gottlieb, 1977), sinusoïdales (e.g., Cornu et al., 1997; Tognella et al., 1997), unitaires (Goubel et Pertuzon, 1973; e.g., Sinkjaer et al., 1988; e.g., Tognella et al., 1997; e.g., McHugh et Hogan, 2004), l'élastographie (e.g., Gennisson et al., 2005) ou encore l'imagerie échographique (e.g., Maganaris et Paul, 1999). Selon la méthode utilisée, il est possible de déterminer une raideur globale de la CES ou locale, aussi bien au niveau des structures musculaires (CES<sub>1</sub>) que tendineuses (CES<sub>2</sub>).

### ***II.1.1. La raideur globale de la CES***

Il existe de nombreuses méthodes permettant d'évaluer les propriétés mécaniques de l'articulation de la cheville lors de contractions musculaires. Lorsque les mesures sont réalisées à un angle pour lequel les contributions des structures passives sont négligeables, on peut alors considérer que les propriétés mécaniques de la CES sont alors caractérisées. Dans un premier temps, nous allons nous intéresser plus précisément aux méthodes de perturbations unitaires qui permettent une évaluation plus spécifique des propriétés mécaniques de la CES (Goubel et Pertuzon, 1973; Blanpied et Smidt, 1992; Hof, 1998; de Zee et Voigt, 2001). En effet, lors des expérimentations de perturbations unitaires, les structures sous tension sont soumises à un étirement ou un relâchement à grande vitesse. Dans certaines conditions, les contributions des facteurs autres que musculo-tendineux sont considérées comme ayant un effet négligeable sur la raideur mesurée (e.g., Blanpied et Smidt, 1992; Lambertz et al., 2003a; Grosset et al., 2008; Lambertz et al., 2008). Ainsi, nous détaillerons dans un second temps les conditions qu'il faut respecter pour pouvoir négliger les interventions des mécanismes réflexes dans la mesure de raideur.

#### II.1.1.1. Les méthodes de perturbations unitaires

##### *II.1.1.1.1. La méthode du quick release et de controlled release*

Le *quick release* et le *controlled release* sont des méthodes qui permettent de caractériser une raideur musculo-tendineuse du système à un niveau de couple isométrique sous maximal donné. Lors des expérimentations utilisant les méthodes de *quick release* et de *controlled release*, les premières millisecondes du relâchement d'un système musculo-tendineux maintenu en contraction isométrique sous maximale constante sont représentatives du comportement élastique de la CES (Goubel et Pertuzon, 1973). Pour le *quick release*, le

couple de force externe produit est considéré comme le produit de l'inertie du système et de l'accélération angulaire maximale sur les tous premiers instants du relâchement afin d'éviter l'intervention du réflexe à l'étirement. Les mesures de variation d'accélération ( $\Delta\theta''$ ) et de position angulaire ( $\Delta\theta$ ) permettent alors de caractériser sur un délai de 20 ms (Lambertz et al., 2001; Lambertz et al., 2003b; Lambertz et al., 2008), la restitution de l'énergie potentielle élastique emmagasinée par la CES lors de la contraction isométrique. La raideur musculo-tendineuse  $R$  est alors calculée grâce à l'équation [4] :

$$R = I \times \frac{\Delta\theta''}{\Delta\theta} \quad [4]$$

avec  $I$  l'inertie du système. La raideur de la CES des fléchisseurs plantaires de la cheville à partir de la méthode de *quick release* a été évaluée entre 0.87 et 6.63 N.m. $^{\circ-1}$  pour des couples de force compris entre 0 et 70 N.m (Lambertz et al., 2003b). En considérant le modèle de Hill à trois composantes, la raideur musculo-tendineuse est associée au comportement de la CES dans sa globalité, et il n'est pas possible de dissocier le comportement des fractions active (CES<sub>1</sub>) et passive (CES<sub>2</sub>) de la CES.

#### II.1.1.1.2. La méthode *short range stiffness*

Comme la méthode du *quick release*, la méthode *short range stiffness* (SRS) permet d'évaluer la raideur musculo-tendineuse avec laquelle un muscle activé résiste à un étirement rapide de faible amplitude. D'abord utilisée sur muscle isolé, la méthode consiste à imposer à un muscle en contraction tétanique des étirements sous forme de rampe (Morgan, 1977). Cette méthode a été adaptée *in vivo* (e.g., Blanpied et Smidt, 1992; McHugh et Hogan, 2004) et consiste à produire et maintenir un couple de force isométrique sous maximal constant puis à appliquer un étirement rapide et soudain du groupe musculaire activé sur une faible amplitude. Il est alors possible de réaliser les expérimentations de telle sorte que la contribution de la CEP dans le couple passif produit en résistance à l'étirement soit négligeable. La raideur musculo-tendineuse est calculée à partir de l'équation [5] :

$$R = \frac{\Delta C}{\Delta\theta} \quad [5]$$

avec  $\Delta C$ , la variation de couple de force développé et  $\Delta\theta$ , la variation de position angulaire. Par la méthode SRS, la raideur de la CES des fléchisseurs plantaires de la cheville a été évaluée entre 1.94 et 5.76 N.m. $^{\circ-1}$  pour des couples de force compris entre 10 et 50 N.m

(Blanpied et Smidt, 1992; Blanpied et Smidt, 1993). La raideur des fléchisseurs plantaires ainsi caractérisée est alors dépendante de la vitesse d'étirement et de l'angle articulaire de la cheville et du genou (Blanpied et Smidt, 1992; McHugh et Hogan, 2004).

Comme pour le *quick-release*, la raideur déterminée grâce à la méthode SRS est dépendante du couple de force isométrique produit. Le mouvement accéléré engendré par les perturbations unitaires (i.e., étirement ou relâchement) génère une influence de l'inertie sur le couple externe mesuré. Il est ainsi nécessaire de corriger ce couple de force de l'inertie associée à la perturbation (Hof, 1997; Hof, 1998). Cette correction n'est pas nécessaire sur les mouvements réalisés à vitesse constante (accélération négligeable ou en dehors de la zone d'analyse). Ainsi, les patterns d'étirement associés à la méthode SRS peuvent être construits de telle sorte que la vitesse d'étirement soit constante à l'instant de la mesure du couple de force qui est classiquement réalisée entre 50 et 70 ms après le début de l'étirement (e.g., Allum et Mauritz, 1984; Blanpied et Smidt, 1992; Blanpied et Smidt, 1993; McHugh et Hogan, 2004). La vitesse d'étirement doit ainsi être assez grande pour étirer suffisamment les structures du SMA et doit être constante dans un délai très court après le début de l'étirement. La vitesse utilisée sur muscle isolé se situait entre 100 and 200 mm.s<sup>-1</sup> (Morgan et al., 1978). *In vivo*, l'utilisation de dynamomètre isocinétique limite cette capacité à produire un étirement à grande vitesse. Ainsi, la vitesse maximale atteinte par Blanpied and Smidt (1992) était d'environ 105°/s sur l'articulation de la cheville (programmation du dynamomètre à 170°/s). La vitesse moyenne obtenue lors de l'utilisation d'étirement rapide sur l'articulation du genou était d'environ 30°/s sur les 50 premières millisecondes de l'étirement (programmation du dynamomètre à 150°/s) (McHugh et Hogan, 2004). Cette vitesse est relativement faible étant donné que l'influence de la vitesse sur la relation raideur-couple est considérée comme négligeable à partir d'une vitesse moyenne d'étirement supérieure à 70°/s (Blanpied et Smidt, 1992). Il est également nécessaire de produire un étirement sur une période très brève afin d'éviter la contribution d'un éventuel réflexe à l'étirement sur la caractérisation des propriétés mécaniques de la CES.

#### II.1.1.2. Evaluation des propriétés mécaniques et réflexe à l'étirement

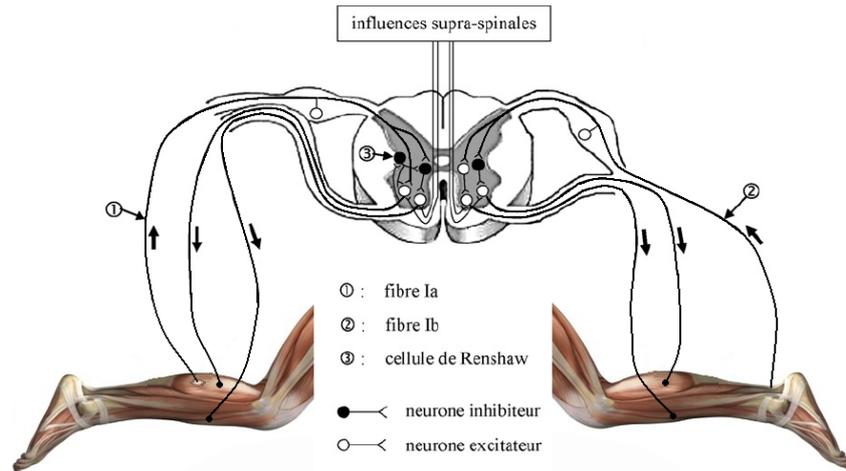
Les propriétés mécaniques de la CES dans le cadre d'expérimentation utilisant un protocole d'étirements unitaires sont déterminées à partir des réponses mécaniques du SMA à l'étirement. Dans le cadre de la méthode SRS, l'évaluation de la raideur de la CES tient compte des variations de position et de couple de force externe (i.e., l'équation [5]).

Cependant, le réflexe à l'étirement peut intervenir dans la production de couple de force externe en réaction à un étirement. Il s'agit ici, à partir des données de la littérature, de déterminer la période d'évaluation optimale permettant une mesure de couple de force externe qui ne sera pas influencée par ce réflexe. Dans les deux paragraphes suivants, nous détaillerons les mécanismes impliqués de la réponse réflexe à la production significative d'un couple de force externe associée à ce réflexe (i.e., délai entre la stimulation mécanique du muscle et l'apparition de la réaction réflexe au niveau de la structure musculaire ainsi que le délai entre l'apparition de cette réaction réflexe et la production significative de force ou de couple de force externe) puis, nous exposerons l'impact réel de l'activité réflexe sur la production de couple de force externe lors des expérimentations associées à la méthode SRS.

#### *II.1.1.2.1. Mécanismes réflexes et délai électromécanique*

La contraction d'un muscle et l'étirement du SMT provoquent des réactions réflexes pour optimiser la contraction ou protéger les structures musculaires et tendineuses. En effet, même si les mesures de signaux mécaniques effectuées au cours de perturbations unitaires sont réalisées sur de très courtes périodes après le début de la perturbation, plusieurs mécanismes réflexes peuvent intervenir et potentiellement contribuer à la production d'un couple de force externe. Les mécanismes réflexes peuvent être d'origine musculaire/tendineuse, cutanée et articulaire (mécanorécepteurs / nocicepteurs).

Le réflexe myotatique (ou réflexe à l'étirement) présente la plus courte latence de tous les réflexes spinaux (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). C'est un réflexe monosynaptique qui est déclenché par l'étirement des fuseaux neuromusculaires des muscles étirés. La boucle simple de ce réflexe met en jeu les fibres afférentes Ia et les motoneurons  $\alpha$  des muscles agonistes (activation) et antagonistes (inhibition). Dans un second temps, le réflexe myotatique inverse intervient dans une latence un peu plus longue (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005). C'est un réflexe polysynaptique qui est déclenché lors d'un étirement du tendon par les organes tendineux de Golgi qui provoquent, par l'intermédiaire des fibres afférentes Ib, une réponse inverse au réflexe myotatique (i.e., inhibition des agonistes et activation des antagonistes). Tous ces processus sont soumis par ailleurs à des influences supra-spinales (Pierrot-Deseilligny et Burke, 2005) (Figure 16).



**Figure 16** : Schéma simplifié des différents mécanismes nerveux réflexes au niveau des fléchisseurs plantaires/dorsaux de la cheville. Les fibres Ia afférentes (①) provenant des fuseaux neuromusculaires ont un effet excitateur sur ces interneurons inhibiteurs (réflexe d'inhibition réciproque). Ces interneurons inhibiteurs peuvent être inhibés par les cellules de Renshaw (③). L'activation des muscles fléchisseurs est contrôlée par des interneurons excitateurs, eux-mêmes excités par les afférences Ib (②) des organes tendineux de Golgi (adapté de Remaud et al., 2007).

Une revue de littérature montre par ailleurs que le délai moyen d'apparition du réflexe de courte latence est estimé à environ 40-45ms après la stimulation mécanique pour les fléchisseurs plantaires de la cheville (Tableau 8). Le délai d'apparition du réflexe est déterminé visuellement et peut être défini comme le temps entre le début de la perturbation et la première variation majeure des enregistrements EMGs (e.g., Cronin et al., 2008; Cronin et al., 2009). Ce délai d'apparition du réflexe est aussi dépendant de l'intensité de la contraction et de l'angle des articulations croisées par le groupe musculaire évalué.

**Tableau 8** : Délai d'apparition du réflexe à l'étirement de courte latence des fléchisseurs plantaires en fonction de l'angle des articulations du genou et de la cheville ainsi que des conditions expérimentales.

Référence	Population	Angles genou / cheville	Conditions initiales	Muscles testés	Délai réflexe de courte latence (ms)
(Obata et al., 2009)	11H / 9F	130° / 10°	Repos	SOL	43.6 ± 0.9
				TA	69.5 ± 6.6
			10% CMV	SOL	42.8 ± 0.7
				TA	60.2 ± 5.2
(Blackburn et al., 2008)	20F / 20H	90° / 0°	30% CMV	SOL	48.3 ± 2.4
(Leukel et al., 2009)	8H	180° / 0°	Repos	SOL	42 ± 4
(Cronin et al., 2008)	7H / 6F	180° / 0°	40% et 80% CMV	SOL	44.2 ± 3.1
				GM	39.5 ± 2.9
(Cronin et al., 2009)	8H / 4F	Debout pendant la marche	3 km/h	Fléchisseurs plantaires (SOL / GM)	40.7 ± 3.0
			5 km/h		39.4 ± 3.1

CMV : contraction maximale volontaire, TA : tibial antérieur, SOL : soléaire, GM : gastrocnémien médial. H : Hommes, F : Femmes.

Par ailleurs, les effets de ce réflexe à l'étirement sur la production significative d'un couple de force externe doit prendre en compte le délai électromécanique (DEM) qui correspond au temps entre l'activation musculaire et la production significative de force (Nordez et al., 2009b). Il est dépendant de l'âge (Morse et al., 2005a), du groupe musculaire considéré et de la position angulaire des articulations croisées par le groupe musculaire étudié (Muraoka et al., 2004a).

La valeur du DEM est également dépendante de la méthode utilisée pour le caractériser (Tableau 9). En effet, le DEM évalué lors de contraction volontaire est plus long que le délai déterminé lors de la contraction provoquée par électrostimulation (Hopkins et al., 2007). Il est compris entre 7.9 et 19.2ms après une contraction des muscles du TS évoquée électriquement et entre 22.8 et 45.0ms après une contraction volontaire (Tableau 9). Cependant ce délai est classiquement considéré à partir d'une contraction (volontaire ou non) générée à partir du repos et non sur le groupe musculaire du TS préalablement activé. Cette évaluation sur un groupe musculaire pré-activé reste très difficile *in vivo* et une seule étude a déterminé le DEM lors d'une stimulation électrique surimposée à une contraction musculaire volontaire isométrique sous maximale. Ce délai a alors été évalué à 18.4 ms (Van Cutsem et Duchateau, 2005).

**Tableau 9 :** Délai électromécanique des fléchisseurs plantaires en fonction de l'angle des articulations du genou et de la cheville ainsi que de la méthode utilisée pour évaluer ce paramètre.

Référence	Condition	Population	Angles genou / cheville	DEM (ms)	
(Grosset et al., 2008)	ES	6H / 3F	120° / 0°	8.1 ± 0.2	
		14H / 7F	120° / 0°	7.9 ± 0.2	
(Nordez et al., 2009b)		9H	180° / 0°	11.6 ± 1.5	
(Muraoka et al., 2004a)		7H	180° / -5°	14.8 ± 1.4	
			180° / 30°	19.2 ± 2.2	
(Hopkins et al., 2007)		VOL	15S	180° / 0°	9.7 ± 3.1
22.8 ± 8.2					
(Wu et al., 2009)		VOL	10H	180° / 0°	26.9 ± 2.4
			11H	180° / 0°	27.8 ± 2.2
(Morse et al., 2005a)		VOL	9H	180° / -20°	29.0 ± 8.0
	180° / 0°			45.0 ± 12.0	
	180° / 20°			57.0 ± 19.0	
(Van Cutsem et Duchateau, 2005)	VOL	6H/1F	110° / 0°**	18.4 ± 1.3	
			110° / 0°	30.7 ± 1.3	

DEM : délai électromécanique, ES : électrostimulation, VOL : contraction volontaire. H : Hommes, F : Femmes, S : Sujets. \*\* Passage d'un état constant à 25% MVC jusqu'à 100% MVC.

Un calcul simple consistant à additionner les délais d'apparition du réflexe courte latence et électromécanique les plus courts aboutirait à un délai extrême de 57.8ms. Néanmoins, ces deux résultats proviennent d'études différentes (i.e., Van Cutsem et Duchateau, 2005; Cronin et al., 2009) et ont été réalisées dans des conditions différentes. Ainsi, dans le paragraphe suivant, nous allons exposer des études ayant testé l'impact direct de ce réflexe de courte latence sur le couple externe développé lors de perturbations unitaires.

#### *II.1.1.2.2. Influence du réflexe courte latence dans la mesure de raideur globale*

La raideur intrinsèque (i.e., indépendante de l'activité réflexe générée par l'étirement) varie en fonction du niveau d'activation des muscles agonistes et antagonistes croisant l'articulation (Sinkjaer et al., 1988; Carter et al., 1990; Kearney et Hunter, 1990; Zhang et al., 1998; Mirbagheri et al., 2000) et de la position de l'articulation (Weiss et al., 1986a; Weiss et al., 1986b; Zhang et al., 1998; Mirbagheri et al., 2000). En se rapportant à ces travaux (Allum et al., 1982; Allum et Mauritz, 1984), certains auteurs ont montré que l'intervention de ce réflexe sur l'évaluation de la raideur intrinsèque de la cheville se produirait entre 62 et 70ms après le début de l'étirement ou du relâchement (Blanpied et Smidt, 1992; Hof, 1998). Une étude plus récente a pourtant permis de déterminer que le délai d'apparition du couple résultant du réflexe à l'étirement interviendrait environ 75ms après la perturbation (Stein et Kearney, 1995).

Sur la base des connaissances actuelles sur ce sujet, il est raisonnable de penser que la contribution du réflexe à l'étirement pour les fléchisseurs plantaires de la cheville, dans les conditions expérimentales précédemment citées (i.e., analyses entre le début de l'étirement et 62-75ms après), a un effet négligeable voire nul sur la mesure du couple de force et donc de raideur des fléchisseurs plantaires de la cheville. Le choix d'une analyse des données mécaniques sur des délais inférieurs à 62ms est donc tout à fait approprié pour la caractérisation de la raideur globale des fléchisseurs plantaires de la cheville lors de perturbations unitaires.

#### *II.1.2. Dissociation des raideurs du muscle et du tendon (méthode alpha)*

La méthode alpha est un modèle mathématique qui permet de dissocier le comportement spécifique du muscle et du tendon. Cette méthode a initialement été développée sur le muscle isolé (Morgan, 1977). Elle utilise les résultats obtenus

préalablement par la méthode SRS. Les structures tendineuses et musculaires sont considérées comme deux ressorts placés en série. Ainsi, la compliance musculo-tendineuse ( $C_o$ ) est considérée comme la somme des compliances musculaire et tendineuse ( $C_{oM}$  et  $C_{oT}$  respectivement, Equation [6]).

$$C_o = C_{oM} + C_{oT} \quad [6]$$

Deux hypothèses importantes sont alors formulées : *i*) la compliance tendineuse est constante pour des forces supérieures à 20-30% de la force musculaire maximale, se basant sur des travaux indiquant que la relation contrainte-déformation du tendon est quasi-linéaire à partir de ce niveau de force (Proske et Morgan, 1987) ; *ii*) la compliance musculaire est inversement proportionnelle à la force musculaire développée ( $F$ ) (Equation [7]) :

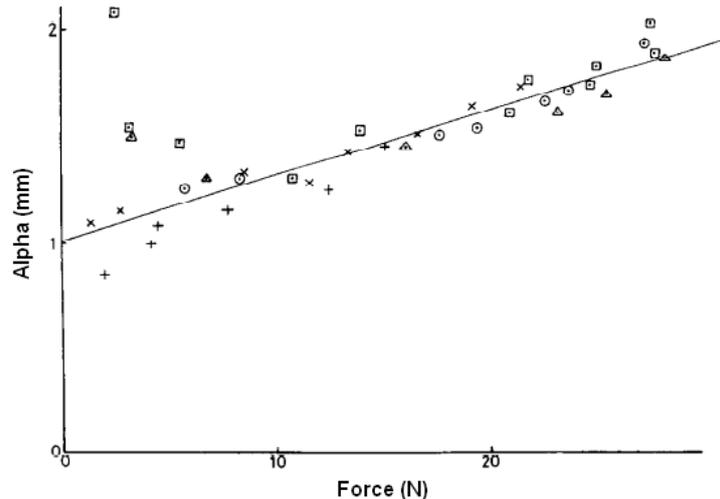
$$C_{oM} = \frac{\alpha_0}{F} \quad [7]$$

avec  $\alpha_0$  indice de compliance musculaire.

Ainsi, en considérant la relation entre le ratio force/raideur et la force, l'équation [8] obtenue permet de caractériser une raideur tendineuse (i.e., inverse de la pente de la relation linéaire) et un indice de raideur musculaire indépendant de la force (i.e., inverse de l'ordonnée à l'origine de la régression linéaire de la relation) comme illustré sur la Figure 17.

$$\alpha = \frac{F}{R} = \frac{F}{R_T} + \alpha_0 \quad [8]$$

avec  $\alpha$  calculé comme le ratio entre la force ( $F$ ) et la raideur musculo-tendineuse ( $R$ ) ;  $R_T$  la raideur tendineuse.



**Figure 17** : Relation alpha-force obtenue à partir de contractions sous-maximales isométriques évoquées par électrostimulation sur des muscles soléaire de chat. Les points expérimentaux représentent des essais d'étirements réalisés à différentes longueurs de muscle sur une amplitude totale de 18 mm (adapté de Morgan, 1977).

La méthode alpha a fait l'objet d'étude chez l'animal notamment par Ettema et Huijing (1994) qui ont apporté une correction à l'interprétation de la méthode alpha, considérant qu'elle permet de distinguer des composantes de la CES dépendante et indépendante de la force et non muscle et tendon comme indiqué par Morgan (1977).

Seules deux études ont tenté d'adapter la méthode alpha *in vivo* chez l'Homme lors de contractions évoquées électriquement (Cook et McDonagh, 1996; Svantesson et al., 2000). Cependant, l'utilisation de l'électrostimulation pour la caractérisation des raideurs musculaire et tendineuse chez l'Homme est critiquable. En effet, outre la douleur associée à l'électrostimulation, elle ne permet de générer que des niveaux de contraction faibles (i.e., de l'ordre de 30% de la force maximale volontaire pour les fléchisseurs plantaires (Svantesson et al., 2000)). Or, une des hypothèses importantes de la méthode alpha fait référence à une raideur tendineuse qui n'est constante qu'à partir de 20-30% du niveau de force maximale volontaire (Proske et Morgan, 1987). Ainsi, les résultats de SRS obtenus pour des niveaux de contraction inférieurs à 20-30% de la force maximale volontaire ne peuvent pas dissocier le comportement du muscle et du tendon avec la méthode alpha (Maganaris et Paul, 1999). Par ailleurs, aucun test de reproductibilité n'a été effectué dans le cadre des deux études précitées mobilisant l'électrostimulation.

Ainsi, la méthode alpha permet théoriquement de déterminer, à partir d'une mesure globale de la raideur de la CES (i.e., mobilisant la méthode SRS), la raideur spécifique des fractions dépendante et indépendante de la force (Ettema et Huijing, 1994). Cependant, il

existe également, des méthodes plus locales non-invasives (e.g., échographie et élastographie) permettant de caractériser spécifiquement les propriétés mécaniques du muscle et du tendon *in vivo*.

### ***II.1.3. La raideur musculaire***

La raideur musculaire reste très difficile à évaluer non invasivement *in vivo*. L'élastographie impulsionnelle permet de déterminer localement la vitesse de propagation d'une onde de cisaillement basse fréquence générée par une perturbation mécanique, dont la vitesse est mesurée par imagerie ultrasonore ou par résonance magnétique (Gennisson et al., 2005; Nordez et al., 2009c). Cette vitesse de propagation est liée à l'élasticité de cisaillement qui correspond à la dureté des différents tissus biologiques que l'onde rencontre. Pour le moment, très peu d'études ont utilisé ces méthodes d'investigation sur le muscle *in vivo*.

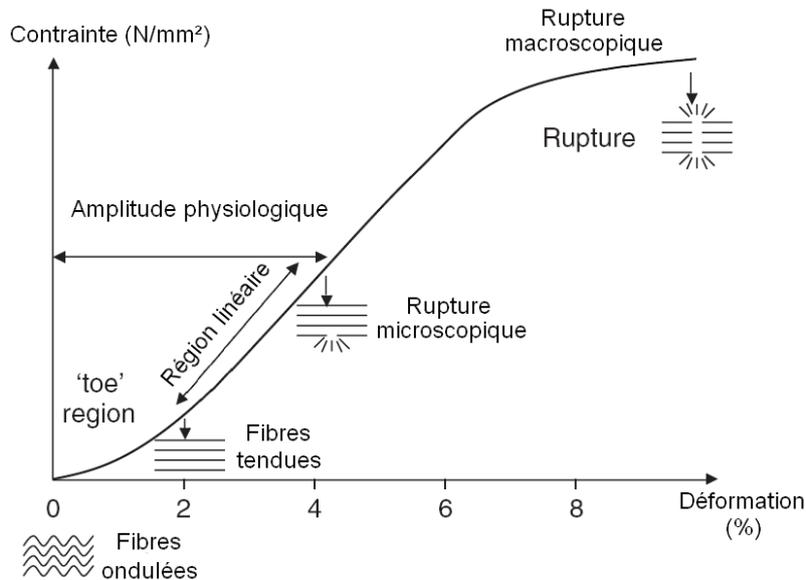
Une étude très récente a récemment permis de caractériser ce module d'élasticité sur le biceps brachial pendant une rampe de contraction isométrique grâce à une nouvelle technique d'élastographie nommée *supersonic shear imaging* (Nordez et Hug, 2010). Les résultats montrent une bonne reproductibilité des mesures du module d'élasticité du muscle biceps brachial en fonction de l'activité EMGs du muscle et ouvrent de nouvelles perspectives d'évaluation des propriétés mécaniques du muscle. Cependant, nous n'avons pas utilisé cette technique dans le cadre de ce travail de thèse.

### ***II.1.4. Les propriétés mécaniques des structures tendineuses***

Les tendons peuvent emmagasiner une grande quantité d'énergie élastique qui peut contribuer à une meilleure efficacité dans des tâches locomotrices notamment par l'amélioration de processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique (Alexander et Bennet-Clark, 1977; Roberts et al., 1997; Fukunaga et al., 2001a). De nombreux auteurs se sont intéressés aux propriétés mécaniques du tendon *in vitro* puis *in vivo* notamment par l'utilisation de l'échographie (i.e., méthode non-invasive) permettant la détermination *in vivo* d'une relation entre la force et la longueur du tendon non-invasivement. A partir de cette relation, la raideur et les propriétés dissipatives du tendon peuvent être caractérisées.

### II.1.4.1. Relation entre la force et la longueur du tendon

Lors d'essais mécaniques sur tendon isolé, on peut constater que le tendon se déforme beaucoup au début de l'application d'une contrainte en traction (i.e., *toe region*) puis cette déformation est ensuite proportionnelle à la contrainte (i.e. région linéaire) et l'atteinte d'une troisième zone non-linéaire aboutit *in fine* à une rupture du tendon (Figure 18).



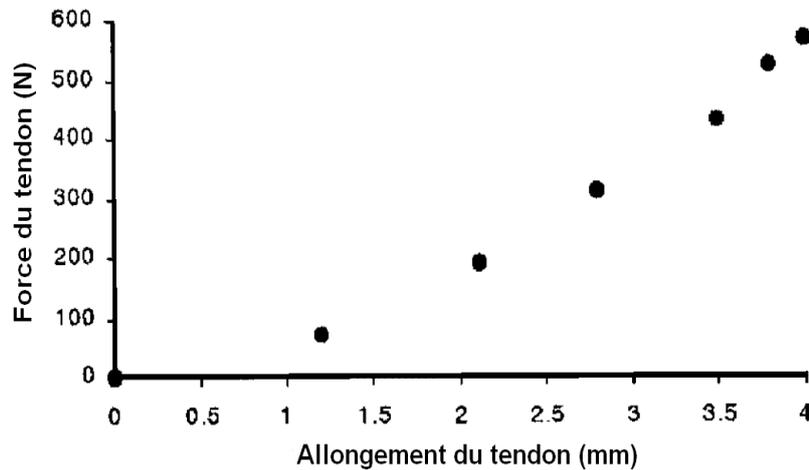
**Figure 18** : Relation contrainte-déformation typique du tendon *in vitro* (Wang, 2006)

Depuis une dizaine d'année, la méthode échographique est fréquemment utilisée dans la littérature pour l'évaluation non-invasive des propriétés mécaniques du tendon *in vivo* (Fukashiro et al., 1995; Maganaris et Paul, 1999; Kubo et al., 2000b; Kubo et al., 2000a; Maganaris et Paul, 2000; Maganaris et al., 2001; Kubo et al., 2002c; Maganaris, 2002; Maganaris et Paul, 2002; Kubo et al., 2003; Maganaris, 2003; Arampatzis et al., 2005; Arampatzis et al., 2007b). Le protocole consiste à placer une sonde échographique au niveau de la jonction myotendineuse (JMT), le plus couramment entre le tendon d'Achille et le gastrocnémien médial, pendant que le sujet réalise une rampe de contraction isométrique (i.e., production d'un couple de force en augmentation constante mesuré par un dynamomètre) afin de suivre et mesurer son déplacement par échographie (Fukunaga et al., 1996a; Maganaris et Paul, 2000; Maganaris et Paul, 2002; Kubo et al., 2003).

Il est également alors possible d'estimer la force appliquée sur le tendon ( $F_T$ ) à partir d'une mesure de couple externe ( $C$ ) selon l'équation [9] (e.g., Kubo et al., 2007a; Arya et Kulig, In press) :

$$F_T = \frac{C}{m_g} \quad [9]$$

avec  $m_g$ , le bras de levier déterminé à partir de modèles anthropométriques (e.g., Grieve et al., 1978) ou de mesures par IRM (e.g., Rugg et al., 1990). Ainsi, il est possible d'établir une relation entre la force et l'allongement du tendon (Figure 19).



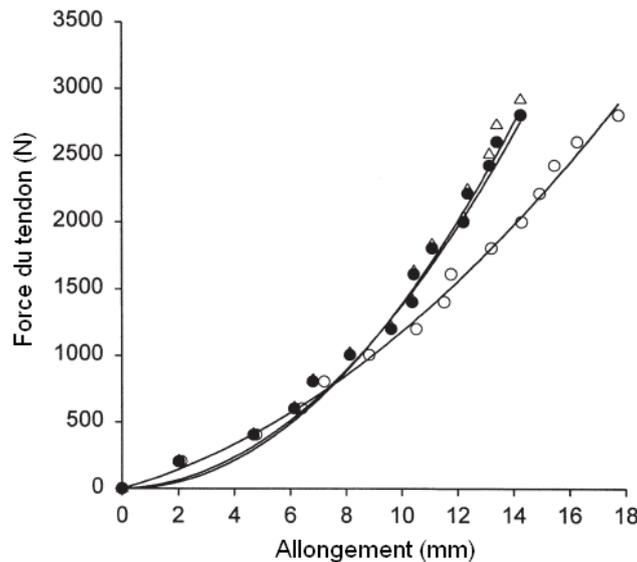
**Figure 19** : Relation force-allongement obtenue par la mesure du déplacement de la jonction myotendineuse du gastrocnémien médial lors d'une rampe de contraction isométrique (adapté de Maganaris et Paul, 1999)

On peut noter que la force est ici calculée à partir d'un couple de force externe produit alors que d'autres muscles participent au mouvement de flexion plantaire (Cf. **Chapitre I**). Aussi, certains auteurs pondèrent le couple de force externe par un coefficient ( $rPCSA$ ) correspondant à la contribution relative du TS dans la PCSA totale des fléchisseurs plantaires de la cheville (e.g., Muraoka et al., 2004b). Le coefficient classiquement utilisé est de 0.8 (Fukunaga et al., 1996b). Par ailleurs, la force exercée sur le tendon d'Achille, est mise en rapport avec le déplacement de la JMT du GM, qui n'est pas le seul muscle du TS participant à la contraction isométrique en flexion plantaire. Certains auteurs pondèrent donc cette force par un coefficient  $k$  correspondant à la contribution relative du GM dans la PCSA totale du TS (e.g., Kubo et al., 2001b; Kubo et al., 2007a). Le coefficient classiquement utilisé est de 0.18 (Fukunaga et al., 1996b). Ainsi, la force musculaire ( $F_M$ ) produite par le GM est déterminée par l'équation [10] :

$$F_M = k \times \left( \frac{C \times rPCSA}{m_g} \right) \quad [10]$$

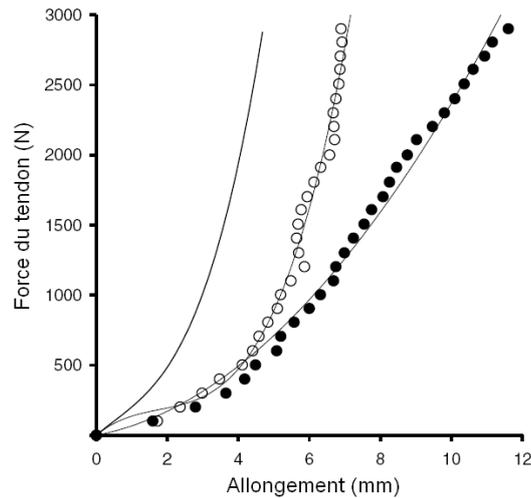
Par ailleurs, la mesure de déplacement de la JMT nécessite une correction associée au déplacement de la JMT dû à la rotation de la cheville lors de la contraction « isométrique ».

Ainsi, certains expérimentateurs ont pu noter que la rotation de la cheville, lors d'une contraction isométrique réalisée sur un dynamomètre, pouvait atteindre entre 5 et 13° (Maganaris, 2005; Arampatzis et al., 2007d). Ainsi, le déplacement engendré par la rotation de la cheville doit être soustrait du déplacement de la JMT mesuré lors de la rampe de contraction isométrique (Magnusson et al., 2001; Arampatzis et al., 2007d) (Figure 20). De même, la relation peut être corrigée de la co-activation de muscle antagoniste mais l'influence de ce paramètre sur l'allure de la relation est relativement moins importante que celle de la rotation de la cheville (Figure 20).



**Figure 20** : Relation entre la force du tendon et l'allongement du tendon sans correction (○), avec la correction liée à l'allongement du tendon associé à la rotation de l'articulation (●) et avec la correction liée à la rotation de la cheville et la co-activation des antagonistes (△) (Magnusson et al., 2001).

Selon le positionnement de la sonde (i.e., sur le ventre du muscle ou sur la JMT), il est essentiel de définir les structures impliquées dans la mesure étant donné que le comportement mécanique du tendon et de l'aponévrose sont différents (Muramatsu et al., 2001). Pour un même niveau de force ou de couple de force, l'aponévrose s'allonge moins que le tendon (Figure 21) (Magnusson et al., 2003a). Cependant, les déformations du tendon et de l'aponévrose (i.e., allongement rapporté à la longueur initiale) sont identiques pour un même niveau de sollicitation (Arampatzis et al., 2005).



**Figure 21** : Relation force-allongement de l'aponévrose (—), du tendon (○) et du système tendon-aponévrose (●) (Magnusson et al., 2003a).

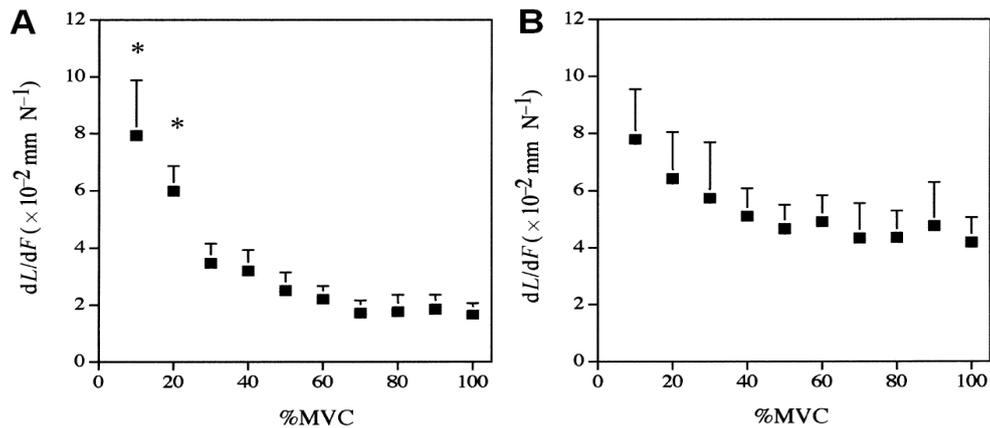
#### II.1.4.2. La raideur tendineuse

La raideur du tendon ( $R_T$ ) est alors caractérisée par la pente de la régression linéaire appliquée à la relation force-longueur (équation [11]) :

$$R_T = \frac{\Delta F_T}{\Delta L} \quad [11]$$

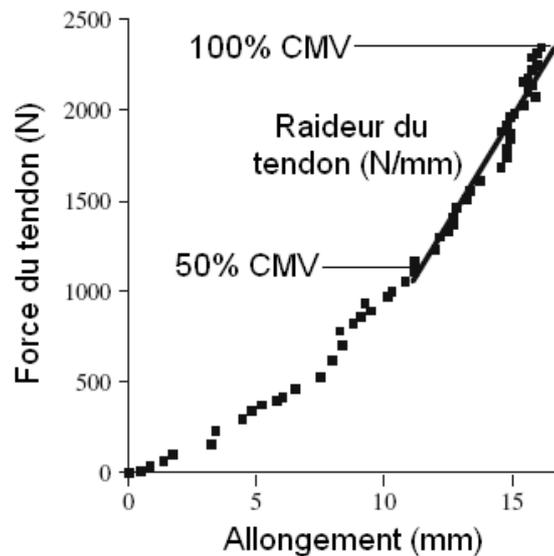
avec  $\Delta F_T$ , la variation de force du tendon et  $\Delta L$ , la variation de longueur du tendon.

Il a été montré sur muscle isolé qu'au dessus de 20-30% de la tension maximale isométrique, la raideur du tendon est plutôt constante que proportionnelle à la tension musculaire (Proske et Morgan, 1987). *In vivo*, Kubo et al (2000b) ont considéré la compliance du tendon d'Achille comme constante pour des valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale isométrique (Figure 22).



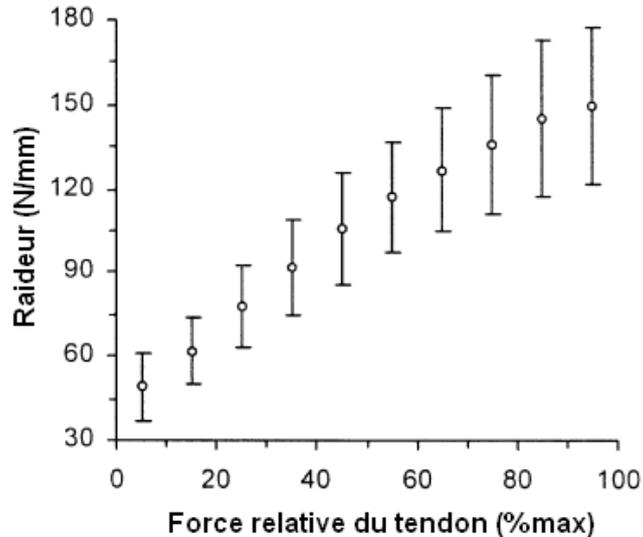
**Figure 22 :** Compliance du tendon ( $dL/dF$ ) en fonction de la force relative à la contraction volontaire maximale isométrique (%CMV) d'une population de sprinteurs identifiée sur le tendon du vaste latéral (A) et du gastrocnémien médial (B) (Kubo et al., 2000b)

La raideur tendineuse correspond alors à la pente de la portion linéaire de la relation F- $\Delta L$  pour les valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale volontaire (Figure 23)



**Figure 23 :** Relation entre la force du tendon et l'allongement du tendon d'Achille obtenue lors d'une rampe de contraction isométrique réalisée du repos à 100% de contraction maximale volontaire (CMV). Cette relation permet de déterminer une raideur tendineuse correspondant à la pente de la régression linéaire appliquée sur les valeurs de force supérieures à 50% de CMV (Kubo et al., 2006).

Néanmoins, d'autres auteurs (e.g., Maganaris, 2002) ont montré que la raideur tendineuse augmentait quasiment linéairement avec le niveau de force relative appliquée au tendon (Figure 24). Nous prendrons en compte ces résultats contradictoires en calculant  $R_T$  comme Kubo et al. (2007a) l'avaient recommandé, puis en calculant un indice de raideur qui prend en compte une potentielle évolution de la raideur tendineuse avec la force.



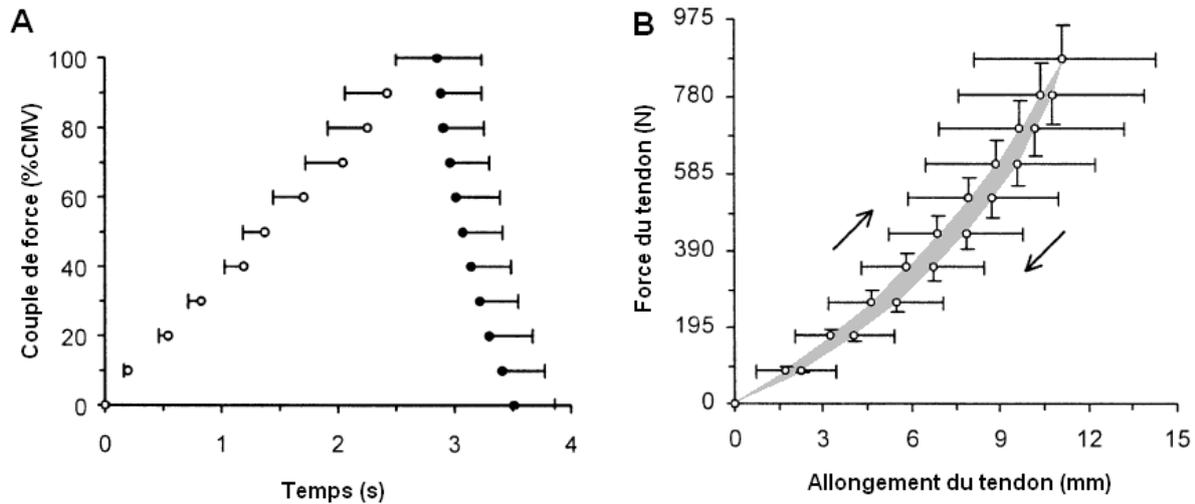
**Figure 24** : Relation entre la raideur du tendon et la force relative appliquée sur le tendon (adapté de Maganaris et Paul, 2002).

Le Tableau 10 présente les valeurs de raideur du tendon d'Achille trouvées dans la littérature. Cette raideur est classiquement comprise entre 150 et 469 N/mm (Magnusson et al., 2001; Rosager et al., 2002; Arya et Kulig, In press). Les valeurs de force et d'allongement du tendon peuvent être normalisées par les paramètres géométriques évalués dans le **Chapitre I** (i.e.,  $CSA_T$  et  $L_{TGM}$ ), ce qui permet d'établir la relation contrainte-déformation et de caractériser un module qui est assimilé au module d'Young ( $E$ ) du tendon dans la littérature (e.g., Maganaris, 2002) (Tableau 10).

Si la raideur du tendon est un paramètre qui est maintenant fréquemment caractérisé dans la littérature, ses propriétés dissipatives ont focalisées beaucoup moins d'attention. Pourtant, ces propriétés dissipatives doivent jouer un rôle prépondérant dans l'efficacité des processus de stockage et restitution de l'énergie élastique ainsi que dans l'efficacité de la transmission de la force musculaire par le tendon.

#### II.1.4.3. Propriétés dissipatives des structures tendineuses

Les propriétés dissipatives du tendon peuvent être déterminées en caractérisant les énergies élastiques potentielles emmagasinée ( $EE$ ) et restituée ( $ER$ ) calculées comme les aires sous les courbes de charge et de décharge lors d'une contraction isométrique croissante puis décroissante (Maganaris et Paul, 2000; Maganaris et Paul, 2002) (Figure 25).



**Figure 25 :** (A) Relation entre le couple de force externe produit et le temps obtenue lors d'une rampe de contraction isométrique en charge-décharge (adapté de Maganaris et Paul, 2002) et (B) la relation force-allongement pouvant être déterminée à partir de l'observation du déplacement de la jonction myotendineuse du gastrocnémien médial pendant la rampe de contraction isométrique en charge-décharge (adapté de Maganaris et Paul, 2002). L'aire grisée correspond à l'hystérésis formé entre la courbe de charge et de décharge.

L'énergie dissipée correspond alors à l'aire de l'hystérésis formé entre les courbes de charge et de décharge (Figure 25). Elle peut être exprimée sous la forme d'un coefficient de dissipation (CD) calculé selon l'équation [12] :

$$CD = \frac{(EE - ER)}{EE} \quad [12]$$

Il a par exemple été montré qu'environ 18-20% de l'énergie emmagasinée lors de la charge est dissipée par le tendon d'Achille au cours d'une contraction musculaire (Tableau 10).

**Tableau 10** : Raideur, module de Young, déformation maximale et d'aire relative de l'hystérésis du tendon d'Achille.

Références	Sujets	Amplitude de force	$R_T$ (N/mm)	E (GPa)	$\varepsilon_{max}$ (%)	Hystérésis (%)
(Arya et Kulig, In press)	12H	60-100% de CMV	375 ± 62	1.67 ± 0.28	4.36 ± 0.31	-
(Magnusson et al., 2001)	5H	90-100% de CMV	469 ± 162	1.05 ± 0.21	5.6 ± 0.9	-
(Rosager et al., 2002)	10H	90-100% de CMV	319 ± 42	1.02 ± 0.16	4.9 ± 0.8	-
(Muraoka et al., 2005a)	24H	0-100% de CMV	406 ± 92	-	5.6 ± 1.7	-
(Muraoka et al., 2005a)	12F	0-100% de CMV	357 ± 79	-	4.6 ± 1.1	-
(Maganaris et Paul, 2002)	6H	90-100% de CMV	150 ± 28	1.16 ± 0.15	4.9 ± 1.0	18 ± 3
(Kubo et al., 2001b)	7H	50-100% de CMV	22.9 ± 5.8*	-	8.1 ± 1.6**	20.6 ± 8.8
(Kubo et al., 2002b)	8H	50-100% de CMV	26.5 ± 5.5*	-	-	18.7 ± 10.3
(Kubo et al., 2003)	16H	50-100% de CMV	25.9 ± 7.0*	0.36 ± 0.03	-	18.7 ± 8.5
(Kubo et al., 2003)	13F	50-100% de CMV	16.5 ± 3.4*	0.28 ± 0.03	-	11.1 ± 5.9
(Burgess et al., 2009)	15F	60-100% de CMV	-	-	-	19.4 ± 3.1

$R_T$  : raideur du tendon d'Achille, E : module de Young du tendon d'Achille,  $\varepsilon_{max}$  : déformation maximale du tendon d'Achille. H : Hommes, F : Femmes. \*Utilisation d'un coefficient de correction relatif à la contribution relative de PCSA du GM par rapport au TS (i.e., 0.18), \*\*Evaluation de l'allongement des structures passives (tendon + aponevrose – sonde placée sur le ventre du GM)

Cependant, une limite méthodologique pourrait potentiellement limiter la validité de certaines mesures de CD. En effet, le tendon ayant un comportement viscoélastique, la vitesse de chargement devrait théoriquement influencer la dissipation d'énergie. Pourtant, l'influence de la vitesse de contraction n'a, à notre connaissance, jamais été étudiée dans la littérature. Aussi, nous tenterons de standardiser au mieux la vitesse de contraction dans notre protocole d'évaluation des propriétés mécaniques du tendon.

## II.2. Résumé / Objectif

Comme nous venons de l'évoquer, il est difficile de caractériser les propriétés mécaniques du SMT en condition active en dissociant le comportement des structures musculaires et tendineuses lors d'une même mesure non invasive *in vivo*. L'adaptation chez l'Homme de méthodes initialement développées sur muscle isolé doit cependant nous permettre dans certaines conditions d'y parvenir. Ainsi, nous allons nous attacher à adapter *in vivo* la méthode alpha initialement mise en place par Morgan (1977) sur muscle isolé associant la méthode de short range stiffness et la méthode alpha. Cela nous a permis de réaliser une mesure globale des caractéristiques élastiques des fléchisseurs plantaires lors de contraction isométrique volontaires et de calculer les raideurs des fractions dépendante et indépendante du couple de force (**Etude 1**). Nous avons ensuite discuté de ces raideurs qui doivent nous permettre de caractériser les raideurs des fractions active (CES<sub>1</sub>) et passive (CES<sub>2</sub>) de la CES. Par ailleurs, les propriétés mécaniques (i.e., raideur et propriétés dissipatives) du tendon d'Achille seront caractérisées à l'aide de l'échographie et la reproductibilité de ces mesures sera également évaluée (**Etude 2**). Enfin, la caractérisation de la raideur du tendon d'Achille par échographie devrait nous permettre de contribuer à valider la détermination de la raideur de la fraction passive de la CES par la méthode alpha (**Etude 3**).

## **II.3. Etude n°2 : Reproductibilité des raideurs des fractions dépendante et indépendante du couple de force de la CES déterminées grâce à la méthode alpha *in vivo*.**

Cette étude a fait l'objet de la publication suivante : *In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic components stiffness using the alpha method: a reliability study* (2010) (**Annexe 2**).

La méthode alpha initialement développée sur muscle isolé par Morgan (1977) est ici adaptée *in vivo*. La méthode implique deux hypothèses importantes : *i*) la raideur de la fraction dépendante du couple de force ( $R_1$ ) est considérée comme proportionnelle au couple de force, et *ii*) la raideur de la fraction indépendante du couple de force ( $R_2$ ) est constante pour des couples de force compris entre 30 et 90% de la contraction maximale volontaire (CMV). Ainsi, la méthode développée pour adapter la méthode alpha *in vivo* est tout d'abord présentée puis cette étude s'est attachée à tester la reproductibilité des mesures de raideur des fléchisseurs plantaires de la cheville (i.e., fractions dépendante et indépendante du couple de force de la CES).

### **II.3.1. Matériels et méthodes**

#### II.3.1.1. Population

Quatorze sujets dont huit hommes ( $24.13 \pm 2.2$  ans,  $179.6 \pm 9.1$  cm,  $74.3 \pm 10.8$  kg) et six femmes ( $20.7 \pm 1.6$  ans,  $166.2 \pm 7.5$  cm,  $58.0 \pm 8.6$  kg) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les sujets n'ont suivi aucun programme de renforcement musculaire pendant l'intégralité de la durée de l'étude considérée. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner leur consentement écrit. Cette étude a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (1964 révisée en 2001).

#### II.3.1.2. Matériels

Un dynamomètre isocinétique Biodex System Pro 3 (Biodex medical systems, Shirley, NY, EU) a été utilisé pour mesurer le couple externe produit par l'articulation de la cheville (C), l'angle de la cheville ( $\theta$ ) et la vitesse angulaire de la cheville ( $\omega$ ). Lors des expérimentations, le sujet était assis avec l'angle de la hanche fixé à  $140^\circ$  de flexion

(extension complète =  $180^\circ$ ) et les mesures ont été effectuées sur la jambe droite en extension complète (i.e., angle du genou =  $180^\circ$ ) (Figure 26).



**Figure 26** : Position du sujet sur le dynamomètre isocinétique (angles de la hanche, du genou et de la cheville fixés à  $40^\circ$ ,  $180^\circ$  et  $15^\circ$  en flexion plantaire respectivement)

Les signaux électromyographiques de surface (EMGs) du GM, GL, SO et TA ont été enregistrés grâce à l'utilisation de paires d'électrodes (DE-2.1, Delsys Inc, Boston, MA, EU) avec une distance inter-électrode de 10 mm placées sur le ventre du muscle selon les recommandations du projet SENIAM (Hermens et al., 2000). Les signaux mécaniques ( $C$ ,  $\theta$  et  $\omega$ ) et EMGs ont été enregistrés simultanément à une fréquence d'échantillonnage de 1000 Hz par un convertisseur A/D (National Instrument, Delsys Inc, Boston, MA, EU), et sauvegardés sur un fichier numérique par le logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys Inc, Boston, MA, EU).

### II.3.1.3. Protocole expérimental

Chaque sujet a participé à deux sessions de test réalisées à deux jours d'intervalle et à la même heure de la journée. Le protocole de chaque session incluait : *i*) un échauffement composé de 3 minutes de flexions plantaires isométriques sous-maximales constantes réalisées grâce à un feedback visuel en temps réel sur la production de couple de force externe, *ii*) après 2 minutes de repos, deux essais de contraction maximale volontaire (CMV) en condition isométrique étaient réalisés en flexion plantaire puis en flexion dorsale à un angle de cheville de  $15^\circ$ . Le sujet disposait de deux minutes de récupération entre chaque essai de contraction maximale. *iii*) Deux essais d'étirement rapide à deux niveaux de contraction correspondant à 40 et 80% de la CMV en flexion plantaire (i.e., le sujet disposait d'un feedback visuel du couple externe enregistré par le dynamomètre) pour familiariser les sujets avec l'expérimentation. Ils devaient maintenir le niveau de force demandé de manière la plus constante possible puis un étirement rapide sur  $20^\circ$  en flexion dorsale (i.e., de  $15^\circ$  à

-5°) leur était imposé à leur insu. Deux minutes de récupération étaient observées entre chaque essai. *iv*) Quatorze essais d'étirement à 7 niveaux de force (i.e., 2 essais par niveau de force compris entre 30 et 90% de CMV) dans un ordre aléatoire de manière identique au protocole décrit au *iii*) étaient réalisés. Entre chaque essai, le sujet disposait de deux minutes de récupération.

Lors de la mise en place de l'expérimentation, plusieurs choix méthodologiques ont été nécessaires. Tout d'abord, la contribution de la CEP était considérée comme négligeable étant donné le peu de force passive générée par la CEP à l'angle de cheville testé dans la configuration de notre étude (i.e., 15°) (Cf. **Chapitre III**). Par ailleurs, lors de la réalisation de l'étirement, nous ne disposions que de 60ms pour effectuer la mesure de variation de couple de force afin d'éviter l'influence d'un potentiel réflexe à l'étirement lors de la détermination de la raideur globale (Cf. **II.1.1.2.**). Nous avons vu par ailleurs que la vitesse d'étirement devait être suffisante pour créer une variation de couple de force suffisante sur les 60ms considérée pour la caractérisation de la variation des paramètres mécaniques (Figure 27) permettant de déterminer la raideur de la cheville. Une étude préliminaire, réalisée avec des vitesses d'étirement relativement faibles (i.e., vitesse moyenne de 15°/s et vitesse maximale lors de la mesure d'environ 25°/s), avait abouti à une reproductibilité très faible des différents paramètres de raideur. En effet, la vitesse d'étirement trop faible induisait des variations de couple de force et de position très faibles et donc une mesure de raideur articulaire trop peu sensible à la modification de couple de force initialement maintenu avant l'étirement. Blanpied et Smidt (1992) avaient d'ailleurs montré que l'influence de la vitesse maximale d'étirement sur la relation raideur-couple était négligeable pour des vitesses supérieures à 70°/s. Par la suite, l'utilisation du kit de développement recherche pour Biodex nous a permis d'atteindre des vitesses d'étirement suffisamment élevées (i.e., vitesse moyenne de 125°/s et vitesse maximale de 250°/s) sur une courte période après le début de l'étirement. Enfin, le couple de force externe mesuré par le dynamomètre a été corrigé de l'inertie de la plateforme du dynamomètre afin d'obtenir le couple de force externe lié à la mobilisation de l'articulation de la cheville. Par ailleurs, le pattern d'étirement a été imposé afin que la vitesse maximale d'étirement soit atteinte 60ms après le début de l'étirement (Figure 27) afin d'éviter les effets d'inertie. Sur les 60 premières millisecondes, l'amplitude de mouvement de la cheville était d'environ 7° par rapport aux conditions initiales.

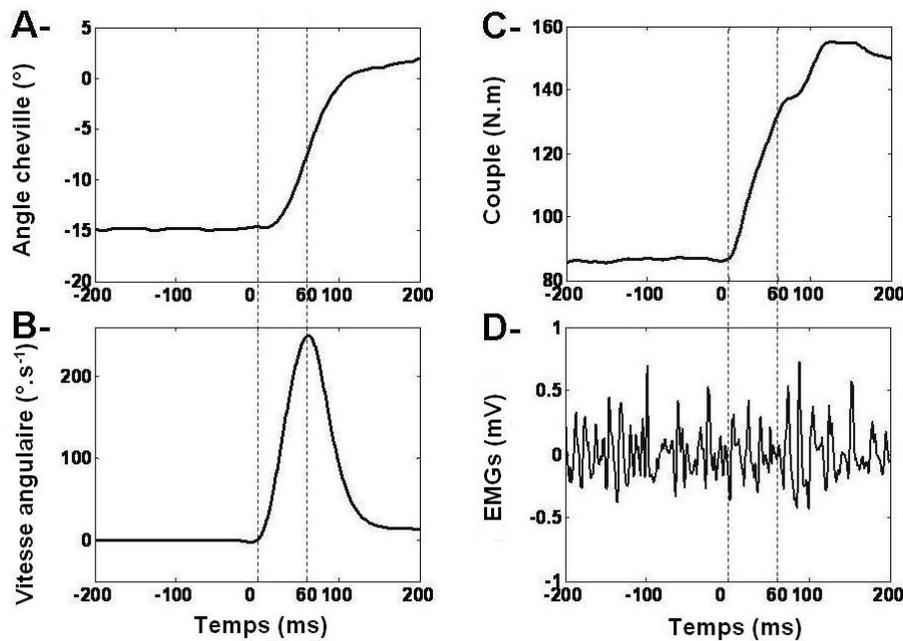
L'ensemble des essais étaient contrôlés visuellement pour vérifier que le couple était bien maintenu constant avant l'étirement. Seuls les essais pour lesquels la consigne du couple

de force constant avant l'étirement était respectée, étaient conservés pour le traitement ultérieur.

#### II.3.1.4. Traitement des données

Les signaux mécaniques et EMGs ont été respectivement filtrés par un filtre passe-bas (100 Hz) et un filtre passe-bande (6-400 Hz) Butterworth du second ordre. Une étude préliminaire a montré que le filtre passe-bas induit une distorsion négligeable des signaux mécaniques.

La raideur articulaire (R) était calculée par le ratio entre les modifications de couple de force externe et d'angle articulaire de la cheville (Blanpied et Smidt, 1992; McHugh et Hogan, 2004) sur 60ms pour chaque niveau de couple de force isométrique initialement développé.



**Figure 27** : Exemple de données expérimentales obtenues pour un essai d'étirement rapide concernant : A- l'angle articulaire de la cheville, B- la vitesse angulaire de la cheville, C- le couple de force externe et D- l'activité électromyographique de surface (EMGs) du gastrocnémien médial. On peut noter que les mesures de couples de force sont réalisées pour des vitesses minimales et maximales, et donc pour des accélérations nulles. Cela a permis de limiter l'influence de l'inertie sur la mesure.

Ainsi, selon les hypothèses associées à la méthode alpha, la compliance globale ( $C_0$ ) (i.e. inverse de R) est considérée comme la compliance de deux ressorts placés en série où l'un représente la composante dépendante du couple et l'autre la composante indépendante du couple (i.e.,  $C_{01}$  et  $C_{02}$  respectivement) (Ettema et Huijing, 1994) :

$$C_0 = C_{01} + C_{02} \quad [12]$$

$C_{o1}$  est considérée comme étant inversement proportionnelle au couple de force (Morgan, 1977):

$$C_{o1} = \frac{\alpha_0}{C} \quad [13]$$

avec  $\alpha_0/C$  la composante dépendante du couple de force.  $C_{o2}$  est considérée comme étant constante (i.e. composante indépendante du couple de force).

L'équation [12] peut ainsi être écrite :

$$\alpha = C_o \times C = \alpha_0 + C_{o2} \times C \quad [14]$$

avec  $\alpha$  calculé comme le produit de la compliance articulaire et du couple de force, et  $\alpha_0$  représentant un indice de compliance de la composante dépendante du couple de force.  $\alpha_0$  est considéré comme étant constant pour l'ensemble des niveaux de couple de force isométrique investigués dans cette étude (Morgan, 1977; Ettema et Huijing, 1993; Ettema et Huijing, 1994). Comme la compliance est l'inverse de la raideur, l'équation [14] peut alors s'écrire :

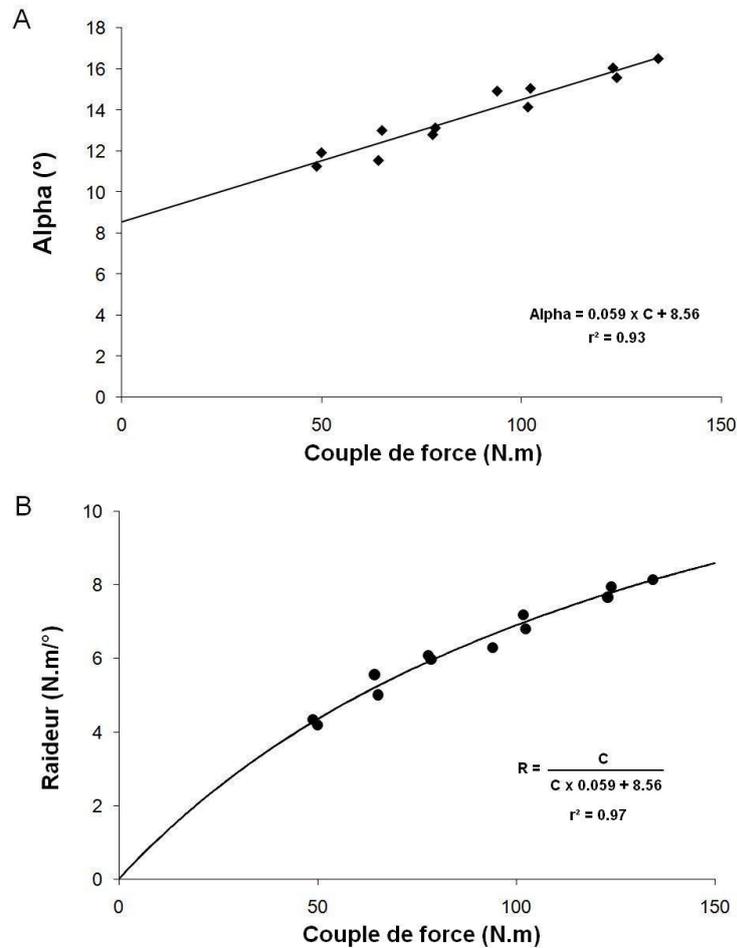
$$\alpha = \frac{C}{R} = \frac{1}{IR_1} + \frac{1}{R_2} \times C \quad [15]$$

avec  $IR_1$  un indice de raideur de la composante dépendante du couple de force et  $R_2$  une raideur de la composante indépendante du couple de force.

Une régression linéaire a été ajustée sur la relation alpha ( $\alpha$ ) – couple de force ( $C$ ). Le coefficient de détermination ( $r^2$ ) de cet ajustement a été calculé. Ensuite,  $\alpha_0$  et  $C_{o2}$  ont été extraits comme l'ordonnée à l'origine et le coefficient directeur de cette relation respectivement (Figure 28-A). Ces deux paramètres (i.e.,  $\alpha_0$  et  $C_{o2}$ ) ont été utilisés afin de calculer la raideur modélisée grâce à l'équation [16] :

$$R = \frac{C}{C \times C_{o2} + \alpha_0} \quad [16]$$

La relation entre la raideur modélisée et le couple de force (Figure 28-B) pour chaque session de test a été déterminée grâce à l'équation [16] sur la totalité de la plage de couple de force développée pour chaque sujet (i.e. de 0 à 100% de CMV). Un coefficient de détermination ( $r^2$ ) entre les valeurs modélisées (i.e.  $R$  calculée grâce à l'équation [16]) et expérimentales (i.e.  $R$  calculée comme le ratio entre les modifications de couple de force externe et d'angle de la cheville) a été calculé.



**Figure 28** : Exemple de relations obtenues pour un sujet entre : A - alpha et le couple de force externe (C) et, B - la raideur articulaire de la cheville (R) et C.

Les raideurs articulaires minimale ( $R_{\min}$ ) et maximale ( $R_{\max}$ ) sur la plage de couple investiguée ont été évaluées à partir de la raideur modélisée pour chaque sujet et chaque session de test.

### II.3.1.5. Analyse statistique

Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI) (2, k) (Fleiss, 1986; Hopkins, 2000), l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) ont été calculés à partir des données obtenues lors des deux sessions de tests pour CMV,  $R_{\min}$ ,  $R_{\max}$ ,  $CO_2$ ,  $R_2$ ,  $\alpha_0$  et  $IR_1$ .

### II.3.2. Résultats

Les coefficients de détermination des régressions linéaires appliquées sur la relation alpha-couple de chaque sujet et de chaque test étaient très bons ( $r^2$  moyen =  $0.89 \pm 0.05$ , 0.72-

0.95). Une forte corrélation a été déterminée entre la raideur articulaire (i.e., à partir des données expérimentales) et l'application du modèle mobilisant l'équation [17] ( $r^2$  moyen =  $0.87 \pm 0.09$ , 0.66-0.97]). Les résultats moyens obtenus sur les 14 sujets pour CMV,  $R_{\min}$ ,  $R_{\max}$ ,  $R_2$ ,  $IR_1$ ,  $R_1$  90% et les CCI, CV et ESM déterminés pour chaque paramètre sont exposés dans le Tableau 11. Ces résultats montrent une excellente reproductibilité pour CMV,  $R_{\max}$ ,  $R_2$ ,  $IR_1$  (CCI de 0.90, 0.94, 0.96, 0.94 et 0.96 respectivement) et une très bonne reproductibilité pour  $R_{\min}$ ,  $R_1$  90% (ICC de 0.88 et 0.86 respectivement).

**Tableau 11 :** Reproductibilité du couple de force maximale volontaire en flexion plantaire et des différents paramètres de raideur déterminés.

	Test 1		Test 2		ESM	CV (%)	CCI
	Moy	ET	Moy	ET			
CMV (N.m)	127	23	134	21	6.7	5.4	0.91
$R_{\min}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	4.04	0.43	4.21	0.46	0.16	3.8	0.88
$R_{\max}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	7.17	0.81	7.15	0.84	0.20	3.1	0.94
$IR_1$ ( $^{\circ-1}$ )	0.17	0.04	0.18	0.05	0.01	6.0	0.94
$R_1$ 90% (N.m. $^{\circ-1}$ )	19.18	3.92	21.45	4.66	1.62	7.6	0.86
$R_2$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	12.19	3.10	11.54	3.11	0.65	5.9	0.96

*CMV : couple de force maximale volontaire en flexion plantaire,  $R_{\min}$  : raideur articulaire pour 30% de CMV,  $R_{\max}$  : raideur articulaire pour 90% de CMV,  $IR_1$  : indice de raideur de la fraction dépendante du couple de force,  $R_2$  : raideur de la fraction indépendante du couple de force. Moy : moyenne, ET : écart-type, ESM: erreur standard de mesure, CV : coefficient de variation, CCI: coefficient de corrélation intra-classe.*

### II.3.3. Discussion

De nombreuses méthodes ont été développées afin d'évaluer la raideur musculo-articulaire ou musculo-tendineuse des fléchisseurs plantaires de la cheville. Cependant, la majorité de ces méthodes ne permet pas de déterminer simultanément la raideur du muscle et du tendon. Dans cette étude, la méthode SRS a été utilisée afin d'adapter la méthode alpha pour déterminer la raideur dépendante et indépendante (Ettema et Huijing, 1994) du couple de force des fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo*, pendant une contraction volontaire et d'évaluer la reproductibilité des mesures.

La raideur articulaire a déjà été mesurée *in vivo* pendant une contraction volontaire des fléchisseurs plantaires de la cheville (Blanpied et Smidt, 1992; Blanpied et Smidt, 1993), les fléchisseurs dorsaux de la cheville (Sinkjaer et al., 1988) et des extenseurs du genou (McHugh et Hogan, 2004) en utilisant une méthode similaire à celle utilisée dans notre étude. Les valeurs de raideur articulaire évaluées dans notre étude (i.e., entre  $4.13 \text{ Nm} \cdot \text{°}^{-1}$  à 30% et  $7.16 \text{ Nm} \cdot \text{°}^{-1}$  à 90% de CMV) sont en accord avec les valeurs obtenues dans de précédentes études comme celle de Blanpied et Smidt (1992) réalisée dans des conditions similaires (i.e., entre  $3.61$  et  $5.75 \text{ Nm} \cdot \text{°}^{-1}$  pour des contractions entre 30 et 60% de CMV).

La modification de la longueur de bras de levier sur l'amplitude de l'étirement (i.e., environ  $7^\circ$ ) pourrait potentiellement influencer l'évaluation des différents paramètres de raideur. A l'aide du modèle anthropométrique de Grieve et al. (1978), nous avons estimé que la modification de bras de levier sur l'amplitude angulaire de la mesure était d'environ 4.4%. Cette faible modification peut être considérée comme ayant une influence négligeable sur la détermination des différents paramètres de raideur que ce soit dans un contexte d'évaluation des effets d'un entraînement ou de comparaison de différentes populations.

L'utilisation de la méthode alpha permet une dissociation de la raideur articulaire en une fraction dépendante et indépendante du couple de force (Ettema et Huijing, 1994). Initialement, la méthode alpha avait été développée sur muscle isolé pour dissocier la raideur du muscle et du tendon (Morgan, 1977; Morgan et al., 1978). Il s'agit de l'une des toutes premières études qui a adapté cette méthode pour des expérimentations *in vivo*. Les deux seules études qui avaient précédemment réalisé ce type d'analyse avaient imposé la contraction musculaire par électrostimulation. Outre la douleur engendrée par l'électrostimulation lors de contraction tétanique, les niveaux de force développés ne pouvaient alors pas dépasser 30% de CMV, ce qui est problématique dans l'interprétation des résultats (Cf. Etude 4).

Pour que l'on puisse considérer que les raideurs indépendantes et dépendante du couple de force soit considérées respectivement comme étant les raideurs des fractions active ( $\text{CES}_1$ ) et passive ( $\text{CES}_2$ ), il est nécessaire de formuler deux hypothèses (Morgan, 1977) : la première est de considérer la raideur du tendon comme constante sur la plage de force considérée, alors que la seconde considère que la raideur de la  $\text{CES}_1$  est proportionnelle au couple de force. Les résultats de nombreuses études sur muscle isolé (e.g., Morgan et al., 1978) et *in vivo* (e.g., Lambertz et al., 2003b) confirment que la seconde hypothèse est

raisonnable. En effet, la raideur de la CES<sub>1</sub> est proportionnelle au nombre de ponts actine-myosine formés, et donc à la tension musculaire développée (Morgan, 1977). En revanche, la première hypothèse a fait l'objet de beaucoup plus de débats dans la littérature (e.g., Proske et Morgan, 1987; Ettema et Huijing, 1993). C'est pourquoi l'objet de l'**étude 4**, se basant sur la méthode développée dans l'**étude 3**, est de discuter de la validité de cette hypothèse pour nos expérimentations réalisées *in vivo*. Cette **étude 4** devrait donc nous permettre de conclure quant à la validité de considérer que IR<sub>1</sub> et R<sub>2</sub> correspondent bien aux raideurs de la CES<sub>1</sub> et de la CES<sub>2</sub>.

### **II.3.4. Conclusion**

Notre étude a donc permis d'implémenter *in vivo* et de manière non-invasive la méthode d'étirement rapide pendant une contraction isométrique constante sous-maximale qui nous permet de déterminer des valeurs de raideur articulaire de la cheville (i.e. R<sub>min</sub> and R<sub>max</sub>) reproductibles et similaires à celles trouvées dans de précédentes études *in vivo*. Par ailleurs, l'adaptation de la méthode alpha pour des expérimentations *in vivo*, nous a permis d'évaluer la raideur des fractions dépendante et indépendante du couple de force de manière reproductible. La validité et l'interprétation des résultats de raideur des deux fractions en rapport des structures du SMA des fléchisseurs plantaires de la cheville seront discutées dans l'**étude 4** en s'appuyant sur les résultats obtenus par la méthode utilisée dans l'**étude 3**.

La détermination simultanée de la raideur des fractions dépendante et indépendante du couple de force doit par ailleurs permettre une meilleure compréhension du comportement mécanique et des interactions entre les structures musculaires et tendineuses. Cette méthode peut aussi être très utile pour évaluer les différences et/ou adaptations entre diverses populations (i.e. âge, genre, spécialité sportive, pathologies) et après différentes sollicitations chroniques (e.g. entraînements, suivi de pathologies, réhabilitation). Elle devrait ainsi permettre d'appréhender de manière plus approfondie les mécanismes physiologiques impliqués dans la modification de raideur articulaire de la cheville observée dans de précédentes études.

## **II.4. Etude n°3 : Reproductibilité des propriétés mécaniques du tendon d'Achille évaluées par échographie.**

Le but de cette étude était d'implémenter au sein de notre laboratoire, une méthode validée dans la littérature (e.g., Maganaris et Paul, 1999), permettant de caractériser les propriétés mécaniques du tendon d'Achille grâce à l'imagerie échographique. Cette étude vise plus particulièrement à déterminer la reproductibilité des mesures de raideur et de propriétés dissipatives du tendon d'Achille lors d'une rampe de contraction isométrique en charge-décharge.

L'influence du niveau de contraction lors de la rampe de contraction isométrique sur la détermination des différentes propriétés mécaniques sera par ailleurs déterminée pour sélectionner les paramètres qui ne sont pas dépendants du niveau de contraction maximal lors du test (i.e., le niveau de contraction maximal pouvant évoluer après l'entraînement pliométrique et excentrique).

### ***II.4.1. Matériels et méthodes***

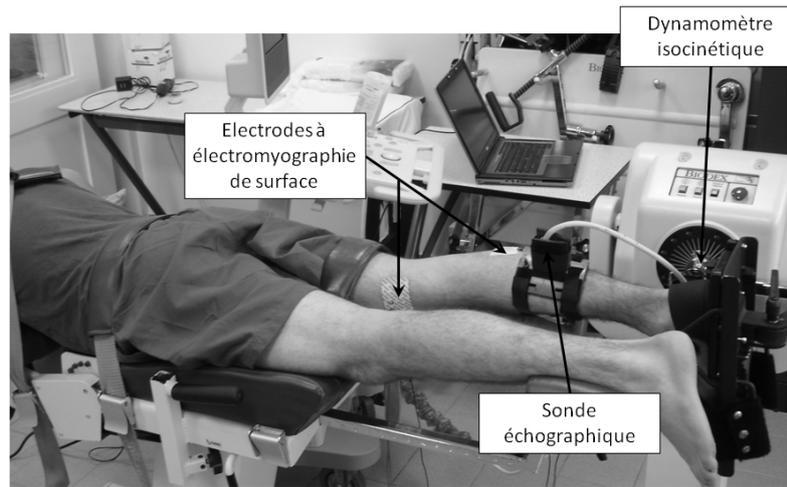
#### **II.4.1.1. Population**

Sept sujets ( $25.4 \pm 2.4$  ans,  $178.7 \pm 8.8$  cm,  $72.8 \pm 9.9$  kg) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les sujets n'ont suivi aucun programme de renforcement musculaire pendant l'intégralité de la durée de l'étude considérée. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner leur consentement écrit. Cette étude a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (1964 révisée en 2001).

#### **II.4.1.2. Matériels**

Un dynamomètre isocinétique similaire à l'étude précédente a été utilisé. Les sujets étaient allongés avec les jambes complètement étendues (angle du genou =  $180^\circ$ ). Les épaules, les hanches et les cuisses étaient maintenues par des sangles ajustables non-déformables (Figure 29). La cheville droite était alors sanglée à la plateforme fixée au bras du dynamomètre. L'axe du dynamomètre était précautionneusement aligné avec l'axe de rotation de la cheville. Les signaux de couple de force externe (i.e., mesurés par le dynamomètre),

d'angle de la cheville et de vitesse angulaire étaient enregistrés à une fréquence de 1000 Hz grâce à un convertisseur A/D (National Instrument, Delsys<sup>®</sup> Inc, Boston, MA, EU), et sauvegardés sur un disque dur par l'intermédiaire du logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys<sup>®</sup> Inc, Boston, MA, EU) pour être analysés. Par ailleurs, le déplacement de la JMT du GM a été mesuré en utilisant un échographe (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, EU) équipé d'une sonde électronique plate de 4 cm (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, EU).



**Figure 29** : Position du sujet pendant la rampe de contraction isométrique (les angles de la hanche, du genou et de la cheville étaient fixés à 0°, 180° et 0° respectivement)

#### II.4.1.3. Protocole expérimental

Le protocole de tests consistait en : *i*) un échauffement composé de contractions isométriques constantes en flexion plantaire à des intensités sous-maximales ; *ii*) deux contractions maximales volontaires en flexion plantaire. Le couple de force isométrique maximal volontaire (CMV) était considéré comme étant la valeur maximale obtenue sur les deux essais séparés de 2 minutes de récupération, *iii*) des essais de familiarisation consistant à produire à partir du repos un couple de force croissant jusqu'à 90% de CMV sur 5 secondes puis décroissant sur les 5 secondes suivantes. Un feedback visuel du couple de force externe développé était alors vidéo-projeté pour réguler et entraîner le sujet à cette tâche spécifique et à produire une vitesse de contraction constante, *iv*) cinq essais de rampe de contraction isométrique comme décrit dans le point *iii*) étaient alors réalisés par le sujet avec 2 minutes de récupération entre chaque essai. Le déplacement de la JMT distale du tendon du gastrocnémien médial était mesuré pendant toute la durée de ces 5 tentatives. La sonde échographique était fixée sur un support rigide fixé à son tour sur la jambe du sujet, *v*) cinq

cycles d'étirements passifs à 5°/s étaient réalisés sur une amplitude articulaire de la cheville de 40° (i.e., de 20° à -20°) pour la correction de la rotation de la cheville.

Les vidéos d'imagerie échographique ont été enregistrées sur un disque dur à une fréquence de 25 Hz. Afin de synchroniser le signal de couple de force et les images échographiques, le signal d'un interrupteur permettant de lancer l'acquisition des images échographiques a été enregistré simultanément par le système Delsys<sup>®</sup>. Pour chaque essai, les images ont été extraites (Adobe Premiere Elements, Adobe Systems Inc., San Jose, CA, EU) tous les 5% de 0 à 90% de CMV sur la charge et la décharge (i.e., 20 images pour chaque phase) de la rampe isométrique. Le déplacement de la JMT a alors été déterminé sur ces 40 images grâce à l'utilisation d'un logiciel libre (Image J, NIH, EU).

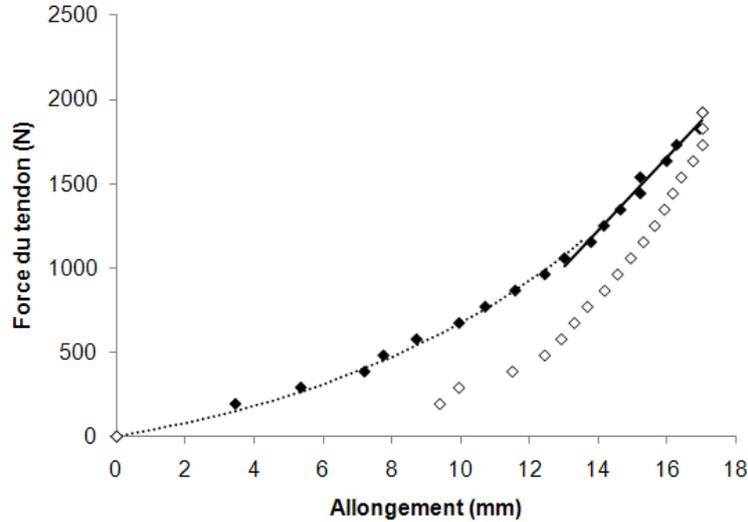
#### II.4.1.4. Traitement des données

##### *II.4.1.4.1. Caractérisation des propriétés mécaniques*

Le couple de force externe mesuré en flexion plantaire par le dynamomètre a été converti en force exercée sur le tendon ( $F_T$ ) (Equation [9]). Le déplacement de la JMT est associé à la production de tension musculaire et à la rotation de la cheville bien que, théoriquement, une contraction isométrique n'engendre pas de rotation de la cheville pendant un mouvement de flexion plantaire. Cependant, le système de fixation des dynamomètres isocinétiques ne permet pas de supprimer totalement la rotation engendrée par la contraction isométrique en flexion plantaire (e.g., Magnusson et al., 2001). Ainsi, le déplacement de la JMT est corrigé du déplacement de la JMT associé à la rotation de la cheville (i.e., pendant un étirement passif de la cheville sur une amplitude articulaire comprise entre 20° et -20°) (Magnusson et al., 2001; Arampatzis et al., 2007d). Dans notre étude, la correction a été réalisée grâce à l'utilisation d'un goniomètre (Biopac Systems, Santa Barbara, CA, EU) placé sur la face médiale de la cheville. Le goniomètre était synchronisé avec les signaux analogiques et l'enregistrement des images échographiques (Maganaris, 2005). La position de la cheville pendant la rampe de contraction isométrique était associée à la position de la cheville pendant les étirements passifs. Le déplacement de la JMT lié à la rotation de la cheville a permis une correction du déplacement total déterminé pendant la rampe de contraction isométrique.

Le taux de montée en force maximale ( $RTD_{max}$ , définie comme la pente maximale de la relation entre le couple de force et le temps) sur les deux essais de CMV et l'élongation

maximale du tendon ( $\Delta L_{\max}$ ) pendant la rampe de contraction isométrique étaient définis pour chaque sujet et chaque test. Le ratio entre la force exercée sur le tendon d'Achille ( $F_t$ ) et l'élongation corrigée du tendon ( $\Delta L$ ) (i.e., déplacement de la JMT sur la plage comprise entre 50 et 90% de CMV) permettait de déterminer la raideur du tendon d'Achille.



**Figure 30** : Exemple de relation entre la force et l'allongement du tendon d'Achille obtenue pour un sujet lors d'une rampe de contraction isométrique en charge (◆) – décharge (◇). Le trait plein représente la régression linéaire appliquée sur les valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale isométrique volontaire lors de la charge ( $r^2 = 0.99$ ). Le trait pointillé est la relation force-allongement lors de la charge modélisée selon le modèle de Sten-Knudsen ( $r^2 = 0.99$ ).

Une régression linéaire a été appliquée sur les valeurs de  $F_t$  et  $\Delta L$  comprises entre 50 et 90% de CMV (Figure 30) dont la pente caractérisait la raideur du tendon d'Achille ( $R_{TA}$ ) (Kubo et al., 2002b). De plus, un modèle exponentiel de Sten-Knudsen (Sten-Knudsen, 1953; Nordez et al., 2006) était ajusté sur les relations de charge par la méthode d'optimisation des moindres carrés (Algorithme de Levenberg–Marquardt: Marquard, 1966) grâce à l'équation [17] :

$$F(\Delta L) = \frac{E}{IR_{SK}} \left( e^{IR_{SK} \times \Delta L} - 1 \right) \quad [17]$$

avec  $E$ , la raideur tendineuse pour une force nulle.

Ce modèle permet de calculer un indice de raideur ( $IR_{SK}$ ) indépendant de la force (Nordez et al., 2006). Une raideur pouvait ainsi être déterminée pour différents niveaux de force par l'équation [18] :

$$R_T = IR_{SK} \times F + E \quad [18]$$

Les aires sous la courbe de charge et de décharge de la relation  $F_t - \Delta L$  étaient calculées et représentent l'énergie potentielle élastique emmagasinée (EE) et restituée (ER) respectivement (Maganaris, 2002; Nordez et al., 2008b; Nordez et al., 2008c). A partir de ces deux paramètres, un coefficient de dissipation (CD) était calculé en utilisant l'équation [12] (*Cf. II.1.4.3.*)

#### *II.4.1.4.2. Effets du niveau de force sur les propriétés mécaniques*

L'ensemble des paramètres caractérisés lors de cette étude sont destinés à être utilisés pour évaluer les effets de l'entraînement pliométrique et excentrique. Cependant, ces deux types d'entraînement peuvent potentiellement augmenter le niveau de CMV développé par le sujet. Les paramètres mécaniques ne seraient alors plus calculés aux mêmes niveaux de force absolue entre le prétest et le posttest. Le but de cette analyse complémentaire était de déterminer l'impact du niveau de couple de force développé pendant la rampe de contraction isométrique sur la caractérisation des paramètres mécaniques du tendon. Ainsi, l'influence du niveau de couple de force atteint pendant la rampe de contraction sur l'ensemble des paramètres ( $\Delta L_{\max}$ , EE, ER, CD et  $IR_{SK}$ ) a été déterminée sur une population de 7 sujets supplémentaires ( $27.7 \pm 4.8$  ans,  $178.0 \pm 7.9$  cm,  $72.0 \pm 13.7$  kg) volontaires pour effectuer 3 rampes de contraction isométrique à 90, 84 et 70% de CMV en suivant la procédure précédemment décrite. Les deux intensités (i.e., 84 et 70% de CMV) ont été choisies sur la base des effets potentiellement induits par l'entraînement pliométrique et excentrique sur le niveau de CMV. L'impact de ces deux types d'entraînement sur la CMV sera développé dans les **Chapitres IV** et **V**.

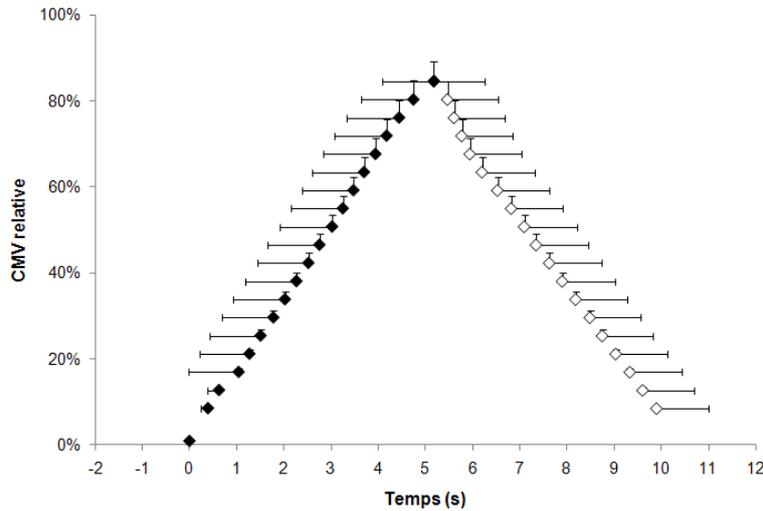
#### II.4.1.5. Analyse statistique

Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI) (2, k) (Fleiss, 1986; Hopkins, 2000), l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) ont été calculés à partir des données obtenues lors des deux sessions de tests pour  $\Delta L_{\max}$ , EE, ER, CD,  $R_{TA}$  et  $IR_{SK}$ . Une analyse de variance à un facteur (i.e., intensité) a été effectuée pour les paramètres  $\Delta L_{\max}$ , EE, ER, CD et  $IR_{SK}$ .

## II.4.2. Résultats

### II.4.2.1. Reproductibilité

La vitesse de chargement et de déchargement lors de la rampe de contraction isométrique a été contrôlée et correctement standardisée (Figure 31).



**Figure 31** : Relation moyenne entre le couple de force (CMV) relatif et le temps (0 correspond au début de la rampe) déterminée lors des rampes de contraction isométrique des deux tests.

Les résultats de reproductibilité pour tous les paramètres déterminés sont présentés dans le Tableau 12. Les CCI calculés sont supérieurs à 0.8. Les paramètres énergétiques (i.e., EE, ER et CD) présentent des CV élevés (> 10%).

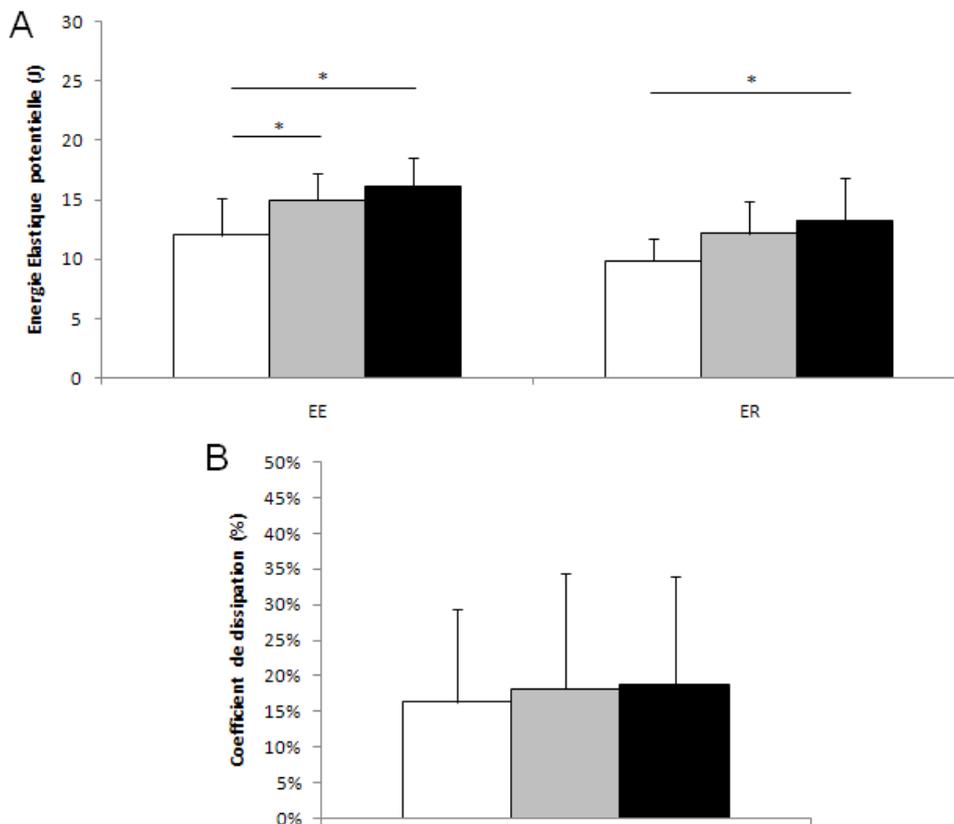
**Tableau 12** : Reproductibilité du taux de montée en force maximal, de l'élongation maximale du tendon, de l'indice de raideur du tendon, de la raideur du tendon, de l'énergie emmagasinée par le tendon, de l'énergie restituée par le tendon et du coefficient de dissipation du tendon.

	Test 1		Test 2		CCI	CV (%)	ESM
	Moy	ET	Moy	ET			
$RTD_{max}$ (N.m.s <sup>-1</sup> )	835	216	798	219	0.91	7.2	63
$\Delta L_{max}$ (mm)	1.43	0.32	1.43	0.36	0.95	4.1	0.7
$IR_{SK}$ (mm <sup>-1</sup> )	0.191	0.100	0.189	0.098	0.98	9.6	0.013
$R_{TA}$ (N.mm <sup>-1</sup> )	326.9	117.0	339.3	115.3	0.98	4.7	17.5
EE (J)	8.4	3.8	8.5	3.7	0.89	12.0	1.3
ER (J)	5.1	2.5	5.3	2.4	0.82	15.6	1.1
CD (%)	35.4	16.8	34.7	17.3	0.94	23.1	4.3

$RTD_{max}$  : taux de montée en force maximal,  $\Delta L_{max}$  : élongation maximale du tendon,  $IR_{SK}$  : indice de raideur du tendon,  $R_{TA}$  : raideur du tendon, EE : énergie emmagasinée, ER : énergie restituée, CD : coefficient de dissipation, Moy : moyenne, ET : écart-type, ESM : erreur standard de mesure, CV : coefficient de variation, CCI : coefficient de corrélation intra-classe.

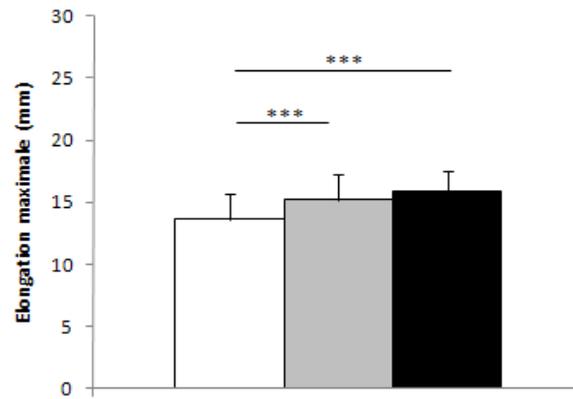
### II.4.2.2. Effet du niveau de force sur les propriétés mécaniques

Les influences de l'intensité de la contraction sur les paramètres EE, ER et CD sont présentées à la Figure 32. Une modification significative d'EE et d'ER a été observée entre les expérimentations réalisées à 70 et 90% de CMV ainsi que pour EE entre les expérimentations réalisées à 70 et 84% de CMV ( $P < 0.05$ ) (Figure 32-A). En revanche, aucune influence significative de l'intensité de la contraction n'a été montrée pour le CD ( $P > 0.05$ ) (Figure 32-B).



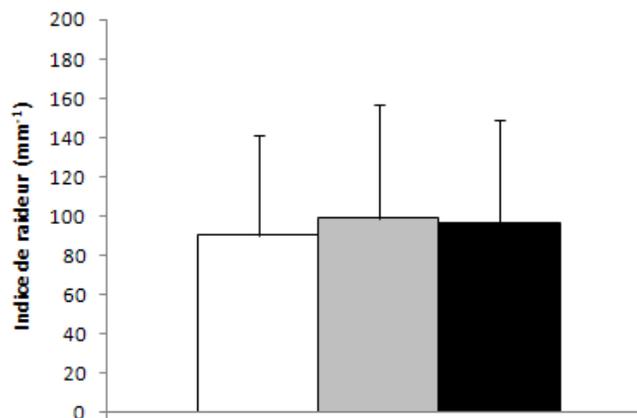
**Figure 32** : Effet de trois intensités de contraction (□ 70%, □ 84% et ■ 90%) pour la rampe de contraction isométrique afin d'évaluer : A - l'énergie emmagasinée (EE) et restituée (ER) ainsi que B - le coefficient de dissipation du tendon pendant ces contractions en charge-décharge. \*  $P < 0.05$ .

Concernant l'élongation maximale, un effet significatif ( $P < 0.01$ ) de l'intensité de la contraction a été montré (Figure 33).



**Figure 33** : Effet de trois intensités de contraction (□ 70%, □ 84% et ■ 90%) pour la rampe de contraction isométrique afin d'évaluer l'élongation maximale du tendon pendant ces contractions en charge. \*\*\*  $P < 0.01$ .

En revanche, aucun effet significatif de l'intensité de la contraction sur l'évaluation de l'indice de raideur du tendon  $IR_{SK}$  n'a été caractérisé ( $P > 0.05$ ) (Figure 34).



**Figure 34** : Effet de trois intensités de contraction (□ 70%, □ 84% et ■ 90%) pour la rampe de contraction isométrique afin d'évaluer l'indice de raideur du tendon pendant ces contractions en charge.

### II.4.3. Discussion

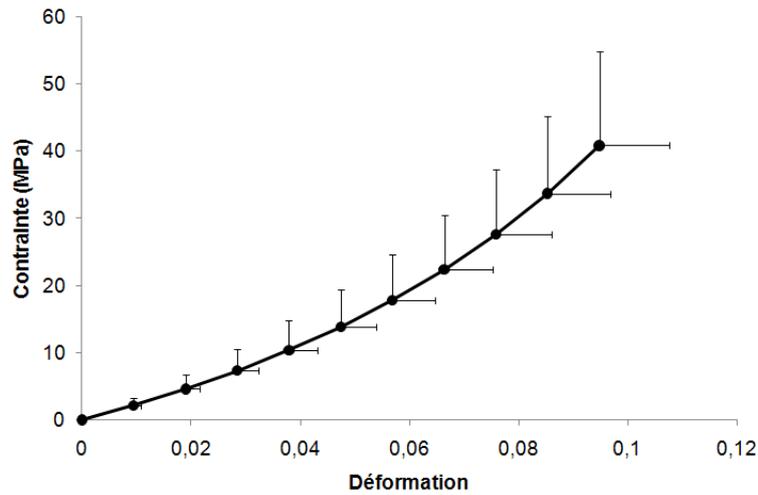
Les résultats montrent une très bonne reproductibilité du  $RTD_{max}$  et des paramètres de raideur (i.e.,  $R_{TA}$  et  $IR_{SK}$ ) caractérisés dans cette étude. Les paramètres relatifs aux propriétés dissipatives du tendon sont reproductibles avec des CCI supérieurs à 0.8. S'agissant du coefficient de dissipation, le CV est élevé (i.e., 23.1%) mais pour autant l'erreur standard de mesure n'est que de 4.3%, ce qui peut permettre d'analyser les effets de l'entraînement sur ce paramètre, si ceux-ci sont suffisamment importants.

Concernant les effets du niveau de contraction volontaire lors de la rampe de contraction isométrique, les énergies potentielles emmagasinée et restituée sont significativement diminuées avec la baisse du niveau de couple de force maximal développé lors de la rampe de contraction isométrique. En revanche, le coefficient de dissipation (CD) représente véritablement la capacité du tendon à dissiper l'énergie potentielle emmagasinée indépendamment de la plage de force considérée. De la même manière, l'indice de raideur du tendon ( $IR_{SK}$ ) permet d'obtenir un paramètre indépendant du niveau de force maximal développé. Les paramètres  $IR_{SK}$  et CD seront donc pertinents pour évaluer les effets de l'entraînement pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques du tendon, et particulièrement si le niveau de CMV est modifié par ces entraînements.

Par ailleurs, l'entraînement peut potentiellement modifier la contribution relative des muscles autres que le TS dans la production d'un couple de force en flexion plantaire. L'évolution de cette contribution pourrait influencer les paramètres mécaniques déterminés dans notre étude. Le couple total développé en flexion plantaire est considéré comme résultant de la sollicitation exclusive des chefs musculaires du TS. C'est également le cas pour de nombreux travaux ayant étudiés les effets de protocoles chroniques sur les propriétés mécaniques du tendon (e.g. Kubo et al., 2001a; Kubo et al., 2002a; Kubo et al., 2002b; Reeves et al., 2003a; Kubo et al., 2004; Urlando et Hawkins, 2007; Mahieu et al., 2008). Néanmoins, lors d'une CMV en flexion plantaire, la contribution relative des muscles du TS est d'environ 80% (Murray et al., 1976; Arndt et al., 1998; van Zandwijk et al., 1998) (*Cf. Chapitre I*) dans les conditions expérimentales similaires à celles développées dans notre étude (i.e., angles du genou et de la cheville fixés à 180 et 0° respectivement). Ainsi une évolution significative de 10% de la PCSA des autres muscles après un entraînement n'aurait qu'une influence mineure sur les paramètres évalués (~2% ; c'est à dire 10% des 20% associés à la contribution des fléchisseurs plantaires autres que les muscles du TS dans la PCSA totale des fléchisseurs plantaires).

Par ailleurs, en utilisant les données géométriques du tendon évaluées dans le **Chapitre I**, il est possible d'établir la relation entre la contrainte (i.e., ratio de la force et de la CSA du tendon) et la déformation (i.e., allongement relatif). La relation moyenne en prétest pour l'ensemble des sujets des **études 6 et 7** est présentée à la Figure 35. Ce type de relation contrainte-déformation est nécessaire à considérer pour tenter de déterminer la nature des adaptations potentielle de raideur ou de propriétés dissipatives à l'entraînement

(i.e., adaptations de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus tendineux et/ou modification des paramètres géométriques du tendon).



**Figure 35** : Relation contrainte-déformation moyenne du tendon d'Achille obtenue pour l'ensemble des sujets des **études 6** et **7** lors d'une rampe de contraction isométrique.

#### **II.4.4. Conclusion**

Les paramètres  $IR_{SK}$  et  $CD$  semblent ainsi particulièrement intéressants pour analyser l'impact d'un entraînement puisque ces paramètres sont indépendants de la plage de force considérée pour l'analyse (Cf. **Chapitre IV et V**). Les évolutions des paramètres relatifs à la raideur et aux propriétés dissipatives du tendon d'Achille pouvant être observées après l'entraînement pliométrique ou excentrique seront comparées aux erreurs associées aux mesures de reproductibilité.

## **II.5. Etude n°4 : Validité de la raideur de la fraction passive de la CES déterminée grâce à la méthode alpha *in vivo*.**

Cette étude a fait l'objet d'un *electronic supplementary material* pour un article qui a été accepté pour publication s'intitulant *Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex* (In press) (**Annexe 5**).

Comme nous l'avons vu dans l'**étude 2**, nous sommes en mesure, à partir de la méthode alpha adaptée pour des expérimentations *in vivo*, de caractériser les raideurs des composantes dépendante ( $IR_1$ ) et indépendante ( $R_2$ ) du couple de force (Ettema et Huijing, 1994). Pour considérer que ces raideurs correspondent respectivement aux raideurs de la CES<sub>1</sub> et de la CES<sub>2</sub>, il est nécessaire de poser deux hypothèses (Morgan, 1977). La première est relativement admise dans la littérature puisqu'elle considère que la raideur de la CES<sub>1</sub> augmente linéairement avec le niveau de force musculaire (e.g., Morgan et al., 1978; Lambertz et al., 2003a). En revanche, la seconde hypothèse, qui considère que la raideur de la CES<sub>2</sub> est constante, a suscité plus de débat dans la littérature (e.g., Proske et Morgan, 1987; Ettema et Huijing, 1993). Aussi, l'objet de cette étude est de déterminer dans quelle mesure cette hypothèse est réaliste, mais également d'essayer de quantifier l'influence de cette hypothèse sur les mesures de raideurs de CES<sub>1</sub> et CES<sub>2</sub> qui pourraient en découler. Etant donné l'allure des relations contrainte-déformation des structures tendineuses (*Cf.* Figure 18), il semble évident que la raideur tendineuse peut-être considérée comme constante à partir d'un certain niveau de force. La question est alors de savoir à partir de quel niveau cette raideur peut-être considérée comme constante.

Les travaux de Proske et al. (1987) ont montré qu'au delà de 20-30% de la tension maximale isométrique, la raideur du tendon est plus proche d'être constante que proportionnelle à la tension. Cette hypothèse a pourtant été remise en question par d'autres auteurs utilisant la méthode alpha chez l'animal (Ettema et Huijing, 1993). De plus, l'hypothèse d'une raideur constante du tendon pour des forces supérieures à 30% de la force maximale a été remise en question lors d'expérimentations réalisées par échographie *in vivo* (e.g., Maganaris et Paul, 1999). Des études récentes *in vivo* ont également montré que la relation force-longueur du tendon d'Achille présente une portion quasi-linéaire pour des valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale isométrique volontaire (Kubo et al., 2002c; Kubo et al., 2007b).

Sur la base des travaux de Kubo et al. (2007a, 2007b), nous avons tenté d'appliquer la méthode alpha uniquement sur la plage comprise entre 50 et 90% de CMV. Nous avons réalisé une étude préliminaire afin de comparer les résultats des différents paramètres de raideur identifiés sur la plage de couple de 30 à 90% de CMV et de 50 à 90% de CMV. Bien qu'aucune différence significative n'ait été trouvée, de meilleurs résultats de reproductibilité avaient été caractérisés sur la plage 30-90% de CMV (CCI de 0.77 et 0.88 pour  $R_2$  et  $IR_1$  respectivement sur la plage de 50 à 90% de CMV). De fait, les valeurs de raideur ont été évaluées sur la plage de couple de 30 à 90% de CMV. Nous avons montré de très bons résultats de reproductibilité pour les paramètres de raideur relatifs à chacune des deux fractions dépendante et indépendante du couple de force (CCI de 0.96 et 0.94 pour  $R_2$  et  $IR_1$  respectivement).

C'est pourquoi cette étude vise à déterminer ici la validité de l'hypothèse d'une raideur du tendon constante pour des forces supérieures à 30% de la force maximale volontaire est valide. Dans un premier temps, nous avons analysé les relations force-allongement du tendon obtenues avec la méthode présentée dans l'**étude 3**. Il s'agissait de comparer le modèle linéaire impliquant une raideur tendineuse constante avec un modèle non-linéaire impliquant une augmentation linéaire de la raideur tendineuse. Dans un second temps, nous avons comparé ces deux modèles lorsqu'ils sont utilisés dans la méthode alpha, afin de quantifier l'influence du choix du modèle sur les calculs de raideur.

### ***II.5.1. Méthodes***

#### **II.5.1.1. Population**

Dix-neuf sujets ( $20.5 \pm 3.0$  ans,  $178.6 \pm 5.8$  cm,  $70.8 \pm 7.6$  kg) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les données utilisées dans cette étude proviennent des tests réalisés en prétest par la population ayant participé à l'**étude 6** sur les effets de l'entraînement pliométrique. Les sujets n'ont suivi aucun programme de renforcement musculaire pendant l'intégralité de la durée de l'étude considérée. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner leur consentement écrit. Cette étude a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (1964 révisée en 2001).

### II.5.1.2. Expérimentations

Les protocoles décrits dans les **études 2 et 3** ont été réalisés sur les mêmes sujets. Ainsi, les données issues de l'utilisation des méthodes SRS et alpha ainsi que les relations force-longueur du tendon obtenues par la méthode échographique ont pu être analysées conjointement afin de comparer l'effet de l'utilisation d'un modèle linéaire et non-linéaire sur la raideur du tendon ainsi que d'évaluer l'impact de l'utilisation de ces deux modèles sur la détermination des paramètres évalués par la méthode alpha (i.e.,  $IR_1$  et  $R_2$ ).

#### ***II.5.2. Comparaison des modèles pour la détermination de la raideur tendineuse.***

A partir des relations force-longueur du tendon, nous avons déterminé les différences d'ajustement d'un modèle linéaire et d'un modèle non-linéaire de Sten-Knudsen (Equation [19]) (Nordez et al., 2006) pour une amplitude de force comprise entre 30 et 90% de CMV. Le modèle de Sten-Knudsen a été ajusté sur les relations expérimentales par une méthode d'optimisation basée sur la méthode des moindres carrés (Levendberg–Marquardt algorithm: Marquard 1966).

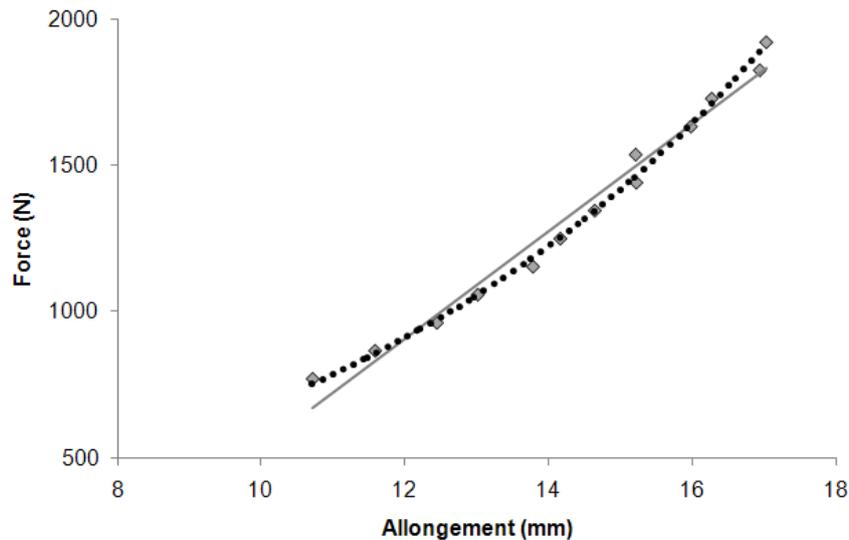
$$F = \frac{R_T}{IR_{SK}} (e^{A \times L} - a) \quad [19]$$

avec  $F$  la force exercée sur le tendon,  $L$  la longueur du tendon,  $IR_{SK}$  un indice de raideur du tendon,  $R_T$  la raideur du tendon et  $a$  une constante.

Ce modèle non-linéaire a été choisi parce que le modèle exponentiel est considéré comme approprié pour modéliser la relation force-longueur des tissus biologiques (Fung, 1981). Par ailleurs, l'avantage d'utiliser ce modèle exponentiel, c'est qu'il permet de modéliser linéairement la raideur en fonction de la force (Nordez et al., 2006) (Equation [20]) :

$$R = \frac{dF}{dL} = IR_{SK} \times F + R_T \quad [20]$$

Un exemple d'ajustement de ces deux modèles pour un sujet est présenté à la Figure 36. Les raideurs du tendon d'Achille déterminées à 30 et 90% de CMV par les deux modèles ont été comparées.



**Figure 36** : Exemple typique des ajustements des modèles linéaire (■,  $r^2 = 0.98$ ) et non-linéaire (●●●,  $r^2 = 0.99$ ) sur les relations force-allongement expérimentales du tendon.

Les valeurs de  $r^2$  obtenues avec les deux modèles (i.e., linéaire et non-linéaire) pour la détermination de la raideur du tendon ont été comparés avec un test de Student.

Pour l'évaluation de la raideur du tendon (i.e., données issues des rampes de contraction isométrique), les valeurs de  $r^2$  pour le modèle non-linéaire sont légèrement meilleures que pour le modèle linéaire ( $0.99 \pm 0.01$  vs.  $0.98 \pm 0.02$ ,  $P < 0.05$ ). L'utilisation d'un modèle non-linéaire améliore donc légèrement l'évaluation de la raideur du tendon. Le modèle linéaire appliqué sur les valeurs de force et de déplacement de la JMT génère, en comparaison de l'utilisation d'un modèle non-linéaire, une surestimation moyenne de  $17.2 \pm 18.1\%$  pour la raideur du tendon déterminée à 30% de CMV et une sous-estimation moyenne de  $22.8 \pm 17.4\%$  pour la raideur du tendon évaluée à 90% de CMV.

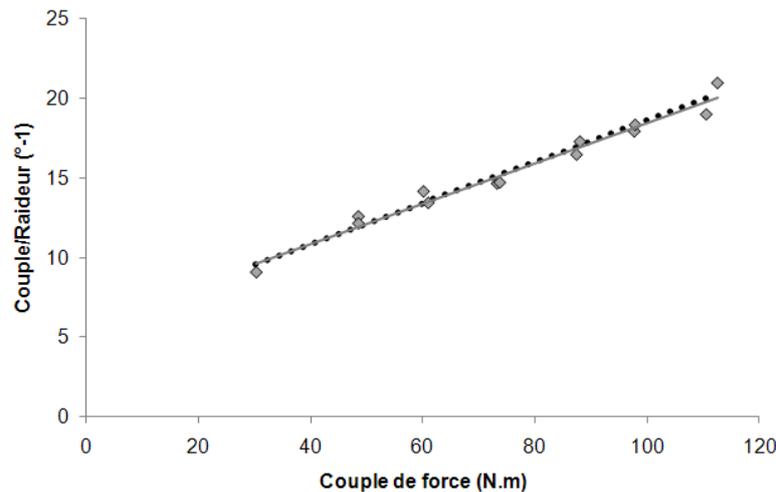
La comparaison entre les mesures réalisées dans les **études 2** et **3** est toutefois délicate. En effet, ce ne sont pas les mêmes structures qui sont caractérisées : toute la CES<sub>2</sub> des fléchisseurs plantaires vs. le tendon du GM dans des conditions expérimentales différentes (i.e., couple de force constant vs. incrémentation linéaire du couple de force). Cependant, les résultats présentés dans ce paragraphe confirment que le modèle non-linéaire est légèrement plus adapté pour décrire les variations de raideur des tissus composants la CES<sub>2</sub> avec le niveau de force (Maganaris et al. (2002) - Figure 24). Il reste à déterminer si l'influence de l'utilisation des modèles est importante. Les deux modèles présentés (i.e., linéaire [raideur constante] et non-linéaire [raideur qui augmente linéairement avec le couple]) ont ensuite été intégrés dans la méthode alpha.

### II.5.3. Effets du choix du modèle sur la caractérisation d'IR<sub>1</sub> et R<sub>2</sub>.

Le modèle linéaire correspond à celui présenté dans l'étude 2. Pour le modèle non-linéaire (Figure 37). Le modèle non-linéaire présenté sur l'équation [11] a été ajusté sur les relations alpha-couple selon l'équation [21] (Figure 37) au lieu de l'équation [15] :

$$\alpha = \frac{C}{R} = \frac{T}{IR_{SK} \times C + R_2} + \frac{1}{\alpha_0} \quad [21]$$

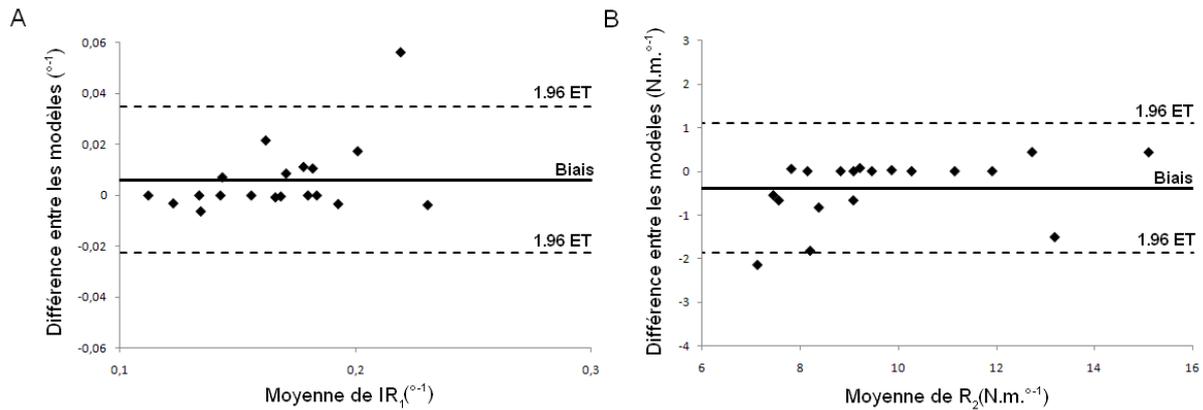
avec IR<sub>SK</sub> l'indice de raideur de la fraction indépendante du couple de force et 1/α<sub>0</sub> l'indice de raideur de la fraction dépendante du couple de force. L'équation [21] a été ajustée sur la relation alpha-couple par la méthode d'optimisation des moindres carrés (Levendberg–Marquardt algorithm: Marquard, 1966), et cet ajustement a été comparé (Figure 37) avec le modèle linéaire initialement développé par Morgan (1977).



**Figure 37** : Exemple typique d'un ajustement des modèles linéaire (■, r<sup>2</sup> = 0.97) et non-linéaire (●, r<sup>2</sup> = 0.96) sur les points expérimentaux (◇) du ratio couple/raideur en fonction du couple pour un sujet.

Les valeurs d'IR<sub>1</sub> et R<sub>2</sub> ont été comparées avec un test de Student. Des représentations de Bland-Altman (Bland et Altman, 1986) ont été établies à partir des valeurs de R<sub>2</sub> et IR<sub>1</sub> obtenues avec les deux modèles (i.e., linéaire et non-linéaire).

Pour l'évaluation d'IR<sub>1</sub> et R<sub>2</sub> par la méthode alpha avec les deux modèles, les valeurs de r<sup>2</sup> sont très proches (modèle linéaire : 0.9449 ± 0.0276, modèle non-linéaire : 0.9450 ± 0.0278). La différence moyenne des valeurs de IR<sub>1</sub> (3.41 ± 7.84%) et R<sub>2</sub> (-4.28 ± 7.99%) obtenues en utilisant les deux modèles est significative (P < 0.05) (Figure 38).



**Figure 38** : Représentations de Bland-Altman de la comparaison entre les modèles pour les paramètres (A) d'indice de raideur de la fraction active et (B) de raideur de la fraction passive de la composante élastique série.

Néanmoins, l'hypothèse d'une raideur du tendon constante entre 30 et 90% de CMV engendre une erreur très faible sur la caractérisation d' $IR_1$  et de  $R_2$  (+3.4% pour  $IR_1$  et -4.3% pour  $R_2$ ).

#### II.5.4. Discussion

Des études récentes *in vivo* ont montré que le tendon d'Achille présente une raideur pouvant être considérée comme constante pour des valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale isométrique (Kubo et al., 2002c; Kubo et al., 2007b). Pourtant, les résultats de cette **étude 4** montrent qu'un modèle non-linéaire est légèrement mieux ajusté sur les relations force-longueur du tendon. Cependant, lorsque ces deux modèles sont utilisés dans la méthode alpha, les différences des raideurs des fractions dépendante et indépendante du couple de force calculées avec les deux modèles sont très faibles (i.e., +3.4% et -4.3% respectivement).

D'après les résultats de cette **étude 4**, les données de la littérature à la fois sur muscle isolé et les études menées *in vivo* par imagerie échographique, le comportement de la composante dépendante du couple peut raisonnablement être associée à la fraction active de la CES (i.e. principalement les structures musculaires), et la composante indépendante du couple à la fraction passive de la CES (i.e. majoritairement les structures tendineuses et aponévrotiques). Nous pouvons conclure que l'hypothèse d'une raideur constante du tendon pour des forces supérieures à 30% de CMV n'a que très peu d'effet sur la détermination des paramètres de raideur de chacune des fractions de la CES. C'est pourquoi, les paramètres  $IR_1$  et  $R_2$  seront dénommés dans la suite de ce travail  $IR_{CES1}$  et  $R_{CES2}$ .

### ***II.5.5. Conclusion***

Les résultats de cette étude sont en accord avec les résultats obtenus par Proske and Morgan (1987) sur muscle isolé qui avaient conclu qu'au delà de 20-30% de la tension maximale isométrique, la raideur du tendon est plus proche d'être constante que proportionnelle à la tension. La méthode alpha adaptée *in vivo* peut donc être utilisée pour déterminer la raideur des fractions active et passive de la CES.

## **Conclusion du chapitre II**

Nous avons réussi à adapter la méthode alpha *in vivo* afin de caractériser de manière reproductible la raideur de la CES mais plus spécifiquement les raideurs des fractions actives et passives de la CES. Par ailleurs, nous avons implémenté, au sein de notre laboratoire, la méthode d'évaluation des propriétés mécaniques du tendon d'Achille nous permettant d'avoir accès aux paramètres de coefficient de dissipation et d'indice de raideur du tendon d'Achille. L'ensemble de ces paramètres semble particulièrement intéressant pour évaluer les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques de la CES et plus précisément sur les adaptations spécifiques de la CES<sub>1</sub> et de la CES<sub>2</sub>.

L'objet du prochain chapitre sera de déterminer de manière globale les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses en condition passive (CEP) avec également l'objectif d'être capable de dissocier les comportements de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> ainsi que d'un maximum de structures du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville (i.e., muscle, tendon et structures bi-articulaires).

**Chapitre III : Caractérisation des propriétés  
mécaniques du système musculo-tendineux en  
condition passive (CEP)**

---

Le chapitre précédent avait pour objet d'étudier les propriétés mécaniques spécifiques des fractions active et passive de la CES lors de contractions musculaires. Ce chapitre est consacré à l'étude des propriétés mécaniques de la CEP. Ces propriétés sont classiquement étudiées en condition passive par la mesure de la résistance offerte par les différentes structures du SMA à un étirement cyclique ou statique imposé de manière externe. Il est ainsi possible d'identifier les propriétés mécaniques passives du SMA à partir du couple de force produit par les structures en résistance à l'étirement passif d'une articulation (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001; McNair et al., 2001; McNair et al., 2002). Lors de ces expériences, il est nécessaire de vérifier que l'activité EMGs est nulle ou négligeable (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001; McNair et al., 2001; McNair et al., 2002). Les différents SMT croisant l'articulation développent alors une part importante de la résistance passive à l'étirement (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001).

Au sein de notre laboratoire, l'étude de la CEP a fait l'objet d'une thèse visant à caractériser et modéliser le comportement mécanique du SMA en condition passive (Nordez, 2006). Cependant, dans ce travail de thèse, le SMA était caractérisé de manière globale sans dissociation des comportements mécaniques des différentes structures du système. Ainsi, l'objectif de ce chapitre est d'améliorer les méthodes dont nous disposons au laboratoire afin d'être capables de dissocier les raideurs de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> du modèle de Zajac (1989). Dans un premier temps, une revue de littérature présentant les méthodes de caractérisation de la CEP *in vivo* seront présentées. Puis, dans un second temps, les méthodes développées dans cette thèse visant à évaluer spécifiquement les raideurs des différentes composantes élastiques du modèle seront présentées et validées par une étude de la reproductibilité des différents paramètres évalués.

## **III.1. Revue de Littérature**

### ***III.1.1. Structures impliquées lors d'un étirement passif***

De nombreuses structures peuvent intervenir dans la production d'un couple de force au niveau de l'articulation de la cheville lors de sollicitations passives. En effet, les ensembles muscle-tendon, la capsule articulaire, les ligaments principaux de la cheville (i.e., ligament latéral externe, deltoïde et tibio-fibulaire) (Behnke, 2006) mais également la peau, les vaisseaux sanguins, les tissus sous-cutanés et cartilagineux peuvent participer à la résistance

passive produite lors de la mobilisation d'un segment (Wright, 1973; Riemann et al., 2001; Hoang et al., 2005). Néanmoins, lorsque l'étirement musculaire devient important comme cela peut être le cas pour la cheville, la production de couple de force passive est principalement associée au comportement résistif des structures des CEP des ensembles muscle-tendon (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001; McNair et al., 2001; McNair et al., 2002). Ainsi, les structures telles que l'épimysium, l'endomysium, le sarcolemme et surtout le pérymysium contribuent au développement de la tension passive par le muscle (Purslow, 1989; Gajdosik, 2001).

### ***III.1.2. La souplesse articulaire***

La souplesse articulaire est le paramètre fonctionnel classiquement déterminé en condition passive. La souplesse est définie par l'amplitude articulaire maximale. Elle est généralement caractérisée par un étirement passif réalisé de manière externe à faible vitesse jusqu'à l'amplitude maximum tolérable déterminée par le sujet (e.g., McNair et Stanley, 1996; Nordez et al., 2009f). A tort, la souplesse articulaire est très souvent associée à la raideur passive du SMA. Il a d'ailleurs été montré qu'il n'existait qu'une corrélation faible entre ces deux paramètres (Aquino et al., 2006). Ainsi, le réflexe à l'étirement intervient lors d'un étirement trop important (*Cf. II.1.2.3.1.*). Cette intervention du réflexe va limiter l'amplitude articulaire par l'augmentation du niveau d'activation des muscles soumis à l'étirement. De plus, la perception de la douleur semble être un élément déterminant dans la mesure de l'amplitude articulaire maximale (Magnusson et al., 1996a; Magnusson et al., 1996b). Par ailleurs, pour compléter l'évaluation des propriétés mécaniques de la CEP, les paramètres tels que la souplesse articulaire et le couple passif produit lors d'étirements sont des indices pertinents utilisés dans le milieu clinique pour juger, par exemple, de la récupération d'un athlète après une opération ou une lésion tendineuse (e.g., Bressel et McNair, 2001).

### ***III.1.3. Propriétés mécaniques du SMA***

#### ***III.1.3.1. La relation couple-angle***

Les étirements passifs *in vivo* sont classiquement réalisés à l'aide d'un dynamomètre isocinétique, en mobilisant l'articulation à vitesse angulaire constante lors d'un mouvement cyclique et en mesurant dans le même temps l'angle articulaire et le couple de force passif

développé en résistance à l'étirement (Magnusson et al., 1997; Magnusson, 1998; Riemann et al., 2001; Reid et McNair, 2004). La reproductibilité et la validité des mesures de couple passif et d'angle articulaire par ce type de matériel ont déjà été démontrée au sein de notre laboratoire (Nordez et al., 2008a). Nous pouvons évoquer quatre éléments qui doivent être pris en compte lors d'expérimentations visant à caractériser le SMA passif :

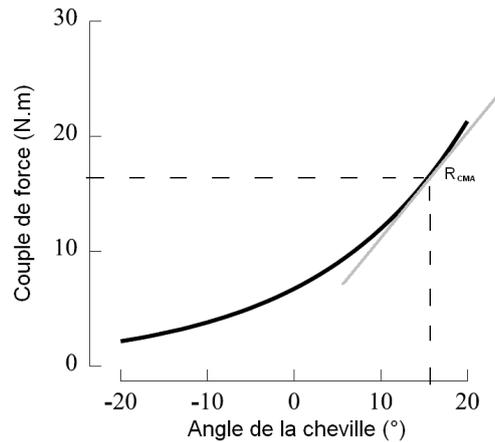
- Une adaptation des propriétés mécaniques passives du SMA au cours des premiers cycles de charge-décharge a été mise en évidence dans la littérature (e.g., Hill, 1968; Axelson et Hagbarth, 2001). Plusieurs hypothèses ont été avancées pour expliquer cette adaptation (Nordez et al., 2009e). Afin de ne pas prendre en compte cette adaptation, les propriétés mécaniques doivent être déterminées à partir du 4<sup>e</sup> cycle de charge-décharge (e.g., McNair et al., 2002; Nordez, 2006; Nordez et al., 2009e).
- Les structures biologiques décrivant un comportement viscoélastique, la vitesse angulaire des étirements passifs influence la relation entre le couple de force externe passif et l'angle articulaire (Nordez et al., 2008b). De plus, les vitesses d'étirement faibles permettent de limiter le réflexe à l'étirement (Hufschmidt et Mauritz, 1985). La vitesse d'étirement a donc été fixée à une vitesse faible (i.e., 5°/s) pour l'ensemble de nos expérimentations en condition passive.
- Le couple de force produit en flexion plantaire par la cheville est influencé par la position de l'articulation du genou. Ainsi le couple de force produit lors d'un étirement de la cheville est moins important lorsque le genou est fléchi simplement parce que les structures bi-articulaires (i.e., le plantaire et les gastrocnémiens) sont relâchées dans cette position (Riener et Edrich, 1999; Orishimo et al., 2008).
- Afin d'être certain d'effectuer ces tests en condition passive et d'éviter qu'une contraction volontaire ou réflexe n'influence la mesure de couple de force passif, l'utilisation de l'électromyographie de surface est nécessaire (e.g., Riemann et al., 2001). Le muscle est généralement considéré comme étant en condition passive si la valeur efficace de l'activité électromyographique de surface (EMGs) pendant le test est inférieure à 1% de la valeur efficace de l'activité EMGs maximale mesurée lors de la contraction maximale isométrique volontaire (McNair et al., 2001; McNair et al., 2002; Reid et McNair, 2004; Gajdosik et al., 2007; Nordez et al., 2008b; Nordez et al., 2008c; Nordez et al., 2009f; Nordez et al., 2009e). Classiquement, les étirements passifs cycliques effectués sur les fléchisseurs plantaires de la cheville se déroulent sur une amplitude correspondant à 80% de l'amplitude maximale en flexion plantaire et en flexion dorsale pour limiter les réflexes

à l'étirement (McNair et al., 2002; Bressel et al., 2004; Nordez et al., 2009f; Nordez et al., 2009e). Cela nécessite préalablement de déterminer l'amplitude articulaire maximale (i.e., la souplesse).

Une fois ces éléments pris en compte, il est possible d'obtenir la relation entre le couple passif et l'angle articulaire qui permet de caractériser un certain nombre de paramètres mécaniques décrits par la suite.

### III.1.3.2. La raideur du SMA

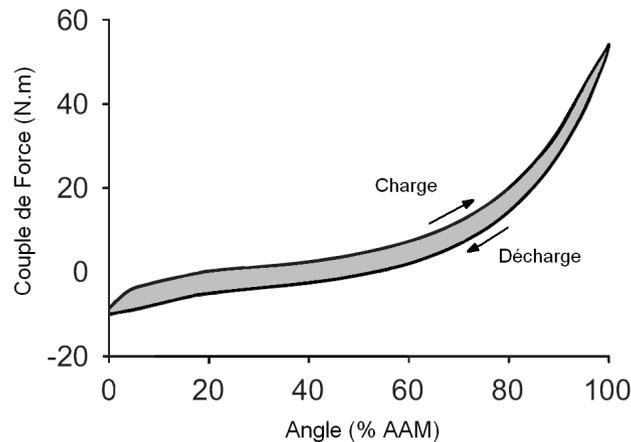
Au cours d'un mouvement de flexion dorsale de la cheville, la relation entre le couple de force passif et l'angle de la cheville permet de déterminer la raideur des structures du SMA impliquées en flexion plantaire comme la pente de la relation pour une valeur de couple de force ou d'angle donnée (Figure 39). L'augmentation du couple passif avec l'angle articulaire étant non linéaire, il est alors possible pour chaque angle de caractériser la raideur passive du SMA (Figure 39). Il est également possible de déterminer la raideur du SMA à partir d'un tel protocole par l'application de différents modèles mathématiques à la relation couple-angle obtenue. En effet, Nordez et al. (2006) ont comparé les valeurs d'une raideur ou indice de raideur obtenues par trois modèles classiquement utilisés dans la littérature à partir des mêmes données expérimentales. Outre le modèle de degré 4 permettant de déterminer une raideur pour un couple ou un angle donné (Magnusson et al., 1996a; Magnusson, 1998; Riemann et al., 2001), un modèle de degré 2 et un modèle exponentiel de Sten Knudsen (*Cf. II.4.1.4.1.*, équation [17]) permettent de déterminer des indices de raideur normalisés par rapport à l'angle et par rapport au couple de force respectivement. Ainsi, ces indices de raideur sont des paramètres pertinents pouvant être déterminés et comparés entre différents sujets ne développant pas le même niveau de couple passif et n'étant pas aussi souples pour effectuer un mouvement sur la même amplitude articulaire. Les indices de raideur passive peuvent être utilisés pour étudier l'évolution de la raideur du SMA après les sollicitations chroniques indépendamment des évolutions induites au niveau de la souplesse articulaire et/ou du couple de force passif développé en résistance à l'étirement (*Cf. Partie 2*). Les valeurs de raideur classiquement évaluées pour des étirements passifs cycliques réalisés à 80% de l'amplitude articulaire maximale de la cheville se situent à environ 0.96–1.71 N.m.<sup>°-1</sup> (Pour une revue, voir Nordez, 2006).



**Figure 39** : Relation entre le couple de force et l'angle articulaire de la cheville. La raideur du système musculo-articulaire ( $R_{SMA}$ ) est caractérisée comme la pente de la tangente en un point de couple ou d'angle donné (adapté de Moseley et al., 2001).

### III.1.3.3. Les propriétés dissipatives du SMA

Lors d'un étirement passif, les structures du SMA emmagasinent de l'énergie potentielle élastique. Ces structures dissipent une partie de cette énergie lors de la décharge d'un étirement cyclique. Les énergies élastiques potentielles emmagasinée (EE) et restituée (ER) lors d'étirements cycliques sont déterminées respectivement comme l'aire sous la relation couple-angle de charge et de décharge (Magnusson, 1998; Nordez et al., 2008c). Il est également possible de déterminer l'énergie potentielle élastique dissipée qui correspond à l'aire de l'hystérésis formé entre les courbes de charge et de décharge (Figure 40).



**Figure 40** : Relation couple-angle obtenue lors d'un étirement cyclique de la cheville. L'énergie dissipée correspond à la zone grisée qui peut être calculée comme la différence des aires sous les courbes de charge (i.e., énergie emmagasinée) et de décharge (i.e., énergie restituée) (adapté de Nordez et al., 2009a). *AAM* : amplitude articulaire maximale.

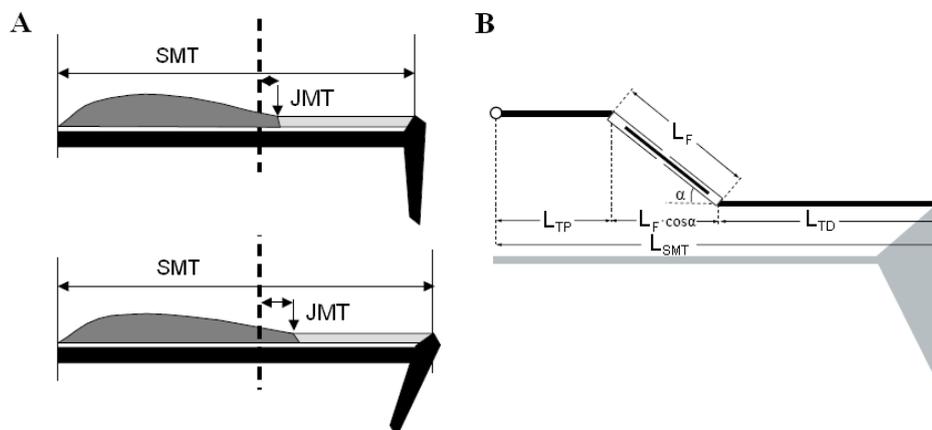
Elle peut être exprimée sous la forme d'un coefficient de dissipation (CD, Cf. II.2.2) qui correspond à la proportion d'énergie potentielle élastique dissipée en rapport de l'énergie potentielle élastique totale emmagasinée (Nordez et al., 2008b; Nordez et al., 2008c; Nordez

et al., 2009e). Pour la cheville, il a été montré qu'environ 21% de l'énergie emmagasinée lors de la charge est dissipée par le système musculo-articulaire passif au cours d'un cycle à vitesse faible et que ce coefficient de dissipation augmente avec la vitesse angulaire d'étirement (Nordez et al., 2009a).

#### III.1.4. Dissociation des comportements musculaires et tendineux ( $CEP_1/CEP_2$ )

La caractérisation globale du SMA passif a récemment été améliorée par l'évaluation spécifique du comportement des structures tendineuses et musculaires grâce à l'utilisation de l'imagerie ultrasonore. Depuis quelques années, plusieurs auteurs se sont en effet intéressés au comportement spécifique des muscles fléchisseurs plantaires de la cheville et du tendon d'Achille lors d'un étirement passif cyclique ou statique (e.g., Muramatsu et al., 2001; Muraoka et al., 2002; Kubo et al., 2005; Kawakami et al., 2008; Morse et al., 2008a; Abellaneda et al., 2009).

Il est possible de mesurer directement le déplacement de la JMT du GM lors des étirements passifs (Figure 41-A). Dans ce cadre, les déplacements des structures distales à partir de l'insertion du GM (tendon libre et tendon proximal des gastrocnémiens) d'une part, puis des structures proximales (structures musculaires des gastrocnémiens et le tendon proximal) d'une autre part sont évalués (Morse et al., 2008a). Par ailleurs, il est possible d'évaluer l'architecture du muscle (i.e., angle de pennation et longueur de fascicule) et d'en déduire la modification de longueur des structures passives en série (tendons proximal et distal ainsi que les aponévroses) (Figure 41-B) (Herbert et al., 2002; Abellaneda et al., 2009).

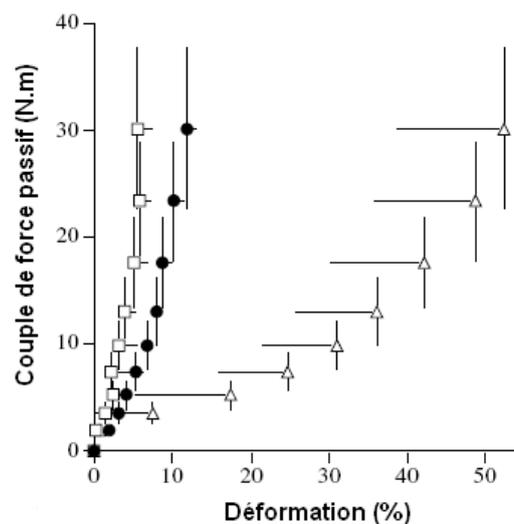


**Figure 41** : Schématisations des deux principales méthodes pour évaluer le comportement des structures musculaires et tendineuses du système musculo-tendineux (SMT) lors d'étirements passifs. (A) Evaluation du déplacement de la jonction myotendineuse (JMT) du gastrocnémien médial (Morse et al., 2008a), (B) Evaluation de la modification de l'architecture musculaire (i.e., longueur des fascicules [ $L_F$ ] et angle de pennation [ $\alpha$ ]) du gastrocnémien (Sugisaki et al., 2005).  $L_{SMT}$  : longueur du système muscle-tendon,  $L_{TP}$  : longueur du tendon proximal,  $L_{TD}$  : longueur du tendon distal

Il a alors été montré que, lors d'un étirement passif des fléchisseurs dorsaux réalisé jambe fléchie *in vivo*, seulement 27% de l'allongement de l'ensemble muscle-tendon des muscles gastrocnémiens est effectivement transmis aux fascicules (Herbert et al., 2002). Ceci implique qu'environ 73% de la modification de longueur de l'ensemble muscle-tendon est expliqué par l'allongement des structures placées en série des fascicules musculaires (i.e., tendon et aponévrose). Lorsque la jambe est tendue, la contribution relative de l'allongement des fascicules musculaires représente environ 50% de l'allongement total du SMT (Kawakami et al., 1998; Maganaris, 2003; Morse et al., 2008a). La différence de position de la jambe explique ces différences de résultats puisque la longueur du SMT des gastrocnémiens est diminuée lorsque la jambe est fléchie.

Cependant, en considérant les longueurs initiales du tendon, de l'aponévrose et des fascicules musculaires, il a été montré que lors d'un étirement passif des muscles fléchisseurs plantaires jambe tendue (Figure 42), la déformation des fascicules du GM est environ cinq fois plus importante que la déformation du tendon et dix fois plus importante que la déformation de l'aponévrose (Kubo et al., 2005). Cela confirme les travaux initialement développés sur l'animal montrant que le muscle mobilisé passivement est plus compliant que le tendon ou l'aponévrose (Trestik et Lieber, 1993).

Par ailleurs, les résultats des expérimentations reportées ici ne font l'objet que de la charge exercée sur les fléchisseurs plantaires lors d'étirements passifs. La décharge lors de ces étirements sera ainsi prise en compte dans notre **étude 5** afin de déterminer les propriétés dissipatives des tissus musculaires et tendineux lors d'un étirement cyclique complet.



**Figure 42** : Relations entre le couple de force passif et la déformation du tendon (●), de l'aponévrose (□) et des fascicules musculaires (△) (Kubo et al., 2005)

Ainsi, le comportement spécifique des structures musculaires et tendineuses est le plus souvent associé à un couple de force passif global produit par l'ensemble des structures du SMA en résistance à l'étirement. La principale limite est alors de mettre en regard une mesure globale (i.e., le couple de force passif) avec une mesure locale du déplacement de la JMT d'un muscle. Afin d'évaluer de manière plus précise les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses des gastrocnémiens, il serait particulièrement pertinent de caractériser la force générée par le SMT des gastrocnémiens isolément plutôt que le couple de force passif global. Dans ce contexte, le modèle de Hoang et al. (2005) présenté dans le paragraphe suivant semble particulièrement approprié.

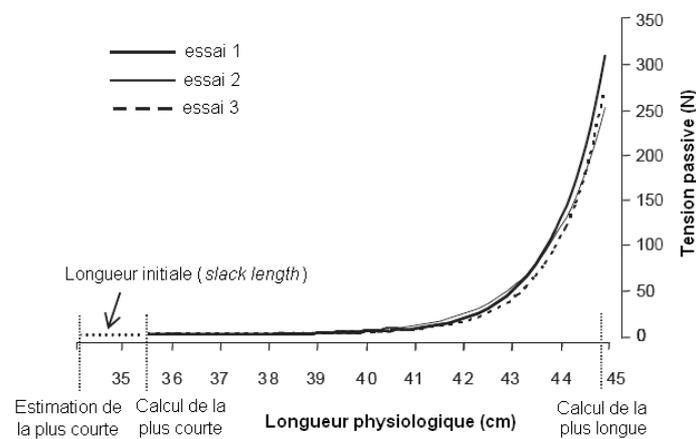
### III.1.5. La relation force-longueur des gastrocnémiens

Les gastrocnémiens peuvent être considérés comme les seules structures croisant les articulations de la cheville et du genou qui produisent un couple passif significatif (Hoang et al., 2005). Ainsi, il est possible d'évaluer le comportement spécifique du SMT des gastrocnémiens en modifiant l'angle de l'articulation du genou lors de la caractérisation des propriétés mécaniques de la cheville. Herzog et al. (1988) ont ainsi développé une méthodologie permettant, lors de contractions, de dissocier les contributions des structures mono-articulaires (e.g., ligaments, capsule articulaire, muscles) et bi-articulaires afin d'établir la relation force-allongement en condition active (Herzog et ter Keurs, 1988). Hoang et al. (2005) ont adapté cette méthode en condition passive pour déterminer la relation force-longueur des gastrocnémiens. La méthode consiste tout d'abord à établir les relations couple-angle lors d'étirements passifs imposés à l'articulation de la cheville en flexion dorsale et à différents angles de flexion du genou. Ainsi, plus le genou est en position fléchie et plus le SMT des gastrocnémiens est relâché et donc moins sa contribution dans le couple passif développé lors de l'étirement est importante. Le couple de force mesuré ( $C_{cheville}$ ) est la somme des couples de force développés par les structures bi-articulaires (i.e., les gastrocnémiens,  $C_1$ ) et les structures mono-articulaires sollicitées en flexion plantaire ( $C_2$ ) et en flexion dorsale ( $C_3$ ) (Equation [22]) (Hoang et al., 2005).

$$C_{cheville} = C_1 + C_2 + C_3 \quad [22]$$

$$\text{avec} \quad \begin{array}{lll} C_1 = a_p \times e^{k_p(\theta_a - \theta_p)} - a_p & \text{pour } \theta_a > \theta_p & C_1 = 0 \quad \text{pour } \theta_a < \theta_p \\ C_2 = a_d \times e^{k_d(\theta_D - \theta_a)} - a_d & \text{pour } \theta_a < \theta_D & C_2 = 0 \quad \text{pour } \theta_a > \theta_D \\ C_3 = m_g \times \left( a_g \times e^{k_g(l_g - L_{0G})} - a_g \right) & \text{pour } l_g > L_{0G} & C_3 = 0 \quad l_g < L_{0G} \end{array}$$

avec  $a_p$ ,  $k_p$ ,  $a_d$ ,  $k_d$  les constantes déterminant la raideur des structures mono-articulaires de la cheville ;  $\theta_p$ ,  $\theta_D$  les angles de la cheville auxquels les structures mono-articulaires de la cheville ne contribuent plus à la production de tension en flexion plantaire et dorsale respectivement ;  $a_g$ ,  $k_g$  les constantes déterminant la raideur du SMT des gastrocnémiens ;  $L_{0G}$  la longueur pour laquelle le SMT des gastrocnémiens ne contribue plus à la production de tension ;  $\theta_a$  l'angle de la cheville ;  $l_g$  et  $m_g$  la longueur et le bras de levier du système muscle-tendon des gastrocnémiens respectivement.  $L_g$  et  $m_g$  sont déterminés à partir des angles articulaires du genou et de la cheville ainsi que de mesures anthropométriques par l'utilisation du modèle de Grieve et al. (1978) (Cf. I.1.2.2.2., équation [2]).



**Figure 43** : Relations entre la force passive et la longueur du SMT des gastrocnémiens pour un sujet le même jour (essais 1 et 2) et à une semaine d'intervalle (essai 3) (adapté de Hoang et al., 2005).

Les valeurs des 9 paramètres du modèle de Hoang (i.e.,  $a_p$ ,  $k_p$ ,  $a_d$ ,  $k_d$ ,  $\theta_p$ ,  $\theta_D$ ,  $a_g$ ,  $k_g$  et  $l_G$ ) sont estimées par la mise en œuvre d'une technique d'optimisation en vue de minimiser la somme des carrés des différences entre le couple calculé par l'équation [22] et le couple passif mesuré expérimentalement. La relation force-longueur des gastrocnémiens est alors obtenue (Figure 43) avec 3 paramètres (i.e.,  $a_g$ ,  $k_g$  et  $l_G$ , équation [23]) alors qu'il est nécessaire d'estimer 9 paramètres lors de l'optimisation. Lors d'une telle optimisation, la difficulté est alors de vérifier l'unicité des solutions numériques obtenues par optimisation sur les différents paramètres.

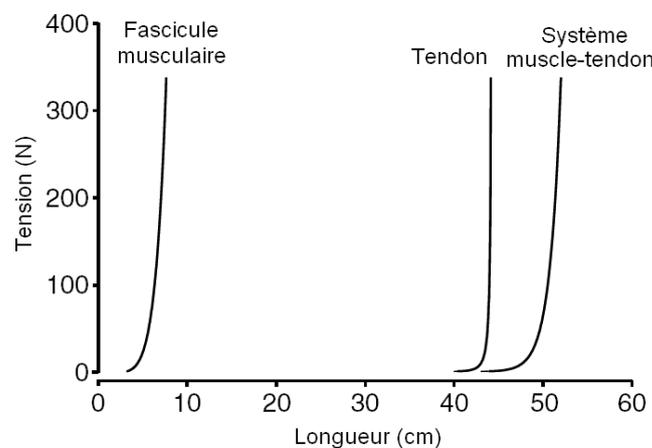
$$F_{\{l_g\}} = a_g \times e^{k_g(l_g - l_G)} - a_g \quad \text{pour } l_g > l_G \quad [23]$$

Une multiplicité de solutions numériques pourrait potentiellement expliquer la faible reproductibilité notamment de  $a_g$  (Hoang et al., 2005). En effet, ces 9 paramètres s'influençant mutuellement peuvent ainsi aboutir à des solutions non-physiologiques. Pour améliorer le modèle de Hoang et al. (2005), il serait donc pertinent de réduire le nombre de paramètres à

évaluer par optimisation pour ainsi diminuer l'incertitude liée à l'unicité de la solution. Une proposition allant dans ce sens est formulée dans notre **étude 5**, ce qui devrait permettre d'améliorer la méthode initialement proposée par Hoang et al. (2005). Si cette méthode permet de déterminer les paramètres de raideur relatifs au SMT des gastrocnémiens, elle ne permet pas d'évaluer les propriétés dissipatives (i.e., impossibilité d'utiliser la décharge dans l'analyse).

### III.1.6. La relation force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens

En combinant l'utilisation de l'échographie pendant les étirements passifs à différents angles de flexion du genou avec le modèle de Hoang et al. (2005), une étude récente a déterminé la relation entre la force passive des gastrocnémiens et la variation de la longueur des fascicules musculaires lors d'étirements passifs de la cheville réalisés à différents angles de flexion du genou (Hoang et al., 2007b). Les relations force-longueur des fascicules des gastrocnémiens et des structures tendineuses placées en série ont alors été établies (Figure 44).



**Figure 44** : Relations force-longueur des fascicules musculaires, des structures tendineuses et du système muscle-tendon des gastrocnémiens obtenues pour un sujet (Hoang et al., 2007b).

Dans cette étude de Hoang et al. (2007b), la contribution des fascicules musculaires dans la variation de longueur du SMT était évaluée à environ 50%. Cette contribution relative correspond à une déformation d'environ 85% des fascicules musculaire par rapport à leur longueur initiale (i.e., au repos). La déformation maximale du tendon était estimée dans cette même étude à 9%. Néanmoins, la reproductibilité des paramètres déterminés avec cette méthode n'a, à notre connaissance, jamais été démontrée.

## III.2. Résumé / Objectif

Les propriétés mécaniques des structures de la composante élastique parallèle peuvent être évaluées de manière globale *in vivo* par une sollicitation passive externe (Magnusson, 1998; Gajdosik, 2001; McNair et al., 2001; McNair et al., 2002). Aussi, dans un premier temps, nous établirons les relations couple-angle afin d'évaluer la raideur passive et les propriétés dissipatives du SMA. Pour mieux comprendre l'adaptation des propriétés mécaniques du SMA à diverses sollicitations, il est nécessaire de déterminer plus précisément et spécifiquement le comportement des différentes structures impliquées. Ainsi, dans un second temps, l'utilisation de l'imagerie ultrasonore nous permettra d'évaluer le comportement spécifique des structures musculaires et tendineuses lors de l'étirement (Muraoka et al., 2002; Morse et al., 2008a; Abellaneda et al., 2009). De plus, des travaux récents ont permis d'évaluer la force passive développée en résistance à l'étirement par le SMT des gastrocnémiens au sein du TS (Hoang et al., 2005; Hoang et al., 2007a). Dans un troisième temps, nous proposerons des solutions afin d'améliorer la méthode mise en place par Hoang et al. (2005) pour ainsi identifier de manière reproductible et valide (i.e., solutions physiologiques) des paramètres permettant de caractériser les propriétés mécaniques du SMT des gastrocnémiens. L'utilisation de cette méthode spécifique associée à l'utilisation de l'imagerie ultrasonore nous permettra enfin de caractériser les relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens (Hoang et al., 2007b). L'objectif de notre étude sera donc d'améliorer la détermination de la force passive des gastrocnémiens et du comportement spécifique des structures musculaires et tendineuses puis d'évaluer la reproductibilité des paramètres mécaniques pertinents relatifs au SMT, au muscle et au tendon des gastrocnémiens en condition passive *in vivo*.

### III.3. Etude n°5 : Caractérisation des propriétés mécaniques de la CEP *in vivo* : études de reproductibilité.

Cette étude a fait l'objet de la publication suivante : *Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo* (2010) (Annexe 3).

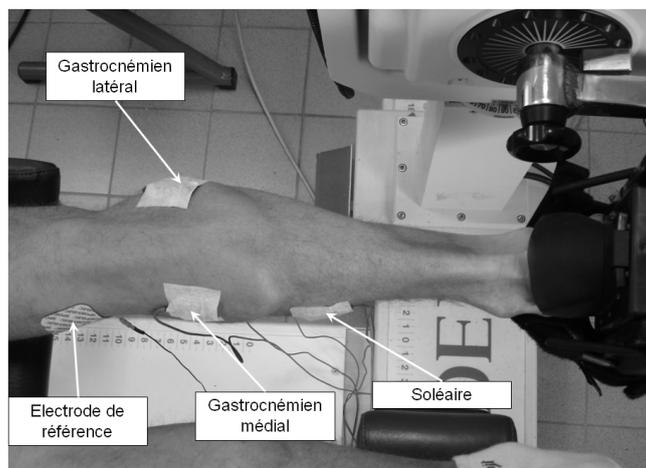
#### III.3.1 Matériels et méthodes

##### III.3.1.1. Population

Quinze sujets ( $25.1 \pm 3.5$  ans,  $177.5 \pm 8.1$  cm,  $74.2 \pm 9.7$  kg) se sont portés volontaires pour participer à cette étude. Les sujets ont été informés des différents tests réalisés et ont signé une fiche de consentement de participation. Cette étude a été réalisée en accord avec la convention d'Helsinki (1964). Les sujets pratiquaient différentes spécialités sportives, mais aucun d'entre eux ne participait à un programme de renforcement musculaire ou de développement de la souplesse au moment de l'étude.

##### III.3.1.2. Matériels et méthodes

Les étirements ont été réalisés par un dynamomètre mono-segmentaire isocinétique Biodex Pro System 3 (Biodex medical, Shirley, N.Y., EU). Afin de s'assurer des conditions passives pendant les différentes expérimentations, les activités électromyographiques de surface (EMGs) ont été déterminées pour les muscles du TS et le TA (Figure 45).

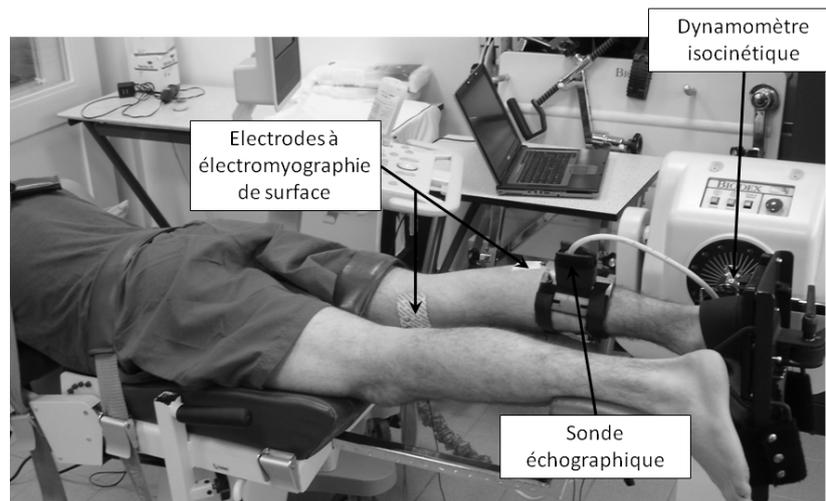


**Figure 45** : Disposition des électrodes à électromyographie de surface sur les muscles du triceps sural. Les électrodes sont disposées selon les recommandations S.E.N.I.A.M. (Hermens et al., 2000)

Les électrodes EMGs ont été disposées sur les différents muscles de la jambe droite (GL, GM, SO et TA) selon les recommandations du projet S.E.N.I.A.M. (Hermens et al., 2000) et l'électrode de référence a été placée sur l'épicondyle médial du genou de la jambe droite. Lors de tous les traitements présentés, le 4<sup>e</sup> ou le 5<sup>e</sup> cycle était considéré et nous avons vérifié que l'activité EMGs lors du cycle considéré était inférieure à 1% de l'activité EMGs maximale (e.g., McNair et al., 2001)

Ces activités EMGs ont été enregistrées de façon synchronisée avec l'angle articulaire, la vitesse angulaire et le couple de force externe développé par le sujet grâce à des électrodes actives de surface avec une distance inter-électrode de 10 mm (DE-2.1, Delsys® Inc, Boston, MA, EU). Les signaux ont été échantillonnés à 1000Hz avec un convertisseur A/D (National Instrument, Delsys® Inc, Boston, MA, EU) et enregistrés grâce au logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys® Inc, Boston, MA, EU). Pendant les différents étirements passifs de la cheville, le déplacement de la JMT du GM a été caractérisé grâce à l'utilisation d'un système d'imagerie ultrasonore (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, EU) équipé d'une sonde électronique plate de 4 cm (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, EU).

Le déplacement de la JMT du GM était enregistré lors des différents étirements passifs de la cheville. L'enregistrement vidéo échantillonné à 25Hz était synchronisé avec les signaux électro-physiologiques et mécaniques grâce à l'utilisation d'une pédale spécifique.



**Figure 46** : Position du sujet lors des étirements passifs de la cheville. Un ordinateur permet d'enregistrer simultanément les données électromyographiques, échographiques et mécaniques (i.e., couple de force passif, position et vitesse articulaire)

Afin d'évaluer les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses des gastrocnémiens, des étirements passifs cycliques de la cheville à différents angles de flexion du genou ont été effectués. Six sujets ont réalisé l'expérimentation en position assise avec

l'angle de la hanche fixé à 110°. Neuf sujets ont réalisé l'expérimentation en décubitus ventral (i.e., angle de la hanche fixé à 180°). La différence au niveau de la position expérimentale n'a pas eu d'impact sur la détermination des propriétés mécaniques des gastrocnémiens étant donné que la longueur des groupes musculaires était identique pour les seize sujets et que chaque sujet était placé dans la même position lors des deux sessions de test.

### III.3.1.3. Protocole de test

Afin de tester la reproductibilité des paramètres mesurés, les deux tests réalisés à deux jours d'intervalle ont été effectués dans la même position expérimentale. Dans un premier temps, le sujet effectuait deux essais de contraction maximale volontaire isométrique en flexion plantaire (MVC FP) puis en flexion dorsale (MVC FD) dans la position jambe tendue avec l'angle de la cheville fixé à 0° (i.e., position orthogonale du pied par rapport au tibia) afin de normaliser les signaux EMGs. Deux minutes de récupération entre chaque tentative étaient respectées. Il était explicitement demandé aux sujets de se relâcher au maximum lors de tous les tests réalisés en condition passive. Un feedback de l'activité EMGs était vidéo-projeté au sujet et était visible par l'expérimentateur. La sonde de l'échographe était fixée et maintenue à l'aide d'un support rigide fixé sur la zone à explorer (i.e., JMT du GM la plus distale possible repérée initialement par échographie) afin de maintenir en position la sonde lors des étirements sans comprimer de manière excessive les tissus. Dans un premier temps, l'amplitude articulaire maximale de la cheville a été déterminée jambe tendue en flexion dorsale (RoM<sub>T</sub> FD), en flexion plantaire (RoM<sub>T</sub> FP) et en flexion dorsale genou fléchi à 100° (RoM<sub>F</sub> FD, 180° = extension complète). Cinq cycles d'étirements en charge-décharge (vitesse d'étirement constante fixée à 5°/s) de 80% de l'amplitude maximale en flexion plantaire et dorsale étaient alors réalisés à 6 angles de flexion du genou (180, 165, 150, 135, 120 et 100°). Les positions des différents éléments du dynamomètre correspondantes aux 6 postures du sujet aux différents angles de flexion du genou considérés étaient systématiquement repérées pour être reproduites lors du second test.

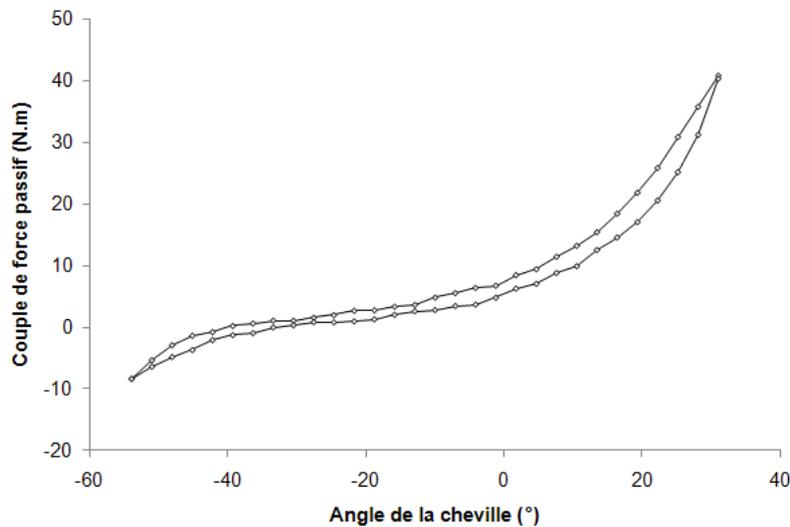
L'ensemble des données obtenues lors de ce protocole d'étirements passifs a donné lieu à plusieurs analyses permettant de caractériser les relations couple-angle (Cf. **III.3.2.**), couple-allongement (Cf. **III.3.3.**), force-longueur du SMT des gastrocnémiens (Cf. **III.3.4.**) et enfin les relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens (Cf. **III.3.5.**). Pour chacune de ces analyses, le traitement des données et les résultats seront présentés distinctement. Le coefficient de corrélation intra-classe (CCI) (2, k) (Fleiss, 1986; Hopkins,

2000), l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) ont été calculés pour l'ensemble des paramètres déterminés.

### III.3.2. Relations couple-angle

#### III.3.2.1. Traitement des données

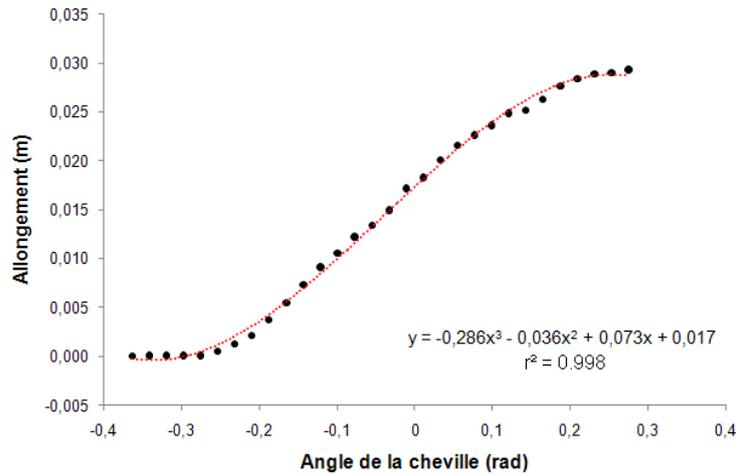
Le couple de force et l'angle articulaire de la cheville étaient extraits lors de la charge et de la décharge du cinquième cycle d'étirement réalisé à chaque angle de flexion du genou. Trente données en charge et trente données en décharge étaient extraites de manière homogène sur l'ensemble du cycle d'étirement aux différents angles de flexion du genou.



**Figure 47** : Exemple de relation couple-angle obtenue pour un sujet lors du cinquième cycle d'étirement réalisé jambe tendue ( $\theta_k = 180^\circ$ ).

La relation couple-angle de la cheville (Figure 47) était établie aux différents angles de flexion du genou. Le couple passif maximal développé en flexion dorsale maximale jambe tendue (80% de  $RoM_{TFD}$ ) a été déterminé lors du cinquième cycle d'étirement.

Un modèle de troisième ordre a été appliqué à la relation allongement-angle et le bras de levier a été identifié comme la dérivée de la fonction du modèle pour un angle articulaire de cheville de  $0^\circ$  (i.e., pied perpendiculaire au tibia). Un exemple de relation allongement-angle obtenu pour un sujet est représenté Figure 48.



**Figure 48** : Relation entre l'allongement du muscle et l'angle de la cheville pour un sujet. Un modèle de degré 3 a été appliqué à la relation (pointillé). La longueur du bras de levier a ensuite été calculée par l'utilisation de la dérivée pour un angle de  $0^\circ$  (i.e., pied perpendiculaire au tibia)

### III.3.2.2. Résultats / Discussion

Les résultats de reproductibilité des paramètres de couple passif maximal développé en flexion dorsale et de souplesse articulaire de la cheville sont exposés dans le Tableau 13.

**Tableau 13** : Reproductibilité des différents paramètres fonctionnels.

	Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM
<b><math>C_{max}</math> (N.m)</b>	$38.2 \pm 13.9$	$36.7 \pm 11.5$	0.93	9.3	3.5
<b>*<math>RoM_{T_{FP}}</math> (<math>^\circ</math>)</b>	$55.5 \pm 6.5$	$55.4 \pm 6.2$	0.91	1.9	3.5
<b>*<math>RoM_{T_{FD}}</math> (<math>^\circ</math>)</b>	$41.7 \pm 5.3$	$41.4 \pm 5.6$	0.93	1.4	3.3
<b>*<math>RoM_{F_{FD}}</math> (<math>^\circ</math>)</b>	$49.8 \pm 3.0$	$51.9 \pm 5.6$	0.77	2.1	4.4

$C_{max}$  : couple de force passif maximal,  $RoM_{T_{FP}}$  : amplitude maximale de la cheville en flexion plantaire jambe tendue,  $RoM_{T_{FD}}$  : amplitude maximale de la cheville en flexion dorsale jambe tendue,  $RoM_{F_{FD}}$  : amplitude maximale de la cheville en flexion dorsale genou fléchi à  $80^\circ$ . CCI : coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure. Les résultats sont exprimés sous la forme moyenne  $\pm$  écart-type. \* Les tests de reproductibilité n'ont été réalisés que sur 6 sujets.

La reproductibilité des paramètres fonctionnels est très bonne excepté pour le paramètre  $RoM_{F_{FD}}$  qui présente un CCI inférieur à 0.8 mais un coefficient de variation très faible (i.e., 2.1%). Le paramètre n'a été testé que sur 6 sujets et varie très peu entre les sujets, ce qui peut expliquer la faiblesse du CCI. Il est cependant de moindre importance au regard du but de notre étude.

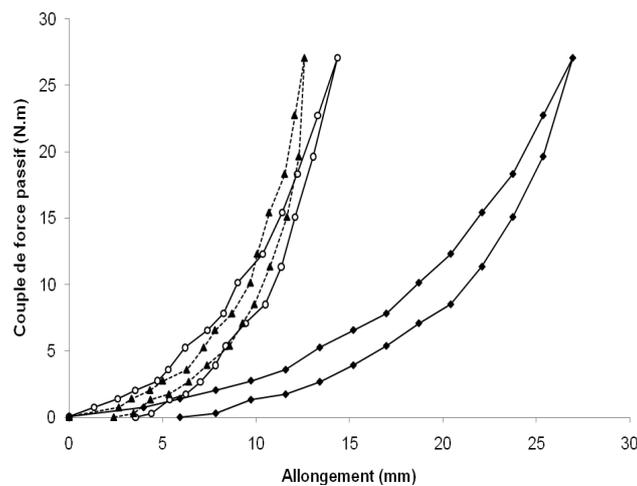
Concernant l'évaluation du BdL, les valeurs des  $r^2$  pour l'ajustement du modèle de troisième ordre sur les données expérimentales sont excellentes (test 1 :  $0.98 \pm 0.02$  ; test 2 :

$0.97 \pm 0.02$ ) avec des longueurs de bras de levier évaluées à  $5.72 \pm 0.78$  cm pour le test 1 et à  $5.84 \pm 0.80$  cm pour le test 2. Les résultats de reproductibilité de la mesure du BdL par échographie montrent un CCI de 0.84, un CV de 5.7% et une ESM de 3.2mm. Les résultats montrent une bonne reproductibilité des valeurs de longueur de bras de levier du tendon d'Achille caractérisées par échographie. Les valeurs de longueur de BdL déterminées dans notre étude sont cohérentes avec les valeurs précédemment caractérisées dans la littérature avec, pour les fléchisseurs plantaires de la cheville, un BdL compris entre 4.7 et 6.1 cm (Maganaris et al., 2006). Ces valeurs sont aussi en accord avec les valeurs observées précédemment par IRM au repos (e.g., Maganaris et al., 1998a).

### III.3.3. Relations couple-allongement

#### III.3.3.1. Traitement de données

Pour chaque donnée de couple (ou d'angle), une image de la JMT du GM était identifiée. L'allongement du SMT était calculé grâce au modèle de Grieve et al. (1978) à partir des angles articulaires du genou et de la cheville ainsi que des données anthropométriques (Cf. I.1.2.2.2., équation [2]). L'allongement du muscle était déterminé à partir du déplacement de la JMT du GM lors de la charge et de la décharge. L'allongement du tendon était alors calculé comme la différence d'allongement du SMT et du muscle. Les relations entre le couple de force et l'allongement du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens (Figure 49) ont été caractérisées pour un couple de force positif (Morse et al., 2008a).



**Figure 49** : Exemple de relation Couple-Allongement du système muscle-tendon (—◆—), muscle (—○—) et tendon (---▲---) des gastrocnémiens pour un sujet lors du cinquième cycle d'étirement jambe tendue ( $\theta_k = 180^\circ$ ).

Un modèle de Sten-Knudsen a ainsi été ajusté sur la charge des 3 relations (Equation [24]).

$$C = \frac{E_0}{IR} \left( e^{\alpha(\Delta l - \Delta L_0)} - 1 \right) \quad \text{si } \Delta l > \Delta L_0 \quad [24]$$

$$C = 0 \quad \text{si } \Delta l < \Delta L_0$$

Avec  $C$  le couple de force passif,  $\Delta l$  l'allongement du SMT des gastrocnémiens,  $E_0$  et  $IR$  sont les paramètres déterminés par optimisation qui concernent la raideur.  $\Delta L_0$  est l'allongement initial des gastrocnémiens également déterminé par la méthode d'optimisation des moindres carrés (Levendberg–Marquardt algorithm: Marquard, 1966) grâce à une routine Matlab (Matlab v.7.0.1. Mathworks Inc., Natick, MA, EU) spécifiquement développée pour ces traitements.

Un indice de raideur (i.e.,  $IR$ ) indépendant du couple  $IR_{SMT}$ ,  $IR_M$  et  $IR_T$  a été identifié pour le SMT, les structures musculaires et les structures tendineuses respectivement. Une raideur maximale pour le couple maximal commun aux deux tests a été calculée pour le SMT, les structures musculaires et les structures tendineuses ( $R_{SMT}$ ,  $R_M$  et  $R_T$  respectivement) grâce à l'équation [25] :

$$R = IR \times C + E_0 \quad [25]$$

avec  $R$  la raideur,  $IR$  l'indice de raideur (i.e., paramètre du modèle de Sten-Knudsen),  $C$  le couple et  $E_0$  la raideur pour un couple nul.

L'énergie dissipée par chacune des structures considérées (i.e., SMT, muscle et tendon) a été caractérisée par la mesure de l'aire de l'hystérésis formé entre les courbes de charge et de décharge de la relation couple-allongement correspondante. Le coefficient de dissipation a alors été déterminé (Cf. III.1.3.3.2. et III.1.2.2.) pour le SMT ( $CD_{SMT}$ ), les structures musculaires ( $CD_M$ ) et les structures tendineuses ( $CD_T$ )

### III.3.3.2. Résultats / Discussion

Les résultats de reproductibilité associés aux relations couple-allongement du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens sont exposés dans le Tableau 14.

**Tableau 14** : Reproductibilité des différents paramètres mécaniques déterminés à partir des relations couple-allongement du système musculo-tendineux, du muscle et du tendon des gastrocnémiens.

	Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM
<b>SMT</b> $IR_{SMT}$ ( $mm^{-1}$ )	0.86 ± 0.19	0.83 ± 0.17	0.95	5.3	0.04
$R_{SMTmax}^*$	3131 ± 1087	3015 ± 987	0.98	4.8	169
$CD_{SMT}$ (%)	27.1 ± 2.6	28.1 ± 2.8	0.64	6.2	1.6
<b>Muscle</b> $IR_M$ ( $mm^{-1}$ )	2.02 ± 0.83	1.95 ± 0.85	0.93	10.9	0.22
$R_{Mmax}^*$	7474 ± 4135	7028 ± 3668	0.93	10.6	1006
$CD_M$ (%)	26.4 ± 5.6	26.0 ± 6.5	0.42	17.7	4.6
<b>Tendon</b> $IR_T$ ( $mm^{-1}$ )	1.25 ± 0.43	1.17 ± 0.53	0.81	37.2	0.21
$R_{Tmax}^*$	5197 ± 1094	5107 ± 1518	0.90	10.8	418
$CD_T$ (%)	26.3 ± 7.6	29.6 ± 5.3	0.31	32.1	5.4

*SMT* : système musculo-tendineux,  $IR_{SMT}$  : indice de raideur du système muscle-tendon des gastrocnémiens,  $IR_M$  : indice de raideur musculaire des gastrocnémiens,  $IR_T$  : indice de raideur tendineuse des gastrocnémiens,  $R_{SMTmax}$  : raideur passive maximale du système muscle tendon des gastrocnémiens calculée pour le couple de force passif maximal commun aux deux tests,  $R_{Mmax}$  : raideur passive musculaire maximale des gastrocnémiens calculée pour le couple de force passif maximal commun aux deux tests,  $R_{Tmax}$  : raideur passive tendineuse maximale des gastrocnémiens calculée pour le couple de force passif maximal commun aux deux tests,  $CD_{SMT}$  : coefficient de dissipation du système muscle-tendon des gastrocnémiens,  $CD_M$  : coefficient de dissipation des structures musculaires des gastrocnémiens,  $CD_T$  : coefficient de dissipation des structures tendineuses des gastrocnémiens, CCI: coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure. Les résultats sont exprimés sous la forme moyenne ± écart-type. \* Les tests de reproductibilité n'ont été réalisés que sur 6 sujets. \* : Paramètres de raideur caractérisés à partir des relations couple-allongement (en unité arbitraire).

L'utilisation de l'échographie pour observer le comportement des structures musculaires et tendineuses en condition passive aboutit ainsi souvent à la comparaison d'allongements maximaux et de couple passif développé pour un allongement donné (Morse et al., 2008a; Abellana et al., 2009) Néanmoins, il est possible de comparer la contribution relative du tendon et du muscle dans l'allongement total du SMT. Dans notre étude, l'allongement relatif du muscle par rapport à l'allongement total du SMT déterminé à partir des relations couple-allongement est plus important par rapport au tendon. L'allongement du muscle correspond à environ 57% de l'allongement du SMT (Test1 : 57.8 ± 7.3% ; Test2 : 56.2 ± 8.4%) contre 43% pour le tendon (Test1 : 42.2 ± 7.3% ; Test2 : 43.8 ± 8.4%). Ainsi, les valeurs d'allongement relatif observées pour le muscle et le tendon dans notre étude (57% pour le muscle et 43% pour le tendon) sont relativement proches de celles déterminées par différentes études (Hoang et al., 2007b; Morse et al., 2008a; Abellana et al., 2009). La comparaison la plus pertinente peut être effectuée avec l'étude de Morse et al. (2008) étant donné que le site d'observation est identique (i.e., JMT du GM). Ainsi, celle-ci montre que la

contribution relative de l'allongement du muscle en rapport de l'allongement du SMT est légèrement plus importante dans notre étude en comparaison de celle obtenue par Morse et al. (2008) (~53% pour le muscle vs. 47% pour le tendon). Un constat similaire peut être effectué en comparant nos résultats avec ceux déterminés dans l'étude de Hoang et al. (2007b) bien que le site d'observation soit différent (48% pour le muscle vs. 52% pour le tendon).

Au niveau des relations couple-allongement, la valeur moyenne de couple de force passif développé à l'amplitude maximale en flexion dorsale dans notre étude (i.e., 37.4 N.m) est par exemple similaire à celle déterminée par Morse et al. (2008) (i.e., 45.6 N.m) et Kubo et al. (2001) (i.e., 37.8 N.m).

L'évaluation de certains paramètres, évalués à partir de la relation couple-allongement et dont le CCI est inférieur à 0.8 (i.e.  $CD_{SMT}$ ,  $CD_M$  et  $CD_T$ ), ne sont pas reproductibles et ne seront donc pas conservés pour étudier l'effet des entraînements pliométrique et excentrique. Les paramètres présentant des CV compris entre 10 et 20% seront considérés avec précaution lors de l'analyse des effets d'une sollicitation aigue ou chronique (i.e.,  $IR_M$ ,  $R_{Mmax}$ ,  $R_{Tmax}$ ).

### ***III.3.4. Relations force-longueur du SMT des gastrocnémiens***

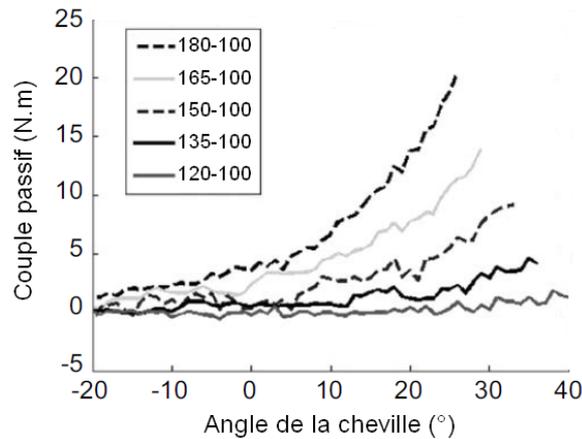
#### **III.3.4.1. Traitements de données**

Afin de déterminer la force passive spécifique du SMT des gastrocnémiens, le modèle de Hoang et al. (2005) a été modifié. Cette évolution, qui a fait l'objet d'un article (Nordez et al., 2010), a pour but d'améliorer la détermination des paramètres du modèle associés aux propriétés mécaniques du SMT des gastrocnémiens par optimisation afin d'éviter la caractérisation de solutions numériques non physiologiques. Deux modifications ont été apportées au modèle initial développé par Hoang et al. (2005) afin de réduire le nombre de paramètres à estimer par optimisation. La première modification concerne la contribution des structures mono-articulaires dans le couple passif produit en résistance à l'étirement qui a été écartée. Ainsi, la contribution des gastrocnémiens pour chaque angle du genou est déterminée directement grâce à l'équation [26] :

$$C_k - C_{100} = m_G(F_{Gk} - F_{G100}) \quad [26]$$

avec  $C_k$  et  $C_{Gk}$  le couple de force de la cheville et la force des gastrocnémiens déterminés à différents angles de flexion du genou (180, 165, 150, 135 et 120°),  $C_{100}$  et  $F_{G100}$  le couple de force de la cheville et la force des gastrocnémiens déterminés à 100° de flexion du genou,  $m_G$

est le bras de levier des gastrocnémiens estimé grâce au modèle de Grieve et al. (1978) et à la mesure de l'angle articulaire de la cheville (Cf. I.1.2.2.3.).



**Figure 50** : Exemples des relations couple-angle des fléchisseurs plantaires de la cheville calculées à partir des différences entre les relations obtenues aux différents angles de flexion du genou et à 100°.

La seconde modification concerne le modèle exponentiel utilisé par Hoang et al. (2005, 2007) pour construire la relation force-longueur des gastrocnémiens qui été remplacé par le modèle de Sten-Knudsen (1953) (Nordez et al., 2006). La force des gastrocnémiens ( $F_G$ ) est déterminée grâce à l'équation [28] :

$$F_G = \frac{E_0}{IR} (e^{IR(l-L_{0G})} - 1) \quad \text{si } l > L_{0G} \quad [28]$$

$$F_G = 0 \quad \text{si } l < L_{0G}$$

avec  $l$  la longueur du SMT des gastrocnémiens estimée grâce au modèle de Grieve et al. (1978) et à la mesure de l'angle articulaire de la cheville (Cf. I.1.2.2.3.),  $E_0$  et  $IR$  sont les paramètres déterminés par optimisation qui concernent la raideur,  $L_{0G}$  est la longueur initiale des gastrocnémiens (i.e., longueur à laquelle le SMT des gastrocnémiens ne participe plus à la production de tension passive lors de l'étirement) aussi déterminée par optimisation.

La raideur des gastrocnémiens ( $R_G$ ) peut ainsi être calculée grâce à l'équation [29] :

$$R_G = \alpha \times F_G + E_0 \quad [29]$$

L'avantage de ce modèle exponentiel est donc d'utiliser des paramètres qui ont directement un sens physique, ce qui n'était pas le cas dans le modèle initial. Il a par ailleurs été montré par une analyse de sensibilité qu' $E_0$ , représentant la raideur pour une force nulle, a une influence moins importante que les deux autres paramètres sur la relation force-longueur (Nordez et al., 2010).

Au regard des résultats de l'analyse de sensibilité, et suite à une discussion avec le Pr. Rob Herbert qui a dirigé les travaux ayant aboutit au développement du modèle de Hoang, le paramètre  $E_0$  a été supprimé pour l'ajustement du modèle exponentiel sur les relations force-longueur du SMT des gastrocnémiens. Cette modification n'a eu aucune influence sur la qualité des ajustements entre le modèle et les données expérimentales. Les équations [28] et [29] ont été remplacées par les équations [30] et [31] respectivement. Les résultats de reproductibilité obtenus pour ces paramètres tiennent compte de cette évolution du modèle.

$$F_G = \frac{1}{IR} \left( e^{IR(l-L_0)} \right) \quad \text{si } l > L_0 \quad [30]$$

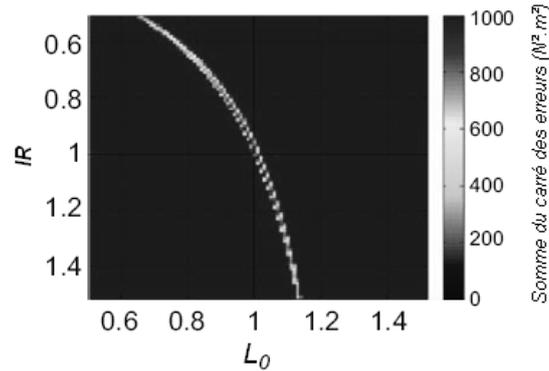
$$F_G = 0 \quad \text{si } l < L_0$$

$$R_G = IR \times F_G \quad [31]$$

Grâce à ces modifications, seuls deux paramètres (i.e.,  $IR$  et  $L_{0G}$ ) sont estimés par optimisation pour reconstruire la relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens, au lieu de 9 dans la méthode initialement développée par Hoang et al. (2005). Ces deux paramètres sont également pertinents à évaluer puisque le premier permet de caractériser la raideur musculo-tendineuse alors que le second permet de déterminer la longueur initiale du SMT des gastrocnémiens. A partir des deux paramètres, la force maximale pour une longueur de SMT maximale commune aux deux tests ainsi qu'une raideur maximale pour une force maximale commune aux deux tests ( $F_{Gmax}$  et  $R_{Gmax}$  respectivement) ont été caractérisées. Afin de vérifier l'unicité de la solution numérique trouvée pour les valeurs des deux paramètres estimés par l'optimisation, une analyse de sensibilité de l'erreur quadratique par rapport aux valeurs de ces deux paramètres a été effectuée.

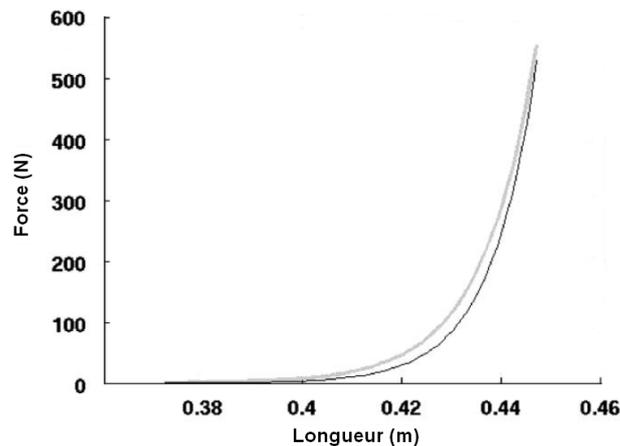
#### III.3.4.2. Résultats / Discussion

L'analyse de sensibilité indique que les solutions numériques pour les paramètres  $IR$  et  $L_{0G}$  sont uniques (Figure 51).



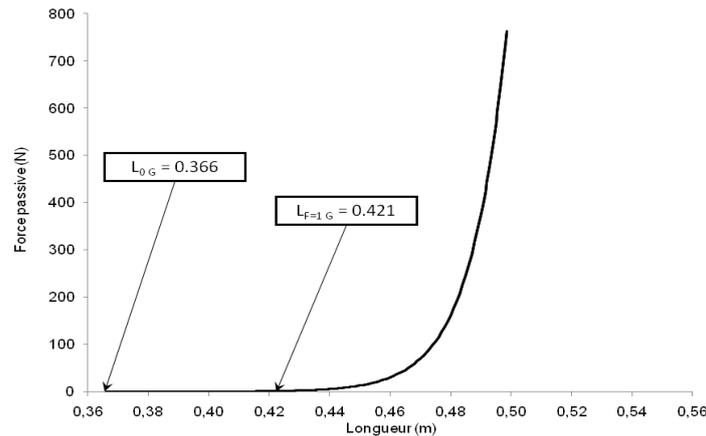
**Figure 51** : Résultats de l'analyse de sensibilité obtenus pour un sujet. Les cartes colorées représentent la somme du carré des différences entre les résultats expérimentaux et modélisés en fonction d'IR et  $L_{0G}$ . Les valeurs des paramètres sont exprimées comme le ratio des valeurs trouvées avec l'optimisation (i.e., 1.0 représente la valeur réelle trouvée avec l'optimisation). Des résultats identiques ont été trouvés pour tous les sujets ayant participé à l'expérimentation.

Les valeurs de  $L_{0G}$  et IR correspondent bien au minimum de l'erreur entre le modèle et l'expérience. Il est ainsi possible de reconstruire la relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens (Equation [28] et Figure 52). Il est à noter que la nouvelle méthode sous-estimait systématiquement la force passive par rapport au modèle initial de Hoang et al. (Figure 52), sans que nous ayons pu expliquer cette différence.



**Figure 52** : Exemple de relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens obtenue par l'utilisation du modèle développé par Hoang et al. (2005) [trait gris] et l'utilisation de la méthode proposée dans notre étude [trait noir].

Cependant, le paramètre  $L_{0G}$  déterminé lors de l'ajustement du modèle exponentiel n'est peut-être pas si représentatif de la longueur à partir de laquelle le SMT des gastrocnémiens participe à la production de force passive lors de l'étirement. En effet, du fait du modèle exponentiel, une tension passive très faible mais non nulle était développée sur une partie importante de l'amplitude de mouvement (Figure 53). Il est à noter qu'un résultat similaire avait été mis en évidence par Hoang et al. (2005).



**Figure 53** : Exemple de relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens avec le repérage des longueurs à partir desquelles une force passive est produite ( $L_{0G}$ ) et lorsque la force est égale à 1 N ( $L_{F=1G}$ ).

Afin de déterminer un paramètre plus pertinent d'un point de vue fonctionnel, une longueur du SMT des gastrocnémiens a été déterminée pour une production de force passive de 1N (i.e.,  $L_{F=1G}$ ). La détermination de  $L_{F=1G}$  est ainsi plus représentative du comportement du SMT des gastrocnémiens et les valeurs de  $L_{F=1G}$  semblent être plus cohérentes avec l'amplitude physiologique de la cheville. Bien que le paramètre  $L_{F=1G}$  améliore la signification du paramètre de longueur initiale, son évaluation pour la production d'une force passive de 1N semble cependant encore inexacte d'un point de vue physiologique. La détermination d'un paramètre pour une force passive développée supérieure (e.g., 10N) serait peut-être plus représentatif du comportement passif du SMT des gastrocnémiens lors d'un étirement.

Les résultats de reproductibilité associés aux relations force-longueur du SMT des gastrocnémiens sont exposés dans le Tableau 15.

**Tableau 15** : Reproductibilité des différents paramètres mécaniques déterminés à partir de la relation force-longueur du système musculo-tendineux des gastrocnémiens.

	Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM
$IR_G$ ( $m^{-1}$ )	$94.0 \pm 12.9$	$90.1 \pm 17.3$	0.87	6.1	5.6
$R_{Gmax}$ ( $N.m^{-1}$ )	$57219 \pm 32686$	$54181 \pm 28649$	0.98	6.1	4547
$F_{Gmax}$ (N)	$636 \pm 301$	$648 \pm 330$	0.94	14.7	76
$L_{0G}$ (m)	$0.37 \pm 0.03$	$0.36 \pm 0.02$	0.91	2.1	0.01
$L_{F=1G}$ (m)	$0.42 \pm 0.02$	$0.42 \pm 0.02$	0.96	1.3	0.01

$IR_G$  : indice de raideur du système muscle-tendon des gastrocnémiens,  $L_{0G}$  : longueur initiale du système muscle tendon des gastrocnémiens,  $L_{F=1SMT}$  : longueur du SMT des gastrocnémiens pour une force passive de 1 N,  $F_{Gmax}$  : force maximale des gastrocnémiens,  $R_{Gmax}$  : raideur maximale des gastrocnémiens, CCI : coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure. Les résultats sont exprimés sous la forme moyenne  $\pm$  écart-type.

Les améliorations apportées au modèle de Hoang et al. (2005) permettent l'évaluation des propriétés mécaniques spécifiques du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens avec la caractérisation de seulement 2 paramètres (i.e., contre 9 initialement dans le modèle de Hoang et al. (2005)). De plus, ces deux paramètres sont reproductibles, contrairement aux paramètres du modèle initial de Hoang et al. (2005). La méthode proposée dans cette étude permet l'évaluation de 2 paramètres pertinents d'un point de vue fonctionnel et clinique, renseignant sur les adaptations de la raideur et de la longueur du SMT des gastrocnémiens (i.e.,  $IR$  et  $L_{F=1G}$ ). Toutefois, la contribution des structures mono-articulaires ne peut plus être évaluée directement avec le modèle proposé dans notre étude. Une fois la contribution des structures bi-articulaires déterminée, il est tout à fait possible d'estimer la contribution des structures mono-articulaires par une seconde optimisation sur les données écartées par l'utilisation de l'équation [26] (i.e., le couple de force passif produit par les structures mono-articulaires).

### ***III.3.5. Relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens***

#### **III.3.5.1. Traitements de données**

Le déplacement de la JMT du GM déterminé pour le cinquième cycle des étirements réalisés aux différents angles de flexion du genou correspond à l'allongement du muscle. Pour les étirements aux différents angles de flexion du genou, la longueur du SMT était déterminée par le modèle de Grieve et al. (1978) en fonction des angles articulaires et des données anthropométriques de chaque sujet (Cf. III.1.4.1.). La longueur du tendon du GM (déterminée par échographie avec  $\theta_a = 0^\circ$  et  $\theta_k = 180^\circ$ ) permettait de connaître la longueur du muscle pour la longueur de SMT à  $\theta_a = 0^\circ$  et  $\theta_k = 180^\circ$ . Pendant les différents étirements passifs, les allongements du SMT (déterminés par le modèle de Grieve et al. (1978) en fonction des angles articulaires) et du muscle (déterminés par échographie) ont permis de calculer l'allongement du tendon. De ce fait, les relations entre la force passive (Cf. III.3.4.) et la longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens ont été établies.

Un modèle de Sten Knudsen (Nordez et al., 2010) a été ajusté sur les données expérimentales sur une plage de force commune aux deux tests par la méthode d'optimisation des moindres carrés (Levenberg–Marquardt algorithm: Marquard, 1966) (Equation [31]). Un indice de raideur et une longueur initiale ont été déterminés pour le muscle ( $IR_{GM}$  et  $L_{0M}$ ) et le tendon ( $IR_{GT}$  et  $L_{0T}$ ) des gastrocnémiens. De même que pour le SMT des gastrocnémiens,

une longueur du muscle et du tendon a été déterminée pour une production de force passive de 1N (i.e.,  $L_{F=1M}$  et  $L_{F=1T}$  respectivement).

### III.3.5.2. Résultats / Discussion

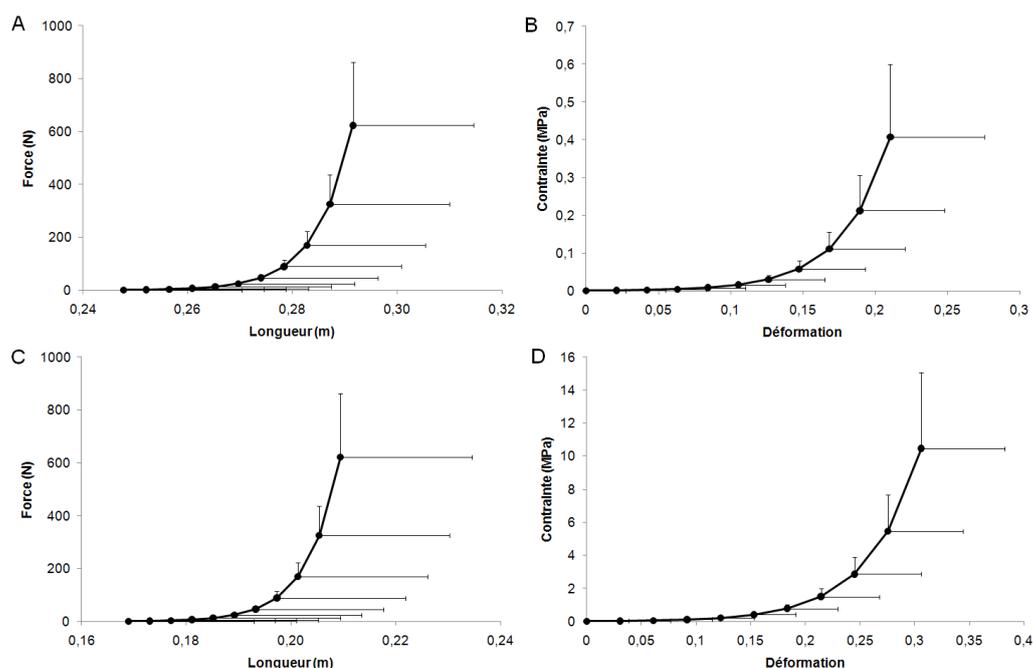
Les résultats de reproductibilité associés aux relations force-longueur du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens sont exposés dans le Tableau 16.

**Tableau 16** : Reproductibilité des différents paramètres mécaniques évalués à partir de la relation force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens.

		Test 1	Test 2	CCI	CV (%)	ESM
<b>Muscle</b>	<b><math>IR_{GM}</math> (<math>m^{-1}</math>)</b>	$160.9 \pm 44.3$	$145.5 \pm 35.6$	0.82	9.9	16.9
	<b><math>L_{0M}</math> (m)</b>	$0.22 \pm 0.03$	$0.22 \pm 0.03$	0.94	2.9	0.01
	<b><math>L_{F=1M}</math> (m)</b>	$0.26 \pm 0.02$	$0.25 \pm 0.02$	0.97	1.6	0.01
<b>Tendon</b>	<b><math>IR_{GT}</math> (<math>m^{-1}</math>)</b>	$189.6 \pm 28.8$	$175.0 \pm 30.1$	0.83	7.8	12.2
	<b><math>L_{0T}</math> (m)</b>	$0.13 \pm 0.02$	$0.12 \pm 0.02$	0.92	4.0	0.01
	<b><math>L_{F=1T}</math> (m)</b>	$0.16 \pm 0.02$	$0.15 \pm 0.02$	0.98	1.9	0.01

*$IR_{GM}$  : indice de raideur musculaire des gastrocnémiens,  $L_{0M}$  : longueur initiale du muscle des gastrocnémiens,  $L_{F=1M}$  : longueur du muscle des gastrocnémiens pour une force passive de 1 N,  $IR_{GT}$  : indice de raideur tendineuse des gastrocnémiens,  $L_{0T}$  : longueur initiale du tendon des gastrocnémiens ;  $L_{F=1T}$  : longueur du tendon des gastrocnémiens pour une force passive de 1 N, CCI : coefficient de corrélation intra-classe, CV : coefficient de variation, ESM : erreur standard de mesure. Les résultats sont exprimés sous la forme moyenne  $\pm$  écart-type.*

Par ailleurs, en utilisant les données géométriques du tendon évaluées dans le **Chapitre I**, il est possible d'établir la relation entre la contrainte (i.e., ratio de la force et de la CSA du tendon ou l'ACSA du muscle) et la déformation (i.e., allongement relatif). La relation moyenne en prétest pour les sujets ayant participé aux **études 6 et 7** est présentée à la Figure 54. Ce type de relation contrainte-déformation est nécessaire à considérer pour tenter de déterminer la nature des adaptations potentielle de raideur à l'entraînement (i.e., adaptations de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus et/ou modification des paramètres géométriques). Cependant, nous n'avons pas évalué la géométrie complète des muscles et du tendon des gastrocnémiens mais simplement des surfaces de section à différents niveaux sur le SMT des gastrocnémiens, ce qui pourrait limiter les interprétations associées à ces relations.



**Figure 54 :** Relations moyennes sur l'ensemble des sujets des études 6 et 7 ( $n = 35$ , testés avant la période d'entraînement) entre la force passive et la longueur (A et C) et la contrainte passive et la déformation (B et D) du muscle gastrocnémiens (A et B) et du tendon d'Achille (C et D).

### III.3.6. Conclusion

Dans notre étude, la reproductibilité des paramètres déterminés à partir de la relation couple-allongement est plus faible que la reproductibilité des paramètres évalués à partir de la relation force-longueur du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens (i.e., CCI plus élevé et CV plus faible pour les paramètres caractérisés à partir de la relation force-longueur). Cela renforce ainsi l'intérêt de caractériser la force passive spécifiquement développée par le SMT des gastrocnémiens plutôt qu'un couple passif produit par l'ensemble des structures du SMA de la cheville. Cette relation force-longueur des gastrocnémiens sera donc privilégiée pour étudier les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques passives des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville.

### **Conclusion du chapitre III**

Les méthodes d'évaluation globale des propriétés mécaniques de la CEP des fléchisseurs plantaires de la cheville mises en place au laboratoire avant mon arrivée (Nordez, 2006) ont été améliorées afin de caractériser spécifiquement la raideur de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> des gastrocnémiens. La dissociation du comportement des structures musculaires et tendineuses grâce à l'imagerie échographique nous a permis de caractériser les propriétés mécaniques de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub>. L'amélioration du modèle mis en place par Hoang et al. (2005) nous a ainsi permis de déterminer la force passive produite par le SMT des gastrocnémiens, puis d'établir les relations force-longueur et contrainte-déformation du muscle et du tendon.

La caractérisation de ces relations *in vivo* est particulièrement intéressante et innovante pour évaluer plus précisément les adaptations des propriétés mécaniques des gastrocnémiens potentiellement induite par une sollicitation chronique.

---

---

## Fiche synthèse de la Partie 1

L'objectif de cette première partie était de développer des méthodes et de mettre en place un protocole permettant l'évaluation non-invasive des paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville ainsi que la caractérisation *in vivo* des propriétés mécaniques des différentes composantes du modèle musculo-tendineux décrit par Zajac (1989).

L'ensemble des méthodes développées dans cette première partie permettent d'évaluer de manière globale et locale, les propriétés mécaniques du SMT. Les propriétés mécaniques de l'ensemble des composantes élastiques du modèle ont été évaluées (i.e.,  $CES_1$ ,  $CES_2$ ,  $CEP_1$  et  $CEP_2$ ). De plus, la géométrie des muscles du triceps sural et du tendon d'Achille ont été caractérisée par échographie permettant d'obtenir des informations utiles afin de déterminer la nature de potentielles adaptations de propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses après les entraînements pliométrique et excentrique. Les différentes méthodes utilisées ont permis de déterminer des paramètres reproductibles représentatifs des propriétés mécaniques des différentes composantes. L'ensemble des paramètres pertinents et reproductibles identifiés dans la **Partie 1** sont recensés dans un tableau rappelant les CCI, CV et ESM associés à la caractérisation de chaque paramètre.

## Paramètres mécaniques et géométriques retenus

Paramètre évalué		CCI	CV (%)	ESM	N	Étude	
Paramètres Fonctionnels	Souplesse	RoM <sub>T FP</sub> (°)	0.91	1.9	3.5	6	Étude 5
		RoM <sub>T FD</sub> (°)	0.93	1.4	3.3	6	Étude 5
		RoM <sub>F FD</sub> (°)	0.77	2.1	4.4	6	Étude 5
	Force	CMV (N.m)	0.93	5.7	5	7	Étude 5
		RTD <sub>max</sub> (N.m.s <sup>-1</sup> )	0.91	7.2	63	7	Étude 5
		C <sub>max</sub> (N.m)	0.93	9.3	3.5	6	Étude 5
Géométrie	SMT	BdL (mm)	0.84	5.7	3.2	10	Étude 5
	Tendon (CES2/CEP2)	L <sub>T GL</sub> (cm)	0.93	2.6	0.5	8	Étude 1
		L <sub>T GM</sub> (cm)	0.98	1.3	0.2	8	Étude 1
		L <sub>T SO</sub> (cm)	0.98	6.4	0.2	8	Étude 1
		CSA <sub>T</sub> (mm <sup>2</sup> )	0.99	2.2	0.8	8	Étude 1
		ΔL <sub>max</sub> (mm)	0.95	4.1	0.7	7	Étude 3
		Muscles (CES1/CEP1)	ACSA <sub>50%</sub> (mm <sup>2</sup> )	0.96	6.1	135.8	16
	ACSA <sub>GAS50%</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.97	10.4	67	16	Étude 1
	ACSA <sub>60%</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.96	5.6	202.1	16	Étude 1
	ACSA <sub>GAS60%</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.96	9.2	121	16	Étude 1
	ACSA <sub>70%</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.95	5.6	254.0	16	Étude 1
	ACSA <sub>GAS70%</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.96	4.9	119	16	Étude 1
	ACSA <sub>GAS</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.98	5.1	76	16	Étude 1
	ACSA <sub>TS</sub> (mm <sup>2</sup> )		0.97	4.8	165.6	16	Étude 1
	GL t (cm)		0.89	7.2	0.1	13	Étude 1
	GL θ (°)		0.86	6.4	0.9	13	Étude 1
	GL Lf (cm)		0.81	6.9	0.5	13	Étude 1
	GM t (cm)		0.96	2.7	0.1	13	Étude 1
	GM θ (°)		0.96	4.3	1.1	13	Étude 1
	GM Lf (cm)		0.91	4.4	0.2	13	Étude 1
	SO t (cm)	0.94	6.0	0.1	13	Étude 1	
	SO θ (°)	0.91	10.9	2.8	13	Étude 1	
	SO Lf (cm)	0.85	12.1	0.5	13	Étude 1	
CES	SMA	R <sub>min</sub> (N.m.° <sup>-1</sup> )	0.88	3.8	0.16	14	Étude 2
		R <sub>max</sub> (N.m.° <sup>-1</sup> )	0.94	3.1	0.20	14	Étude 2
	Fraction active (CES)	IR <sub>CES1</sub> (° <sup>-1</sup> )	0.94	6.0	0.01	14	Étude 2
		R <sub>CES1 90%</sub> (N.m.° <sup>-1</sup> )	0.86	7.6	1.62	14	Étude 2
	Fraction passive (CES2)	R <sub>CES2</sub> (N.m.° <sup>-1</sup> )	0.96	5.9	0.65	14	Étude 2
		R <sub>TA</sub> (N.mm <sup>-1</sup> )	0.98	4.7	17.5	7	Étude 3
		IR <sub>SK</sub> (mm <sup>-1</sup> )	0.98	9.6	0.013	7	Étude 3
CD (%)	0.94	20.0	4.6	7	Étude 3		
CEP	SMA	IR <sub>SMT</sub> (mm <sup>-1</sup> )	0.95	5.3	0.04	15	Étude 5
		R <sub>SMTmax</sub>	0.98	4.8	0.16	15	Étude 5
	SMT	IR <sub>G</sub> (m <sup>-1</sup> )	0.87	6.1	5.6	15	Étude 5
		L <sub>0 G</sub> (m)	0.91	2.1	0.01	15	Étude 5
		R <sub>Gmax</sub> (N.m <sup>-1</sup> )	0.98	6.1	4547	15	Étude 5
	Musculaire (CEP1)	IR <sub>M</sub> (mm <sup>-1</sup> )	0.93	10.9	0.22	15	Étude 5
		R <sub>Mmax</sub>	0.93	10.6	1.01	15	Étude 5
		IR <sub>G M</sub> (m <sup>-1</sup> )	0.82	9.9	16.9	15	Étude 5
	Tendineuse (CEP2)	L <sub>0 M</sub> (m)	0.94	2.9	0.01	15	Étude 5
		R <sub>Tmax</sub>	0.90	10.8	0.42	15	Étude 5
		IR <sub>G T</sub> (mm <sup>-1</sup> )	0.83	7.8	12.2	15	Étude 5
L <sub>0 T</sub> (m)		0.92	4.0	0.01	15	Étude 5	

\* Paramètres de raideur caractérisés à partir des relations couple-allongement (en unité arbitraire).

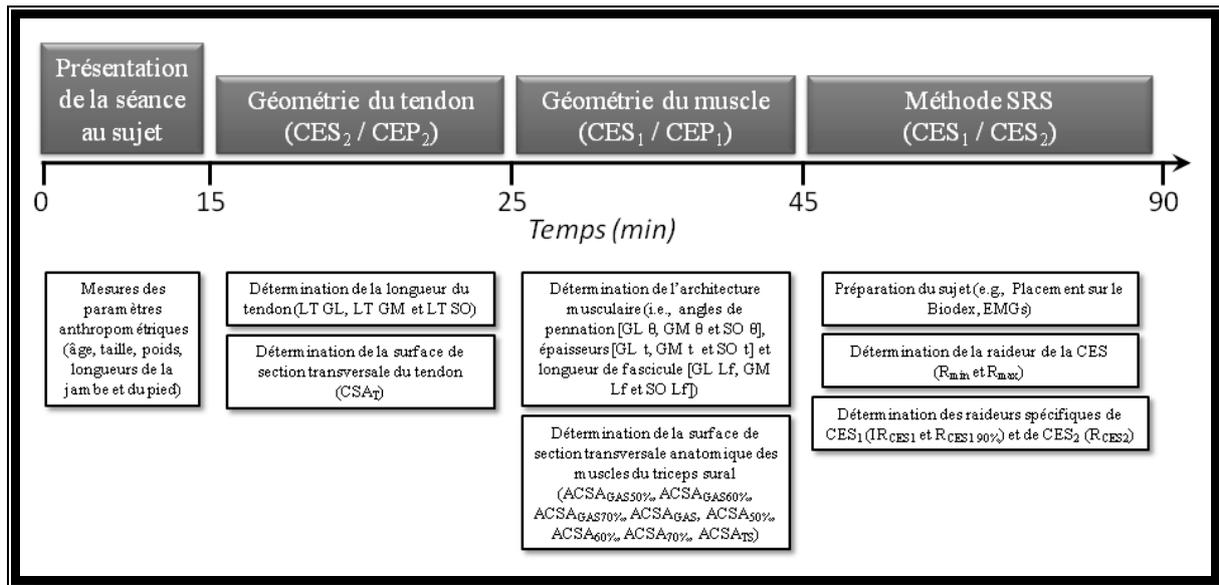
A partir des données présentées dans la **Partie 1**, un protocole expérimental a été implémenté afin de caractériser les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les paramètres géométriques et les propriétés mécaniques des structures impliquées dans le mouvement de flexion plantaire (i.e., **Partie 2**).

## **Protocole expérimental**

L'objectif était de réussir à inclure les tests les plus pertinents décrits dans cette première partie dans deux sessions expérimentales de durées raisonnables (i.e., inférieures ou égales à 1h30). Pour les études évaluant les effets des entraînements pliométrique et excentrique, le protocole global était ainsi constitué de 2 sessions incluant les différents tests présentés dans la **Partie 1** : *i*) la caractérisation de la géométrie des muscles du triceps sural (i.e., architecture et ACSA), du tendon d'Achille (i.e., CSA et longueurs) et la raideur de la CES (i.e., dissociation de la raideur de CES<sub>1</sub> et CES<sub>2</sub>) et, *ii*) l'évaluation des propriétés mécaniques du tendon (i.e., raideur et propriétés dissipatives) et de la raideur de la CEP (i.e., dissociation de la raideur de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub>). Une troisième session visait alors à évaluer les performances en détente verticale. Ces 3 sessions étaient réalisées dans un ordre aléatoire une à deux semaines avant le début du protocole d'entraînement (prétest) puis une semaine après la fin des 14 semaines d'entraînement (posttest). Les tests étaient dans la mesure du possible réalisés à la même heure de la journée en prétest et en posttest.

### ***Session 1 : Géométrie des muscles du triceps sural, du tendon d'Achille et des propriétés mécaniques de la CES***

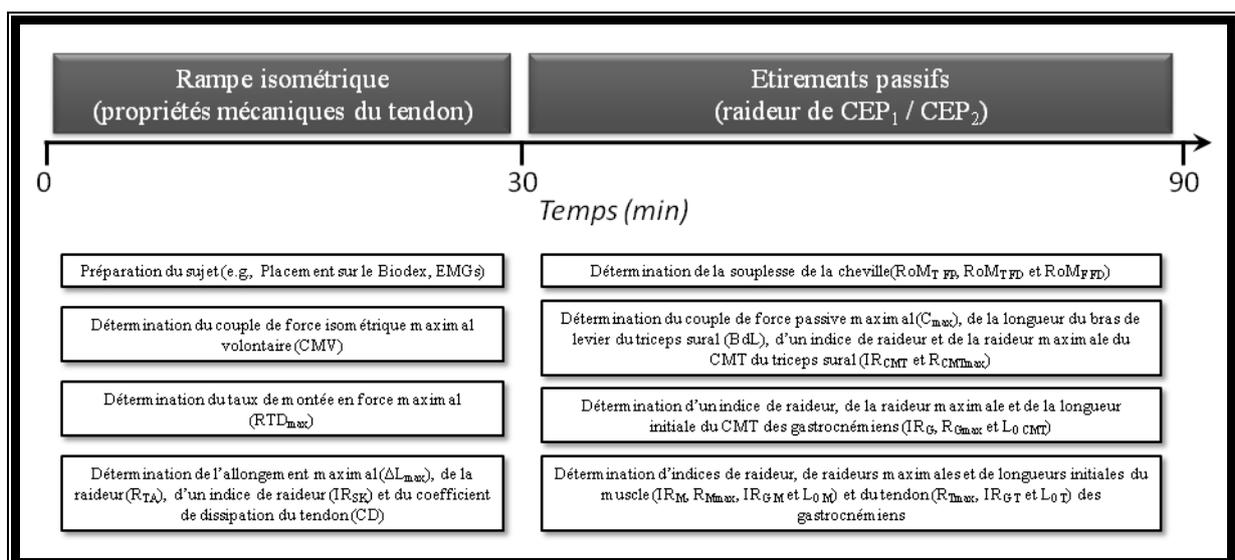
La session était organisée comme indiqué sur la Figure 55. Les protocoles expérimentaux associés à l'évaluation des paramètres géométriques des muscles et du tendon du triceps sural et de la raideur de la CES sont identiques à ceux décrits précédemment dans la **Partie 1** (*Cf. études 1 et 2*)



**Figure 55 :** Schéma du déroulement de la session visant à évaluer la raideur de la CES et les paramètres géométriques du tendon et des muscles du triceps sural

### Session 2 : Propriétés mécaniques propriétés mécaniques du tendon et de la CEP

La session était organisée comme indiqué sur la Figure 56. Les protocoles expérimentaux associés à l'évaluation des propriétés mécaniques du tendon, de la longueur du BdL des fléchisseurs plantaires de la cheville et de la raideur de la CEP sont identiques à ceux décrits précédemment dans la **Partie 1** (Cf. études 3 et 5)



**Figure 56 :** Schéma du déroulement de la séance visant à évaluer la raideur de la CEP et les propriétés mécaniques du tendon d'Achille en condition active.

### ***Session 3 : Paramètres fonctionnels de détente verticale***

Des paramètres permettant d'estimer les capacités de détente verticale seront évalués pour l'ensemble des sujets selon 4 modalités : le squat jump (SJ), le countermovement jump (CMJ), le multibond et le drop jump réalisé à partir d'une plateforme de 50cm (DJ). Ces performances en détente verticale seront évaluées par l'utilisation d'un Optojump (Microgate, Bolzano, Italie). Le premier saut était un SJ réalisé à partir d'une position de départ avec les genoux fléchis à 90°. Le multibond consistait en la réalisation de huit sauts maximaux en ne mobilisant que les chevilles (la flexion des genoux et le temps de contact au sol étant réduits au maximum). La hauteur maximale en SJ, CMJ, DJ et la hauteur moyenne en multibond ont été évaluées sur 3 essais. Le meilleur des 3 essais était considéré comme la performance maximale pour la modalité de saut considérée. Pour l'ensemble des tests de détente verticale, les sujets devaient placer leurs mains sur leurs hanches afin de minimiser la contribution des bras pendant les sauts. Le test était répété si le sujet ne respectait pas les contraintes spécifiques imposées pour les différentes modalités de saut.

Cette **partie 1** nous a donc permis de construire un protocole expérimental réalisable afin de tester les effets des entraînements pliométriques et excentriques de manière complète (i.e., par l'évaluation des propriétés mécaniques des différentes composantes élastiques du modèle) et caractérisant par ailleurs la nature des adaptations potentielles liées à l'entraînement (i.e., par l'évaluation de la géométrie des muscles du TS et du tendon d'Achille). Ce protocole expérimental a donc été utilisé dans cette seconde partie pour évaluer les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques globales de la CES et de la CEP mais aussi déterminer les adaptations locales des différentes composantes (i.e., CES<sub>1</sub>/CES<sub>2</sub>, CEP<sub>1</sub>/CEP<sub>2</sub>) ainsi que la nature des adaptations (i.e., propriétés mécaniques intrinsèques du tissu et/ou de sa géométrie)

*Partie 2 : Effets de l'entraînement  
pliométrique et excentrique*

Lors d'une contraction excentrique, les structures du SMT emmagasinent de l'énergie potentielle élastique qui est ensuite dissipée dans le cas d'une contraction purement excentrique (e.g., descente d'escaliers, ralentissement en bout de course) ou partiellement restituée lors d'une phase concentrique du cycle étirement-détente (Alexander et Bennet-Clark, 1977; Cavagna, 1977; Bosco et al., 1982b; Bosco et al., 1982c; Cavagna et al., 1985; Komi, 1992; Cavagna et al., 1994). Ce cycle étirement-détente est la base des exercices effectués classiquement dans le cadre de l'entraînement pliométrique.

De nombreuses études ont étudié les effets de ces deux types d'entraînement sur les performances en force et/ou en détente (Duclay et al., 2009; Fouré et al., 2009) mais aussi sur les propriétés architecturales (Blazevich et al., 2007a; Blazevich et al., 2007b; Duclay et al., 2009), mécaniques (Cornu et al., 1997; Kubo et al., 2007b; Mahieu et al., 2008; Fouré et al., 2009) et nerveuses (Pensini et al., 2002; Chimera et al., 2004). Kubo et al. (2007b) ont par ailleurs montré que les gains de détente observés après un entraînement pliométrique seraient davantage liés à une modification des propriétés mécaniques du système muscle-tendon plutôt qu'à un changement au niveau des stratégies d'activités musculaires. De plus, l'hypothèse d'une adaptation spécifique et différente des structures musculaires et tendineuses contribuant à une modification globale de propriétés mécaniques du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville a été émise dans différentes études évaluant les effets d'un entraînement excentrique et pliométrique sur les propriétés mécaniques du SMT (Pousson et al., 1990; Cornu et al., 1997; Fouré et al., 2009). Par ailleurs, aucune étude ne s'est à notre connaissance intéressée aux différences d'adaptation entre ces deux types d'entraînement dont l'utilisation de l'énergie élastique au sein des différentes structures du système muscle-tendon des fléchisseurs plantaires diffère.

Ainsi, les objectifs de cette **partie 2** sont : *i*) d'évaluer les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur la géométrie des muscles du triceps sural et du tendon d'Achille et les propriétés mécaniques des différentes composantes du modèle de Zajac (1989) grâce aux développements méthodologiques décrits dans la partie 1et, *ii*) de comparer les modifications de propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville engendrées par ces deux types de sollicitations.

**Chapitre IV : Effets de l'entraînement  
pliométrique sur les propriétés mécaniques du  
système musculo-tendineux**

---

La pliométrie est une méthode utilisée en musculation pour développer l'explosivité d'un groupe musculaire. Le concept de pliométrie, initialement développé par les travaux de Verkoshansky (1986) et Zatsiorsky (1995), est devenu très populaire, s'imposant comme la méthode d'entraînement permettant de progresser de manière spectaculaire dans les disciplines athlétiques telles que les sprints et les sauts (Verkoshansky, 1986; Zatsiorsky, 1995). La pliométrie peut être décrite comme une succession de cycles étirement-détente. Le cycle étirement-détente combine une contraction excentrique suivie dans un délai très bref d'une contraction concentrique (e.g., saut en contre-mouvement). Le délai entre les deux contractions (aussi appelé phase d'amortissement) doit être minimisé pour optimiser l'efficacité du cycle étirement-détente. C'est lors de cette phase que de l'énergie potentielle élastique, emmagasinée lors de la phase excentrique, est partiellement dissipée. Le cycle étirement-détente implique de manière importante les propriétés mécaniques du SMT par l'utilisation des processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique (Alexander et Bennet-Clark, 1977; Cavagna, 1977; Bosco et al., 1982b) et de transmission de la tension produite par le muscle au squelette (Komi, 1992).

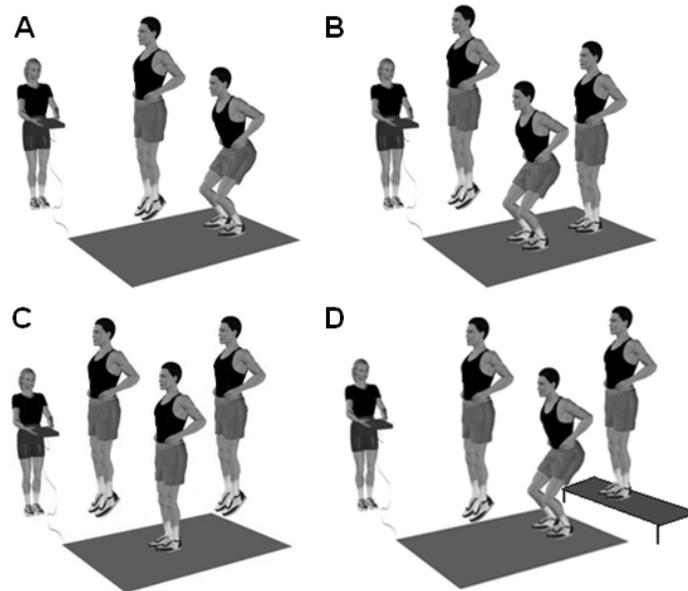
Il est désormais bien connu dans la littérature que l'entraînement en pliométrie améliore les performances en détente verticale et en vitesse de course (e.g., Spurr et al., 2003; Kyrolainen et al., 2005; Burgess et al., 2007; Kubo et al., 2007b; Markovic, 2007; Markovic et al., 2007; Ronnestad et al., 2008; Fouré et al., 2009; Wu et al., 2009). Cette augmentation des performances a souvent été associée à une optimisation des mécanismes nerveux (i.e., réflexe à l'étirement, stratégies d'activation musculaire) et à des adaptations de propriétés mécaniques du SMT (i.e., raideur, propriétés dissipatives). Cependant une étude a récemment montré que l'augmentation des performances en détente verticale serait principalement une conséquence de l'adaptation des propriétés mécaniques du SMT plutôt que de la stratégie d'activation musculaire (Kubo et al., 2007b). Par ailleurs, l'adaptation des propriétés mécaniques peut être associée à une modification des paramètres géométriques des structures du SMT et/ou à une modification des propriétés mécaniques intrinsèques des tissus tendineux et musculaires (Magnusson et al., 2008). Ainsi, nous présenterons dans ce chapitre les différentes adaptations potentielles associées à l'entraînement pliométrique sur les performances fonctionnelles (i.e., détente, force, souplesse), sur la géométrie musculaire (i.e., architecture, ACSA, volume) et tendineuse (i.e., CSA, longueur) et au niveau des différentes composantes élastiques du modèle de Zajac (1989) (i.e., raideurs de la CES et de la CEP).

## IV.1. Revue de littérature

### IV.1.1. Effets de l'entraînement sur les paramètres fonctionnels

#### IV.1.1.1. La détente verticale

Les performances en détente, ainsi que les effets fonctionnels de l'entraînement pliométrique, sont classiquement évalués lors de sauts standardisés tels que le saut squat (SJ), le saut en contre-mouvement (CMJ) et le saut en contrebas (DJ).



**Figure 57** : Illustrations des 4 modalités de sauts standardisés pouvant être utilisées pour évaluer les capacités de détente verticale d'un athlète : A- Le saut *squat* (SJ), B- Le saut en contre-mouvement (CMJ), C- Le multibond ou saut en réactivité (Multi) et D- Le saut en contrebas (DJ) (adapté d'illustrations créées par le Centre d'Expertise de la Performance Gilles Cometti).

Le SJ est effectué à partir d'une position genoux fléchis à 90° et consiste à réaliser une extension maximale sans contre mouvement. Le CMJ consiste à effectuer un saut maximal avec un contre mouvement à partir d'une position debout. Enfin, le DJ consiste à réaliser un saut maximal à la suite d'une chute d'une hauteur prédéterminée. Les études visant à évaluer les effets de l'entraînement pliométrique sur la détente verticale montrent toutes une amélioration des performances. En effet, une augmentation de détente verticale (i.e., CMJ) entre 10 et 15% a été déterminée après 6 et 10 semaines d'entraînement pliométrique respectivement (Spurrs et al., 2003; Grosset et al., 2009). Une progression similaire a été observée en CMJ après 12 semaines d'entraînement en saut (Vissing et al., 2008). Une étude menée par Kubo et al. (2007b) a montré une progression plus importante (i.e., 29.8% en SJ, 37.7% en CMJ et 47.5% en DJ) après 12 semaines d'entraînement pliométrique. Afin d'évaluer l'impact réel de ce type d'entraînement sur les performances en détente verticale,

une méta-analyse réalisée sur 26 études a montré que les évolutions moyennes en SJ, CMJ et DJ associées à l'entraînement pliométrique étaient de 4.7%, 8.7% et 4.7% respectivement pour une durée d'entraînement comprise entre 6 et 12 semaines (pour une revue, voir Markovic, 2007).

#### IV.1.1.2. La souplesse articulaire

Une seule étude a évalué l'effet de 8 semaines d'entraînement pliométrique sur la souplesse articulaire de la cheville (Fouré et al., 2009). Nous avons ainsi montré que la souplesse de la cheville en flexion dorsale, mesurée jambe tendue en flexion dorsale et plantaire, avait tendance à augmenter (+15%) sans pour autant que cette évolution soit significative ( $P = 0.08$ ). A notre connaissance, aucune autre étude n'a déterminé l'effet de l'entraînement pliométrique sur la souplesse articulaire de la cheville.

#### IV.1.1.3. La force maximale isométrique

Concernant les effets de l'entraînement pliométrique sur les capacités de production de force maximale en flexion plantaire, Kubo et al. (2007b) ont récemment rapporté une augmentation significative de 17.3% de la CMV après 12 semaines d'entraînement. De plus, Grosset et al. (2008) ont observé une augmentation significative de CMV de 10.5% après 10 semaines d'entraînement pliométrique. Par ailleurs, Spurrs et al. (2003) avaient montré une augmentation de la force maximale isométrique en flexion plantaire de 13.6% après 6 semaines d'entraînement pliométrique sur des athlètes entraînés en endurance. Ainsi, l'entraînement pliométrique semble augmenter la force maximale isométrique développée en flexion plantaire avec des gains entre 10 et 17% après des entraînements pliométriques d'une durée comprise entre 6 et 12 semaines (e.g., Spurrs et al., 2003; Toumi et al., 2004; Kubo et al., 2007b; Grosset et al., 2009).

#### IV.1.1.4. Le taux de montée en force maximal

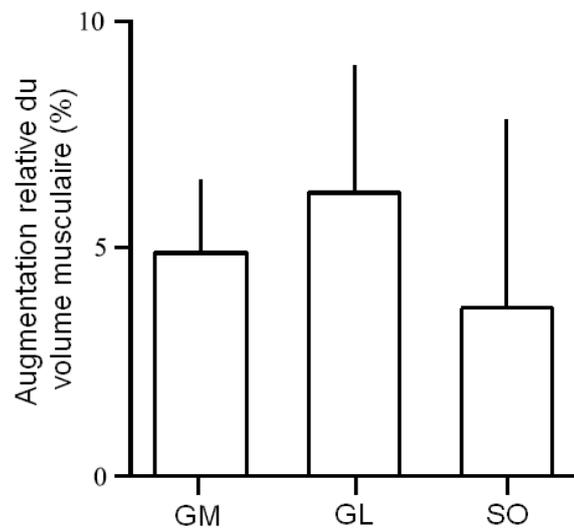
Le taux de montée en force maximal ( $RFD_{max}$ ) est un indicateur classiquement utilisé pour juger de l'explosivité d'un athlète. Certaines études, avec un entraînement de durée relativement courte (i.e., 6 semaines), n'ont montré qu'une tendance à l'augmentation du

RFD<sub>max</sub> (Spurrs et al., 2003; Burgess et al., 2007). En revanche, il a également été montré que l'entraînement pliométrique augmentait significativement le RFD<sub>max</sub> d'environ 11% pour les fléchisseurs plantaires de la cheville après 10 semaines d'entraînement (Grosset et al., 2009). Une évolution similaire a été observée sur les extenseurs du genou (Matavulj et al., 2001; Kyrolainen et al., 2005).

#### ***IV.1.2. Effets de l'entraînement sur la géométrie du SMT***

##### **IV.1.2.1. Les muscles du triceps sural**

Très peu d'études ont tenté de caractériser la géométrie des structures musculaires et tendineuses après un entraînement pliométrique. A notre connaissance, une seule étude a déterminé les effets de l'entraînement pliométrique sur la géométrie du TS. Kubo et al. (2007b) ont ainsi observé par IRM une augmentation du volume musculaire d'environ 5% pour les trois muscles du TS après 12 semaines d'entraînement en saut (Figure 58).



**Figure 58** : Augmentations significatives et relatives du volume des muscles du triceps sural après 12 semaines d'entraînement pliométrique (adapté de Kubo et al., 2007b).

L'effet de ce type d'entraînement a cependant été caractérisé sur d'autres groupes musculaires et notamment les extenseurs du genou (Vissing et al., 2008). Ces auteurs ont montré une augmentation de l'ACSA des muscles du quadriceps, des ischios-jambiers et des adducteurs de 7-10% après 12 semaines d'entraînement pliométrique.

Par ailleurs, une modification de l'architecture musculaire du VL et du droit fémoral a été déterminée après seulement 5 semaines d'entraînement en saut et en sprint (Blazevich et

al., 2003). Cependant, les augmentations d'épaisseur et de longueur de fascicule sont différentes selon la zone d'évaluation (i.e., ventre du muscle, insertion distale). Ainsi, l'augmentation de la longueur des fascicules et la diminution d'angle de pennation seraient plus importantes au niveau des insertions distales de deux muscles du quadriceps (i.e., VL et droit fémoral) après 5 semaines d'entraînement basé sur des sauts et des sprints.

#### IV.1.2.2. Le tendon d'Achille

Une seule étude a évalué les effets de l'entraînement pliométrique sur la géométrie du tendon d'Achille. Ainsi, Kubo et al (2007b) n'ont montré aucun effet significatif d'un entraînement de 12 semaines en pliométrie sur la CSA du tendon d'Achille.

Comme il existe une forte relation entre les propriétés mécaniques des structures du SMT et leur géométrie (e.g., Ryan et al., 2009), une évaluation de la géométrie des structures musculaires et tendineuses est nécessaire pour discuter des modifications potentielles des propriétés mécaniques des fléchisseurs plantaires de la cheville après un entraînement. L'évaluation de ces paramètres géométriques permet de mieux identifier la nature des adaptations dans les modifications de propriétés mécaniques (i.e., modification de la géométrie du muscle/tendon et/ou des propriétés mécaniques intrinsèques des tissus musculaires/tendineux). Ainsi, cette évaluation permet de discuter des processus physiologiques sous-jacents potentiellement impliqués dans la modification de propriétés mécaniques engendrée par l'entraînement pliométrique.

#### ***IV.1.3. Effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques de la CES***

Plusieurs études ont montré que l'entraînement pliométrique influence la raideur de la CES (Pousson et al., 1995; Cornu et al., 1997; Spurrs et al., 2003; Grosset et al., 2009). Néanmoins, les résultats et hypothèses avancés dans la littérature sont encore débattus. En effet, ces études montrent soit des augmentations soit des diminutions de la raideur musculo-tendineuse après un entraînement pliométrique. Spurrs et al. (2003) et Pousson et al. (1995) ont déterminé une augmentation de la raideur musculo-tendineuse par les méthodes d'oscillation et de *quick release* (Cf. II.1.1.1.1.) respectivement. L'étude de Spurrs et al. (2003) a plus précisément montré que l'augmentation de la raideur musculo-tendineuse était plus importante pour des valeurs de force supérieures à 50% de la force maximale

isométrique. Par ailleurs, des athlètes ayant un passé d'entraînement en pliométrie comme les sauteurs en longueur ou triple sauteurs ont une raideur articulaire supérieure à une population contrôle (Rabita et al., 2008). Cependant, Grosset et al. (2009) ont déterminé une diminution de la raideur musculo-tendineuse de 21% après 10 semaines d'entraînement pliométrique. Les modifications de raideur globale observées dans ces différentes études peuvent être liées à des modifications spécifiques des propriétés mécaniques des fractions active et passive de la CES. L'hypothèse d'une adaptation spécifique des fractions active et passive de la CES à l'entraînement pliométrique a été émise par plusieurs auteurs (Pousson et al., 1995; Cornu et al., 1997). Elle s'appuie notamment sur des travaux menés chez l'animal ou chez l'Homme par l'utilisation de techniques invasives.

#### IV.1.3.1. Fraction active de la CES (CES<sub>1</sub>)

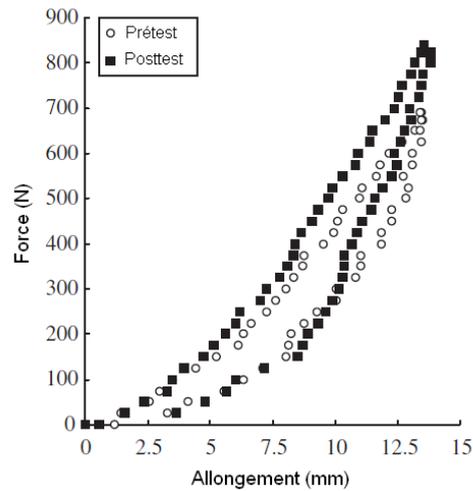
Une étude réalisée chez l'animal a montré une augmentation relative du nombre de fibres rapides (de type II) du soléaire de rats après 8 semaines d'entraînement en saut (Almeida-Silveira et al., 1994). Dans cette même étude, une augmentation de la compliance de la CES avait été trouvée. Néanmoins, lors des expérimentations sur le muscle isolé, une grande partie des structures passives (i.e., le tendon) est coupée et n'est donc pas concernée par l'évaluation des propriétés mécaniques. L'augmentation de compliance de la CES obtenues par Almeida-Silveira et al. (1994) ne concernait finalement que CES<sub>1</sub> et non la CES dans sa globalité. La modification de typologie musculaire vers un profil plus rapide a engendré une diminution de la raideur du muscle (Kovanen et al., 1984) (Cf. I.1.1.). Par ailleurs, l'évaluation spécifique des propriétés mécaniques du muscle ou de la fraction active de la CES reste très difficile non-invasivement *in vivo*. Néanmoins, l'**étude 2** présentée dans ce travail de thèse (Cf. II.3), a consisté à adapter *in vivo* la méthode alpha, initialement développée sur muscle isolé (Morgan, 1977), afin d'évaluer les raideurs des fractions active et passive de la CES simultanément. Ainsi, nos travaux vont permettre d'évaluer, de manière originale et non-invasive, les effets de l'entraînement pliométrique sur les raideurs spécifiques des structures du SMT déterminées simultanément et de manière plus approfondie.

#### IV.1.3.2. Fraction passive de la CES (CES<sub>2</sub>) / Tendon d'Achille

Concernant la raideur de la fraction passive de la CES qui implique principalement le comportement du tendon d'Achille, Kubo et al. (2007b) n'ont pas montré d'évolution significative mais seulement une tendance à l'augmentation de ce paramètre après 12 semaines d'entraînement. Dans le même sens, nous n'avons montré qu'une tendance à l'augmentation (non significative) de la raideur du tendon d'Achille après 8 semaines d'entraînement pliométrique (Fouré et al., 2009). Pourtant, des augmentations significatives de la raideur du tendon ont été déterminées après 6 et 8 semaines d'entraînement pliométrique (Burgess et al., 2007; Wu et al., 2009). L'évolution de la raideur du tendon après l'entraînement pliométrique est donc toujours discutée dans la littérature, bien que les résultats des différentes études tendent plutôt à montrer une augmentation de ce paramètre avec l'entraînement.

Par ailleurs, les propriétés dissipatives du tendon ont focalisé très peu d'attention dans la littérature par rapport à l'étude de la raideur. Ces propriétés dissipatives semblent pourtant déterminantes dans le processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique par le tendon, et particulièrement mises en jeu lors d'un exercice pliométrique et plus généralement du cycle étirement-détente. Une modification des propriétés dissipatives du tendon pourrait donc être attendue après un entraînement pliométrique. Néanmoins, Wu et al. (2009) n'ont étonnamment montré aucun effet de 8 semaines d'entraînement pliométrique sur les propriétés dissipatives du tendon d'Achille (Figure 59). Une diminution d'énergie dissipée (i.e., diminution de l'aire de l'hystérésis) avait pourtant été observée après un protocole combinant un entraînement en force et des étirements sur une même période (Kubo et al., 2001b; Kubo et al., 2002b). De la même manière, une diminution de l'hystérésis avait été observée chez des sujets âgés après 14 semaines d'entraînement en force sur le tendon patellaire (Reeves et al., 2003b).

Ainsi, les effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques du tendon ne sont pas encore clairement établis et restent à déterminer plus précisément.



**Figure 59** : Relations déterminées avant (prétest) et après (posttest) 8 semaines d'entraînement pliométrique entre la force exercée sur le tendon et l'allongement du tendon mesuré par échographie pendant une contraction en flexion plantaire progressivement croissante puis décroissante (adapté de Wu et al., 2009).

#### ***IV.1.4. Effets de l'entraînement sur la raideur de la CEP***

Il a été montré que le couple de force passif joue un rôle important dans les tâches de maintien postural et de marche notamment (e.g., Muraoka et al., 2005b). Les effets de l'entraînement sur la raideur de la CEP ont cependant été très peu étudiés dans la littérature. Nous avons montré que 8 semaines d'entraînement pliométrique n'avaient pas d'effet sur la raideur passive de la CEP de la cheville alors qu'une augmentation de la raideur du SMT des gastrocnémiens avait été trouvée (Fouré et al., 2009). Nous avons alors avancé l'hypothèse d'une adaptation spécifique et différente des structures passives musculaires (i.e., CEP<sub>1</sub>) et tendineuses (i.e., CEP<sub>2</sub>) des gastrocnémiens. Dans cette étude, nous avons par ailleurs évalué la raideur du tendon d'Achille en condition active par échographie lors d'une rampe de contraction isométrique. La raideur du tendon évaluée en contraction n'ayant pas été modifiée significativement, nous avons émis l'hypothèse d'une augmentation de la raideur passive musculaire des gastrocnémiens. Ce résultat impliquerait alors des adaptations opposées pour la CES<sub>1</sub> et la CEP<sub>2</sub>. Cependant, les propriétés mécaniques du tendon évaluées en condition active ne sont pas adaptées pour interpréter des modifications de propriétés mécaniques passives du SMT (e.g., contraintes mécaniques appliquées différentes lors des tests expérimentaux) (Morse et al., 2008a).

Très peu d'études ont caractérisé simultanément *in vivo* les comportements du muscle et du tendon des fléchisseurs plantaires et les analyses effectuées n'aboutissent qu'à

l'évaluation des contributions relatives du muscle et du tendon dans la variation de longueur du SMT lors d'un étirement (Hoang et al., 2007b; Morse et al., 2008a; Abellaneda et al., 2009). Ainsi, les raideurs passives de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> ou du muscle et du tendon n'ont jamais été caractérisées simultanément après une sollicitation chronique *in vivo*.

## IV.2. Résumé / Objectif

Les effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques du SMT présentés dans la littérature sont encore en débat notamment s'agissant de la raideur des fractions active et passive de la CES. Par ailleurs, les effets de ce type d'entraînement sur la raideur de la CEP et les propriétés dissipatives du tendon n'ont focalisé que très peu d'attention dans la littérature. Par ailleurs, aucune étude n'a pour l'instant évalué les effets de l'entraînement pliométrique simultanément sur toutes les composantes élastiques du modèle de Zajac (1989) malgré des hypothèses faisant mention de potentielles adaptations spécifiques et différentes de ces composantes (i.e., CES<sub>1</sub>, CES<sub>2</sub>, CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub>) (e.g., Cornu et al., 1997; Fouré et al., 2009).

Ainsi, grâce aux méthodes développées dans la **Partie 1**, nous allons caractériser les effets de l'entraînement pliométrique sur la raideur spécifique des différentes composantes élastiques du modèle rhéologique proposé par Zajac (1989), les propriétés dissipatives du tendon d'Achille ainsi que la géométrie des structures musculaires et tendineuses du TS afin de déterminer la nature des adaptations potentiellement engendrées par l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques des fléchisseurs plantaires de la cheville caractérisées *in vivo*.

### **IV.3. Etude n°6 : Effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques et géométriques du système muscle-tendon des fléchisseurs plantaires<sup>1,2</sup>**

#### ***IV.3.1. Matériels et méthodes***

##### **IV.3.1.1. Population**

Dix-neuf sujets se sont portés volontaires pour participer à cette étude et ont été aléatoirement répartis dans un groupe entraînement (GE,  $n = 9$ ,  $18.8 \pm 0.9$  ans,  $177.3 \pm 6.2$  cm,  $68.4 \pm 6.5$  kg) et un groupe contrôle (GC,  $n = 10$ ,  $18.9 \pm 1.0$  ans,  $179.8 \pm 5.4$  cm,  $73.3 \pm 8.0$  kg). Tous les sujets étaient impliqués dans une activité sportive régulière ( $10.5 \pm 6.2$  heures/semaine) et n'ont pas changé leur activité habituelle pendant la durée de l'étude. Chacun d'eux était informé de la nature et du but de l'étude, ainsi que des risques et de l'inconfort liés aux procédures expérimentales avant de donner leur consentement écrit. Cette étude a été conduite conformément à la déclaration d'Helsinki (1964 révisée en 2001).

##### **IV.3.1.2. Protocole d'entraînement pliométrique**

Le programme d'entraînement pliométrique était constitué de sauts classiquement utilisés dans d'autres protocoles d'entraînement pliométrique (Pousson et al., 1990; Cornu et al., 1997; Spurrs et al., 2003; Baechle et Earle, 2008). Plus précisément, les sujets du GE ont réalisé : *i*) des sauts verticaux simples; *ii*) des sauts en contre-mouvement; *iii*) des sauts en contrebas (i.e., à partir d'une plateforme dont la hauteur variait entre 40 et 80 cm) et, *iv*) des séries de sauts au dessus de haies. La progression de l'entraînement a été imposée en termes de volume (i.e., nombre d'exercices par séance, nombre de saut par exercice) et d'intensité (i.e., hauteur des sauts en contrebas, exercices réalisés sur un ou deux appuis). Le protocole d'entraînement pliométrique a duré 14 semaines et incluait 34 séances d'une heure pour un total d'environ 6800 sauts (de 200 à 600 sauts par séances).

---

<sup>1</sup> Fouré, A., Nordez, A. & Cornu, C. (2010). Plyometric training effects on Achille tendon stiffness and dissipative properties. *Journal of Applied Physiology*, 109:849-854. (Annexe 4)

<sup>2</sup> Fouré, A., Nordez, A., McNair, P. & Cornu, C. (2010). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*, in press. (Annexe 5)

#### IV.3.1.3. Protocole expérimental

Le protocole expérimental, réalisé avant et une semaine après la période d'entraînement de 14 semaines, est décrit en détail dans la **Fiche synthèse de la Partie 1**.

#### IV.3.1.4. Analyses statistiques

Après avoir vérifié la normalité de la distribution des données, des tests statistiques paramétriques ont été réalisés grâce au logiciel Statistica<sup>®</sup> software (Statsoft Inc., Tulsa, OK, EU). Une analyse de variance à mesures répétées à deux facteurs (groupe × test) a été utilisée pour évaluer les effets de l'entraînement sur les performances en détente verticale et l'ensemble des paramètres répertoriés dans la **Fiche synthèse de la Partie 1**. Une analyse post-hoc de Newman-Keuls a été effectuée le cas échéant. Le seuil de significativité était fixé à  $P < 0.05$ .

### IV.3.2. Résultats

#### IV.3.2.1. Paramètres fonctionnels

Une interaction significative ( $P < 0.05$ ) entre les facteurs "groupe" et "test" a été trouvée pour les performances en SJ, CMJ et multibond (Tableau 17). Pour le GE, une augmentation significative a été montrée en SJ (moyenne : +11.0%,  $P < 0.001$ ), CMJ (moyenne : +7.4%,  $P < 0.02$ ) et multibond (moyenne : +27.7%,  $P < 0.001$ ). En revanche, l'interaction entre les facteurs "groupe" et "test" pour le DJ n'était pas significative ( $P = 0.18$ ).

**Tableau 17** : Performances en détente verticale pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
SJ (cm)	37.5 ± 4.4	41.5 ± 4.2 <sup>**</sup>	34.7 ± 7.8	35.5 ± 8.3
CMJ (cm)	44.5 ± 4.8	47.5 ± 3.8 <sup>†</sup>	40.3 ± 7.8	39.5 ± 6.9
Multibond (cm)	32.3 ± 5.1	40.6 ± 3.0 <sup>**</sup>	27.8 ± 2.8	25.2 ± 4.2
DJ (cm)	39.7 ± 4.4	42.4 ± 4.9	34.3 ± 7.1	34.8 ± 6.2

*SJ* : squat jump, *CMJ* : saut en contre mouvement, *DJ* : saut en contrebas (50 cm), *GE* : groupe entraînement, *GC* : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type. Analyse post-hoc <sup>†</sup>  $P < 0.05$ ; <sup>‡</sup>  $P < 0.01$ ; <sup>‡‡</sup>  $P < 0.001$ .

Une augmentation significative de 5.2% ( $P < 0.01$ ) en CMV a été montrée pour le GE (Tableau 18). Une tendance à l'augmentation pour le  $RTD_{max}$  a été trouvée sans que cette augmentation ne soit significative ( $P = 0.10$ ). Pour le GC, aucune modification significative n'a été déterminée pour l'ensemble des paramètres fonctionnels ( $P > 0.05$ ).

**Tableau 18 :** Contraction maximale volontaire et taux de montée en force maximal pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
CMV (N.m)	133 ± 16	141 ± 18 ‡	131 ± 16	132 ± 15
$RTD_{max}$ (N.m.s <sup>-1</sup> )	1389 ± 447	1490 ± 426	1448 ± 362	1386 ± 331

CMV : contraction maximale volontaire,  $RTD_{max}$  : taux de montée en force maximal, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type. Analyse post-hoc ‡  $P < 0.01$ .

Une interaction entre les facteurs "groupe" et "test" a été trouvée pour  $RoM_{T FD}$ . Une augmentation significative de ce paramètre de 7.3% ( $P < 0.05$ ) a été déterminée pour le GE. Aucune différence significative n'a été trouvée pour  $RoM_{T FP}$  et  $RoM_{F FD}$  ( $P > 0.05$ ) (Tableau 19).

**Tableau 19 :** Amplitudes maximales de la cheville pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$RoM_{T FP}$ (°)	53.6 ± 4.5	53.4 ± 8.8	62.1 ± 9.3	59.4 ± 12.4
$RoM_{T FD}$ (°)	42.5 ± 5.7	45.9 ± 8.5 †	51.8 ± 9.1	48.7 ± 7.7
$RoM_{F FD}$ (°)	55.5 ± 9.3	56.2 ± 10.6	55.0 ± 11.2	53.5 ± 12.4

$RoM_{T FP}$  : amplitude maximale de la cheville mesurée jambe tendue en flexion plantaire,  $RoM_{T FD}$  : amplitude maximale de la cheville mesurée jambe tendue en flexion dorsale,  $RoM_{F FD}$  : amplitude maximale de la cheville genou fléchi à 80° en flexion dorsale, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type. Analyse post-hoc †  $P < 0.05$

## IV.3.2.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural

## IV.3.2.2.1. Le tendon d'Achille

Aucune différence significative n'a été trouvée après l'entraînement pliométrique pour le GE et le GC pour l'ensemble des paramètres géométriques étudiés concernant le tendon d'Achille ( $P > 0.05$ ) (Tableau 20).

**Tableau 20** : Longueurs, élongation maximale et surface de section transversale du tendon d'Achille pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$L_{TGL}$ (mm)	230 ± 25	229 ± 26	222 ± 16	222 ± 15
$L_{TGM}$ (mm)	199 ± 24	200 ± 25	198 ± 24	200 ± 25
$L_{TSO}$ (mm)	51 ± 12	49 ± 11	47 ± 16	47 ± 15
$\Delta L_{max}$ (mm)	14.5 ± 2.8	15.1 ± 2.5	14.8 ± 2.1	14.8 ± 2.8
$CSA_T$ (mm <sup>2</sup> )	55.6 ± 12.2	57.3 ± 13.1	53.8 ± 9.7	55.3 ± 8.6

$L_{TGL}$  : longueur du tendon d'Achille du gastrocnémien latéral,  $L_{TGM}$  : longueur du tendon d'Achille du gastrocnémien médial,  $L_{TSO}$  : longueur du tendon d'Achille du soléaire,  $\Delta L_{max}$  : élongation maximale du tendon du gastrocnémien médial à 90% de contraction maximal volontaire,  $CSA_T$  : surface de section transversale du tendon d'Achille, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type.

## IV.3.2.2.2. Les muscles du triceps sural

Aucune différence significative au niveau de l'architecture des muscles du TS n'a été trouvée après l'entraînement pliométrique pour le GE et le GC ( $P > 0.05$ ) (Tableau 21).

**Tableau 21** : Paramètres architecturaux musculaires pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
t (mm)	15.9 ± 2.7	15.4 ± 2.3	16.4 ± 1.1	15.8 ± 1.8
GL $\theta$ (°)	11.6 ± 3.6	12.3 ± 2.9	11.9 ± 1.6	13.8 ± 1.4
$L_F$ (mm)	88.9 ± 25.1	86.3 ± 9.4	87.3 ± 10.1	77.1 ± 9.8
t (mm)	21.9 ± 2.6	21.5 ± 2.4	20.9 ± 1.7	20.5 ± 2.5
GM $\theta$ (°)	24.4 ± 3.2	23.1 ± 2.2	23.5 ± 3.0	23.1 ± 1.9
$L_F$ (mm)	55.1 ± 6.0	58.8 ± 6.7	55.8 ± 7.2	57.2 ± 5.2
t (mm)	15.6 ± 2.1	15.9 ± 2.7	1.6 ± 0.3	16.4 ± 2.0
SO $\theta$ (°)	26.0 ± 4.6	23.9 ± 6.2	26.3 ± 5.8	23.7 ± 4.3
$L_F$ (mm)	35.9 ± 7.5	40.6 ± 9.0	34.9 ± 8.1	39.1 ± 7.1

t : épaisseur,  $\theta$  : angle de pennation,  $L_F$  : longueur des fascicules, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type.

Une interaction entre les facteurs “groupe” et “test” a été trouvée pour  $ACSA_{GAS\ 70\%}$  et  $ACSA_{70\%}$  ( $P < 0.05$ ) (Tableau 22). Pour le GE, une augmentation significative de 11.7% et 11.0% pour  $ACSA_{GAS\ 70\%}$  et  $ACSA_{70\%}$  respectivement a été déterminée ( $P < 0.05$ ) (Tableau 22). Une tendance à l'augmentation non-significative a été déterminée pour l'évaluation de l'ACSA moyennée sur les 3 niveaux pour les gastrocnémiens ( $P = 0.09$ ). Aucune évolution significative n'a été trouvée pour l'ACSA évaluée à 50% et pour l'ACSA des muscles du TS pour le GC ( $P > 0.05$ ) (Tableau 22).

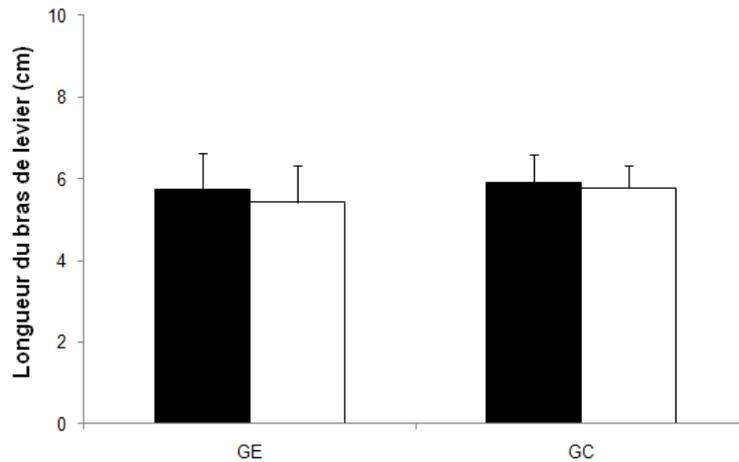
**Tableau 22** : Surface de section transversale anatomique des muscles du triceps sural et des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

		GE		GC	
		Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
GAS	$ACSA_{GAS\ 50\%}$ (mm <sup>2</sup> )	574 ± 461	533 ± 398	544 ± 496	484 ± 526
	$ACSA_{GAS\ 60\%}$ (mm <sup>2</sup> )	1605 ± 679	1643 ± 638	2008 ± 547	1853 ± 511
	$ACSA_{GAS\ 70\%}$ (mm <sup>2</sup> )	2430 ± 510	2670 ± 441 †	2706 ± 293	2639 ± 276
	$ACSA_{GAS}$ (mm <sup>2</sup> )	1536 ± 537	1615 ± 463	1752 ± 364	1659 ± 368
TS	$ACSA_{50\%}$ (mm <sup>2</sup> )	2244 ± 493	2264 ± 461	2517 ± 714	2435 ± 808
	$ACSA_{60\%}$ (mm <sup>2</sup> )	3678 ± 655	3829 ± 579	4186 ± 771	3874 ± 782
	$ACSA_{70\%}$ (mm <sup>2</sup> )	4375 ± 601	4868 ± 565 †	4997 ± 592	4941 ± 540
	$ACSA_{TS}$ (mm <sup>2</sup> )	3432 ± 538	3653 ± 480	3900 ± 612	3783 ± 646

*ACSA* : surface de section transversale anatomique déterminée à 50, 60 et 70% de la longueur malléole externe creux poplité, *TS* : triceps sural, *GAS* : gastrocnémiens, *GE* : groupe entraînement, *GC* : groupe contrôle,  $ACSA_{GAS}$  : ACSA moyennées sur les 3 niveaux pour les gastrocnémiens,  $ACSA_{TS}$  : ACSA moyennées sur les 3 niveaux pour le triceps sural. Moyenne ± écart-type. Analyse post-hoc †  $P < 0.05$ .

#### IV.3.2.2.3. Le bras de levier

Aucune interaction entre les facteurs “groupe” et “test” n'a été trouvée après l'entraînement pliométrique pour le GE et le GC concernant le BdL des fléchisseurs plantaires de la cheville ( $P > 0.05$ ) (Figure 60).

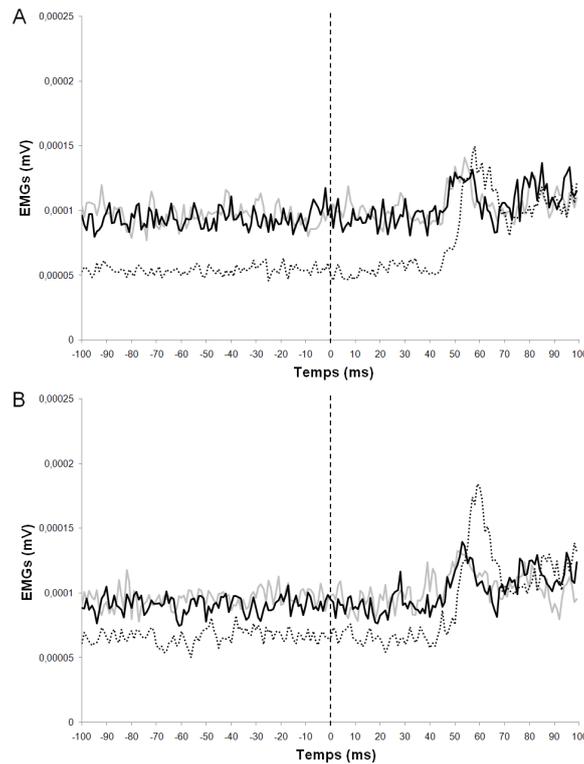


**Figure 60** : Longueur du bras de levier des fléchisseurs plantaires pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

Ces résultats montrent l'absence d'effet de l'entraînement pliométrique sur la longueur du bras de levier des fléchisseurs plantaires de la cheville. Ce paramètre n'intervient pas dans les effets des entraînements obtenus à partir des différentes méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques de la CES et de la CEP utilisées dans ce chapitre.

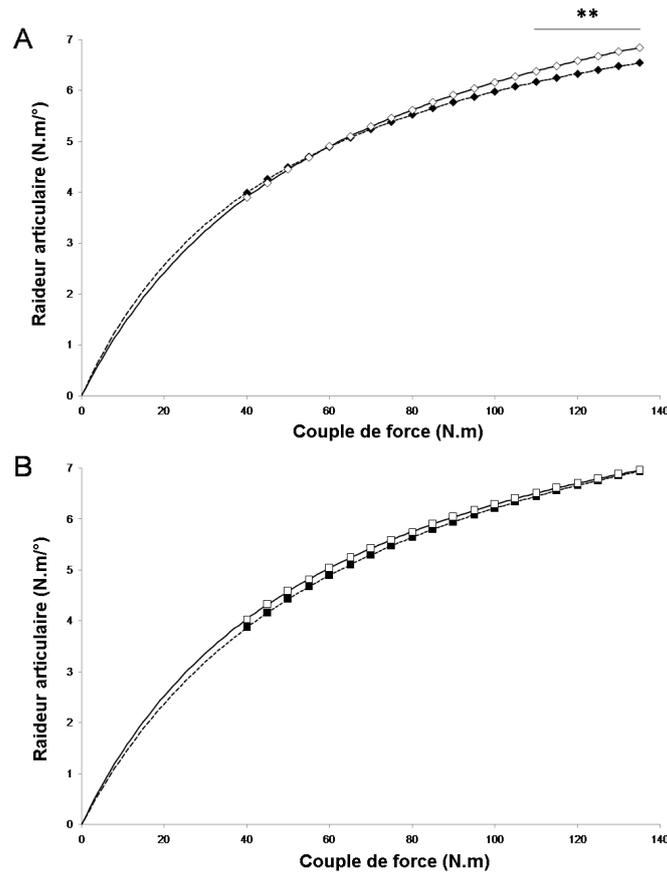
#### IV.3.2.3. Raideur de la CES

Les activités EMGs, moyennées et enregistrées pendant le protocole de SRS sur les sujets du GE pour les 3 muscles du TS, sont présentées sur la Figure 61. Il n'a pas été observé de modification de l'activité EMGs pendant les 45 premières millisecondes après le début de l'étirement. L'activité EMGs augmente ensuite pendant 20 à 30 ms pour les gastrocnémiens et le SO. L'activité du TA ne change pas pendant les 100ms après le début de l'étirement. Ainsi, aucun décalage temporel du réflexe n'a été observé avec l'entraînement. Le réflexe à l'étirement n'a donc pas d'influence sur les effets des entraînements obtenus à partir de la méthode SRS utilisées dans ce chapitre.



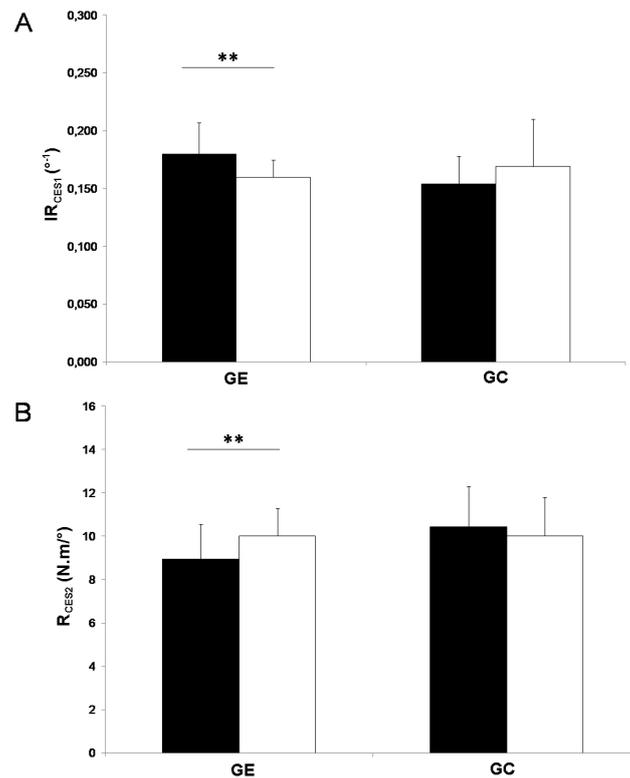
**Figure 61** : Relations moyennées entre l'activité EMGs des muscles gastrocnémiens latéral (—), gastrocnémiens médial (—) et soléaire (.....) obtenues sur 100ms avant et après le début de l'étirement (temps = 0) pour les essais valides pour le groupe entraînement avant (A) et après (B) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

Une interaction entre les facteurs "groupe" et "test" a été trouvée pour  $IR_{CES1}$ ,  $R_{CES1\ 90\%}$  et  $R_{CES2}$  ( $P < 0.05$ ). Les relations moyennes entre la raideur articulaire et le couple de force externe développé pour les deux groupes sont présentées Figure 62. La raideur articulaire pour des valeurs de couple élevées était significativement plus importante après les 14 semaines d'entraînement pliométrique pour le GE ( $P < 0.05$ ) (Figure 62). Pour ce même groupe, une augmentation significative de 13.2% a été trouvée pour  $R_{CES2}$  ( $P < 0.05$ ) et une diminution significative de 10.4% a été trouvée pour  $IR_{CES1}$  ( $P < 0.05$ ) (Figure 63). Aucune différence significative au niveau de la raideur de la CES n'a été trouvée après l'entraînement pliométrique pour le GC ( $P > 0.05$ )



**Figure 62** : Relations entre la raideur articulaire et le couple de force externe pour le groupe entraînement (A) et le groupe contrôle (B) avant (◆) et après (◇) 14 semaines d'entraînement pliométrique. \*\*Différence significative entre les valeurs du prétest et du posttest ( $P < 0.05$ )

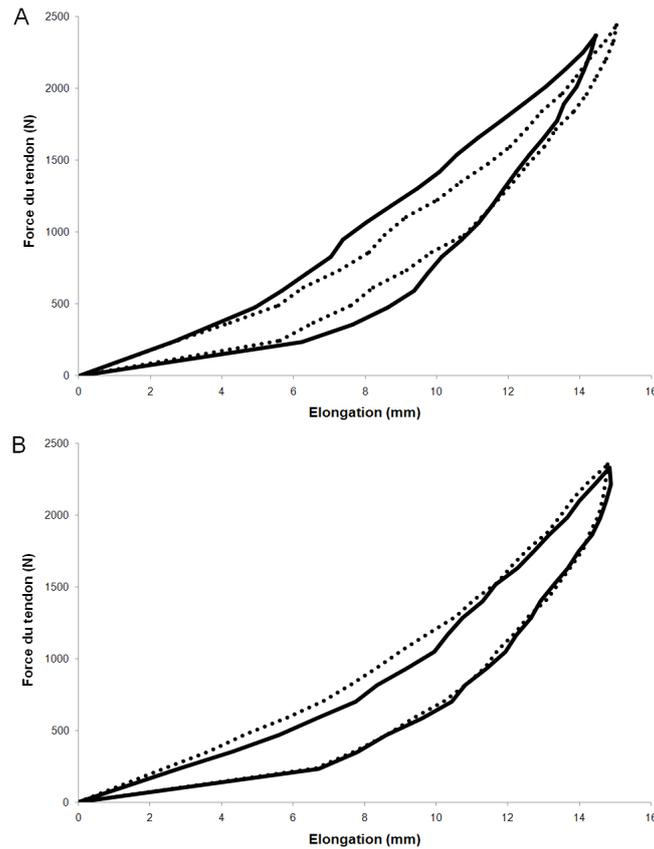
Par ailleurs,  $R_{CES1\ 90\%}$  a diminué significativement de 12.4% pour le GE (prétest :  $21.8 \pm 2.2\ \text{N.m.}^{\circ-1}$ ; posttest :  $19.0 \pm 2.6\ \text{N.m.}^{\circ-1}$ ) et n'a pas évolué pour le GC (prétest :  $17.7 \pm 3.1\ \text{N.m.}^{\circ-1}$ ; posttest :  $19.6 \pm 4.8\ \text{N.m.}^{\circ-1}$ ).



**Figure 63** : A - Moyenne de l'indice de raideur de la fraction active de la composante élastique série (IR<sub>CES1</sub>) et B - Raideur de la fraction passive de la composante élastique série (R<sub>CES2</sub>) pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement pliométrique. \*\*Différence significative entre les valeurs du prétest et du posttest (P < 0.05)

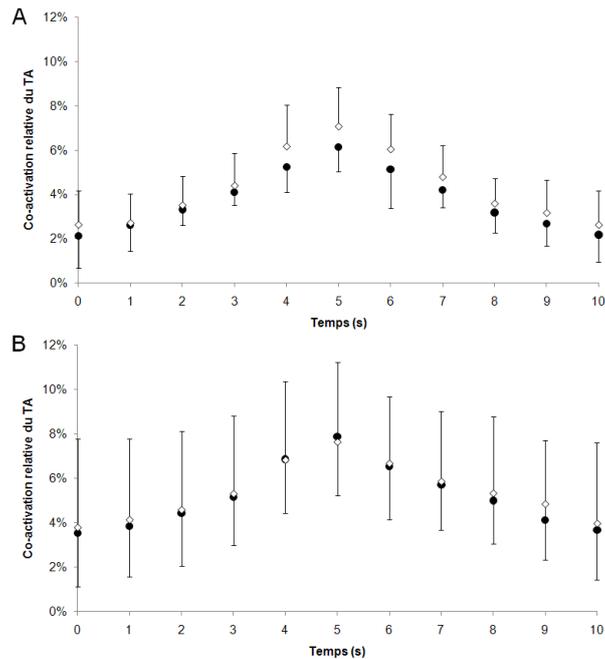
#### IV.3.2.4. Propriétés mécaniques du tendon d'Achille

Les relations moyennes entre la force et l'élongation du tendon d'Achille obtenues à partir des rampes de contraction isométrique pour les deux groupes sont présentées Figure 64. L'application d'une régression linéaire sur la plage de couple de force comprise entre 50 et 90% de CMV et du modèle de Sten-Knudsen sur les relations force-élongation de chaque sujet pour les deux tests montrent de très bons coefficients de corrélation ( $r^2 = 0.98 \pm 0.02$  et  $0.99 \pm 0.01$  respectivement), ce qui nous permet d'identifier à la fois une raideur du tendon (R<sub>TA</sub>) évaluée entre 50 et 90% de la CMV minimum entre le prétest et le posttest et un indice de raideur de Sten-Knudsen (IR<sub>SK</sub>).



**Figure 64** : Relations moyennes entre la force et l'élongation du tendon d'Achille obtenues à partir des rampes de contraction isométrique pour le groupe entraînement (A) et le groupe contrôle (B) avant (—) et après (●●●) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

Ces relations force-longueur n'ont pas été corrigées de la co-activation du TA pendant la rampe de contraction dans la mesure où cette co-activation n'a pas évolué significativement après la période d'entraînement de 14 semaines pour le GE et le GC (Figure 65). La co-activation n'a donc pas d'influence sur les effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques du tendon caractérisés dans ce chapitre.



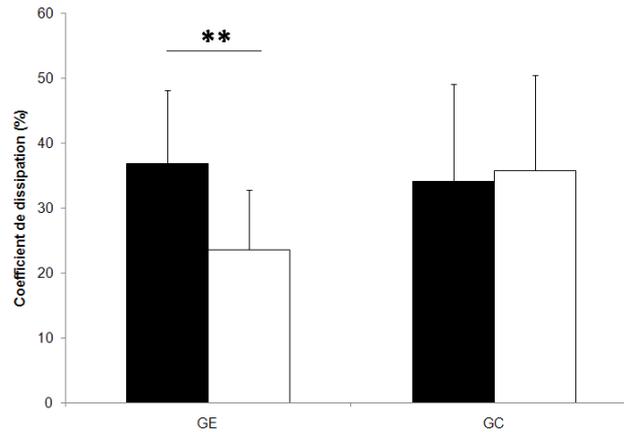
**Figure 65** : Relations moyennes entre la co-activation relative du tibial antérieur (TA) lors de la rampe de contraction isométrique pour le groupe entraînement (A) et le groupe contrôle (B) avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

Une interaction entre les facteurs “groupe” et “test” a été trouvée pour  $IR_{SK}$ ,  $R_{TA}$ ,  $R_{TA}/CSA_T$  et  $CD$  ( $P < 0.05$ ) (Tableau 23 et Figure 64). Des augmentations significatives de  $R_{TA}$  et  $IR_{SK}$  (i.e., 24.1% et 65.2% respectivement) ont été trouvées pour le GE ( $P < 0.05$ ) (Tableau 23). Une augmentation significative de 21.0% pour la raideur du tendon normalisée ( $R_{TA}/CSA_T$ ) et une diminution significative de 35.0% pour le  $CD$  ont aussi été déterminées pour le GE ( $P < 0.05$ ) (Figure 66). Aucune différence significative au niveau de la raideur et des propriétés dissipatives du tendon d'Achille n'a été trouvée après l'entraînement pliométrique pour le GC ( $P > 0.05$ ).

**Tableau 23** : Paramètres de raideur du tendon d'Achille pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

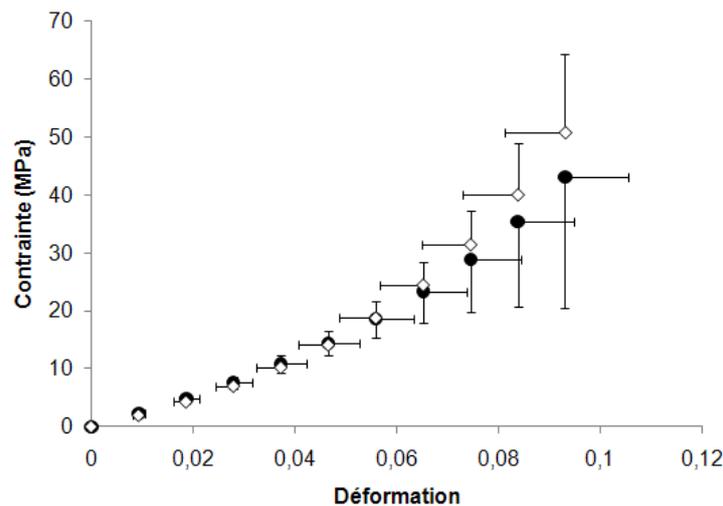
	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_{SK}$ ( $\text{mm}^{-1}$ )	$0.09 \pm 0.07$	$0.11 \pm 0.06$ †	$0.13 \pm 0.07$	$0.09 \pm 0.07$
$R_{TA}$ ( $\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$ )	$224.7 \pm 92.2$	$284.31 \pm 139.0$ †	$298.3 \pm 152.8$	$288.5 \pm 138.6$
$R_{TA}/CSA_T$ ( $\text{N} \cdot \text{mm}^{-3}$ )	$4.40 \pm 2.47$	$5.54 \pm 3.74$ ‡	$5.54 \pm 2.25$	$5.15 \pm 2.55$

$IR_{SK}$  : Indice de raideur de StenKnudsen,  $R_{TA}$  : raideur du tendon d'Achille,  $R_{TA}/CSA_T$  : raideur normalisée du tendon d'Achille, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type. Analyse post-hoc †  $P < 0.05$ ; ‡  $P < 0.01$



**Figure 66 :** Valeurs moyennes de coefficient de dissipation pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement pliométrique. \*\*Différence significative entre les valeurs du prétest et du posttest ( $P < 0.05$ ).

Les relations contrainte-déformation moyenne du tendon pour le GE de prétest et de posttest sont présentées à la Figure 67.

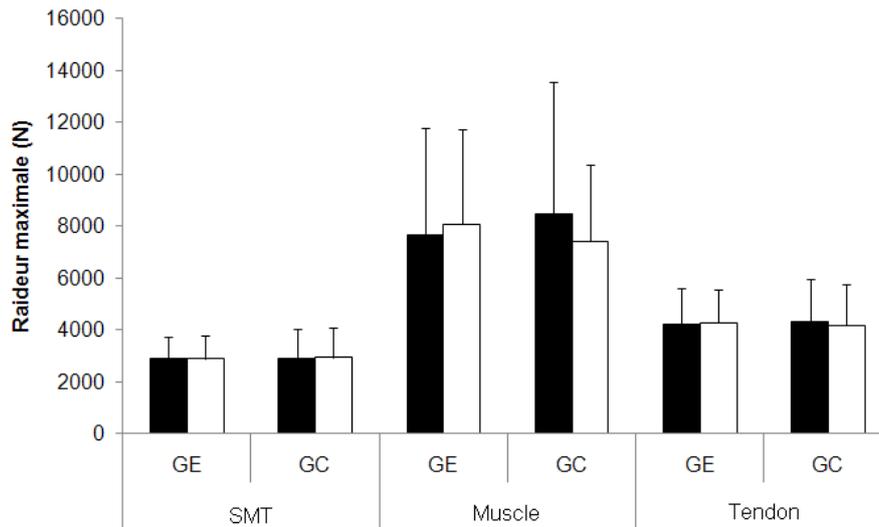


**Figure 67 :** Relations moyennes entre la contrainte et la déformation du tendon d'Achille pour le groupe entraînement avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement pliométrique. L'analyse a été réalisée sur la plage commune de déformation entre les prétests et les posttests.

#### IV.3.2.5. Raideur de la CEP

##### IV.3.2.5.1. Relations couple-allongement

Aucune différence significative n'a été trouvée après entraînement pour la raideur passive maximale du SMT, du muscle gastrocnémien médial et du tendon des fléchisseurs plantaires de la cheville ( $R_{SMT_{max}}$ ,  $R_{M_{max}}$  et  $R_{T_{max}}$  respectivement) ( $P > 0.05$ , Figure 68) ainsi que pour  $IR_{SMT}$  et  $IR_M$  ( $P > 0.05$ ).



**Figure 68** : Moyennes des valeurs de raideur maximale du système muscle-tendon (SMT), du muscle gastrocnémien médial et du tendon des fléchisseurs plantaires pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

#### IV.3.2.5.2. Relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens

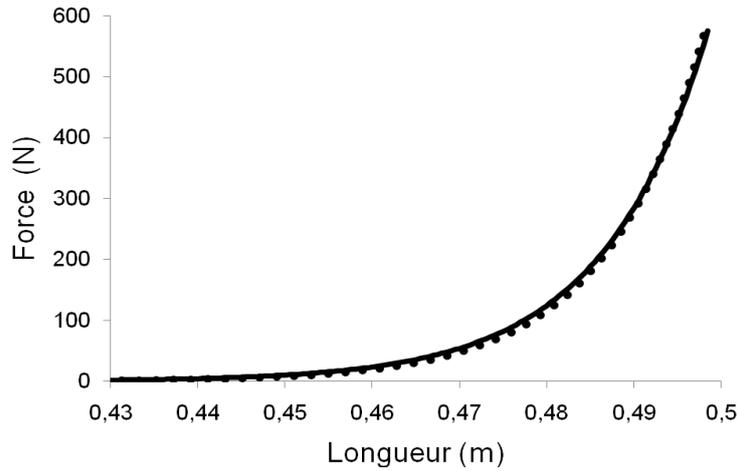
Aucune différence significative entre les groupes et les paramètres n'a été déterminée entre le prétest et le posttest (Tableau 24). Une légère tendance à l'augmentation a néanmoins été observée pour ces deux paramètres (+6.6%,  $P = 0.09$  et +2.0%,  $P = 0.07$  respectivement).

**Tableau 24** : Valeurs des différents paramètres mécaniques déterminés à partir de la relation force-longueur du système musculo-tendineux des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_G$ ( $m^{-1}$ )	$82.8 \pm 13.1$	$88.6 \pm 17.2$	$84.3 \pm 11.7$	$81.7 \pm 14.3$
$R_{Gmax}$ ( $N \cdot m^{-1}$ )	$44413 \pm 17754$	$45200 \pm 21825$	$46925 \pm 20524$	$44673 \pm 17896$
$L_{0G}$ (m)	$0.368 \pm 0.034$	$0.376 \pm 0.035$	$0.379 \pm 0.010$	$0.375 \pm 0.017$
$L_{F=1G}$ (m)	$0.423 \pm 0.029$	$0.428 \pm 0.029$	$0.431 \pm 0.011$	$0.428 \pm 0.015$

$IR_G$  : indice de raideur passive,  $R_{Gmax}$  : raideur passive maximale,  $L_{0G}$  : longueur initiale,  $L_{F=1G}$  : longueur pour une force passive de 1N développé par le SMT des gastrocnémiens, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type.

Les relations moyennes entre la force passive et la longueur du SMT gastrocnémiens du GE pour les prétest et posttest sont présentées à la Figure 69.



**Figure 69** : Relations moyennes entre la force passive et la longueur du SMT gastrocnémiens pour le groupe entraînement avant (■) et après (●●●) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

*IV.3.2.5.3. Relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens*

Aucune modification significative n'a été observée pour  $R_{G_{max}}$  et  $IR_{G_T}$  pour GE et GC ( $P > 0.05$ ) (Tableau 25).

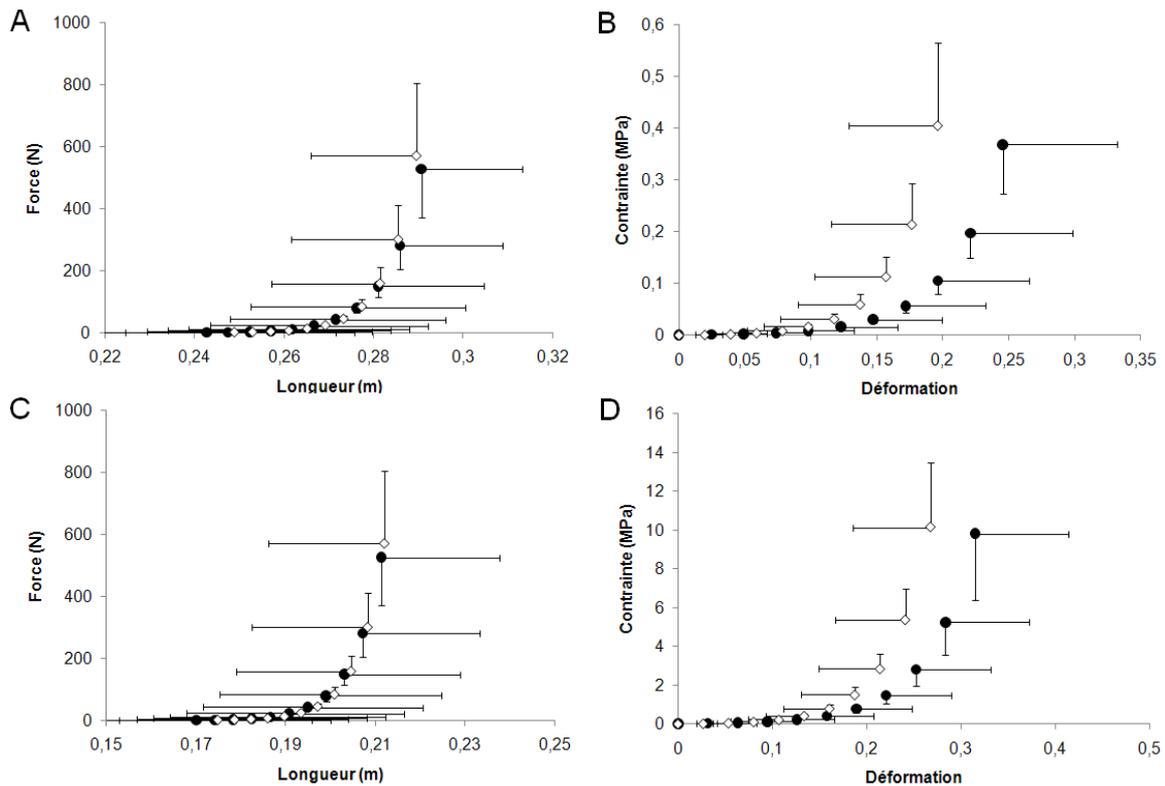
**Tableau 25** : Valeurs des différents paramètres mécaniques évalués à partir de la relation force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_{G_M} (m^{-1})$	$137.1 \pm 40.2$	$148.6 \pm 30.0$	$158.5 \pm 35.5$	$143.0 \pm 27.8$
$L_{0_M} (m)$	$0.205 \pm 0.034$	$0.216 \pm 0.032$	$0.218 \pm 0.017$	$0.214 \pm 0.022$
$L_{F=1_M} (m)$	$0.243 \pm 0.028$	$0.249 \pm 0.028$	$0.252 \pm 0.020$	$0.250 \pm 0.022$
$IR_{G_T} (m^{-1})$	$155.9 \pm 37.1$	$168.7 \pm 40.3$	$175.8 \pm 17.9$	$181.7 \pm 43.6$
$L_{0_T} (m)$	$0.137 \pm 0.027$	$0.145 \pm 0.027$	$0.141 \pm 0.023$	$0.142 \pm 0.028$
$L_{F=1_T} (m)$	$0.170 \pm 0.026$	$0.175 \pm 0.026$	$0.172 \pm 0.022$	$0.172 \pm 0.025$

$IR_{G_M}$  : indice de raideur du muscle des gastrocnémiens,  $L_{0_M}$  : longueur initiale du muscle des gastrocnémiens,  $L_{F=1_M}$  : longueur du muscle des gastrocnémiens pour une force passive de 1N,  $IR_{G_T}$  : indice de raideur du tendon des gastrocnémiens,  $L_{0_T}$  : longueur initiale du tendon des gastrocnémiens,  $L_{F=1_T}$  : longueur du tendon des gastrocnémiens pour une force passive de 1N, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type.

Une tendance à l'augmentation a été observée pour  $IR_{G_M}$  et  $L_{0_M}$  ( $P = 0.08$  et  $0.07$ ) (Tableau 25).

Les relations force-longueur et contrainte-déformation moyennes pour le GE du muscle gastrocnémiens et du tendon d'Achille sont présentées à la Figure 70.



**Figure 70 :** Relations moyennes entre la force et la longueur (A et C) et la contrainte et la déformation (B et D) du muscle gastrocnémien (A et B) et du tendon d'Achille (C et D) pour le groupe entraînement avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement pliométrique.

### IV.3.3. Discussion

Le but de cette étude était de déterminer les effets de 14 semaines d'entraînement pliométrique sur les paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville, la raideur des différentes composantes élastiques du modèle rhéologique de Zajac (1989) ainsi que les propriétés dissipatives du tendon d'Achille. Les principaux résultats montrent peu d'adaptations des propriétés géométriques en comparaison des propriétés mécaniques du muscle et du tendon des fléchisseurs plantaires de la cheville (i.e., diminution de la raideur de  $CES_1$ , augmentation de la raideur de  $CES_2$  et du tendon d'Achille et diminution du coefficient de dissipation du tendon).

#### IV.3.3.1. Paramètres fonctionnels

Les augmentations de performances déterminées pour le GE dans notre étude (i.e., entre 7.4 et 27.7% selon la modalité de saut) sont en accord avec les résultats précédemment observés dans la littérature (Toumi et al., 2004; Markovic, 2007; Vissing et al.,

2008; Fouré et al., 2009). En effet, les évolutions en SJ et en CMJ observées dans notre étude (i.e., 11.0 et 7.4% pour le SJ et le CMJ respectivement) sont similaires à l'évolution moyenne des performances en SJ et en CMJ de 4.7% et 8.7% après un entraînement pliométrique de durées comprises entre 6 et 24 semaines (Markovic, 2007).

Par ailleurs, l'augmentation des performances en CMV observée dans notre étude (+ 5.2%) est en accord avec les évolutions observées précédemment après ce type d'entraînement (e.g., Spurrs et al., 2003; Kubo et al., 2007b). De plus, les valeurs et évolutions de  $RTD_{max}$  déterminées dans notre étude sont similaires avec celles obtenues dans de précédentes études (e.g., Burgess et al., 2007). L'évolution non-significative de 12.7% ( $P = 0.10$ ) avait déjà été déterminée comme une tendance après 6 semaines d'entraînement pliométrique dans deux études précédentes (e.g., Spurrs et al., 2003; Burgess et al., 2007).

Les résultats que nous avons obtenus au niveau des évolutions de performances des paramètres fonctionnels sont en accord avec ceux observés précédemment dans la littérature après un entraînement pliométrique. Cette évolution des paramètres fonctionnels atteste de l'efficacité de l'entraînement utilisé dans notre étude.

Nous avons trouvé également une augmentation de la souplesse de l'articulation de la cheville lorsqu'elle était déterminée avec la jambe tendue. L'amplitude articulaire maximale en flexion dorsale est plus importante de 7.3% (i.e., environ  $3.5^\circ$  en moyenne) après les 14 semaines d'entraînement pliométrique pour le GE. Si une tendance à l'augmentation d'environ 10.3% (i.e., environ  $3^\circ$  en moyenne) avait été notée lors de notre étude précédente (Fouré et al., 2009), l'évolution n'était pas significative après 8 semaines d'entraînement sur le même type de population. La période de 8 semaines d'entraînement était peut-être trop courte pour pouvoir induire une augmentation significative de la souplesse articulaire de la cheville.

#### IV.3.3.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural

Une revue de littérature récente sur les adaptations du tendon à l'exercice a montré que l'augmentation de CSA du tendon *in vivo* requerrait un temps d'entraînement prolongé (Kjaer, 2004). Les résultats obtenus dans notre étude (i.e., aucune évolution de longueur et de CSA après les 14 semaines d'entraînement pliométrique) sont similaires à ceux trouvés par Kubo et al. (2007b).

Parallèlement, aucune modification d'architecture des muscles du TS n'a été déterminée dans notre étude. A notre connaissance, très peu de travaux se sont intéressés aux effets de l'entraînement pliométrique sur l'architecture musculaire. Toutefois, une adaptation précoce de l'architecture du VL et du droit fémoral avait été observée par Blazevich et al. (2003) après 5 semaines d'un entraînement associant des sauts et des sprints. Cependant, ces résultats obtenus sur deux groupes musculaires impliqués de manière différente lors du saut sont difficilement comparables.

Par ailleurs, il a récemment été montré que l'évolution de CSA du tendon n'est pas homogène sur toute sa longueur et apparaîtrait en premier lieu au niveau des insertions du tendon sur l'os et sur le muscle comme il l'a été montré sur le tendon patellaire après 9 et 12 semaines d'entraînement des extenseurs du genou en résistance (Kongsgaard et al., 2007; Seynnes et al., 2009). Aussi, il doit être envisagé que des adaptations de la CSA du tendon aient pu intervenir au niveau des insertions et n'aient pu être détectées à partir d'une seule mesure de section du tendon d'Achille. Ainsi comme pour le muscle, l'évaluation de la CSA du tendon devrait être réalisée sur plusieurs niveaux de ce tendon, ce qui reste difficile par échographie. Cependant, lors de l'**étude 7** (i.e., effets de l'entraînement excentrique), deux mesures supplémentaires de CSA du tendon seront effectuées au niveau des insertions du tendon d'Achille sur le calcanéum et sur le SO. L'absence d'évolution de la CSA dans notre étude est par ailleurs en relative contradiction avec les résultats obtenus par des techniques de micro-dialyse, qui ont montré que l'entraînement augmentait le cycle de régénération du collagène de type I dans la région péri-tendineuse du tendon d'Achille (Langberg et al., 2001). Les activités de synthèse et de dégradation de collagène seraient actives mais le processus anabolique dominerait, ce qui résulterait en une synthèse nette de collagène de type I au sein du tendon d'Achille (Wang, 2006) conduisant théoriquement à une augmentation de CSA du tendon.

L'évaluation de l'ACSA des muscles du TS a été réalisée sur 3 niveaux de la jambe compte tenu du fait que les adaptations de l'ACSA des muscles après des protocoles d'entraînement peuvent également être inhomogènes sur leur longueur comme cela a été montré sur le quadriceps après un entraînement en force (Narici et al., 1996b; Tracy et al., 1999; Tracy et al., 2003). De fait, nous avons montré des adaptations différentes selon le niveau du TS considéré. En effet, aucune évolution n'a été observée à 50 et 60% de la longueur de la jambe alors qu'une augmentation significative a été trouvée pour l'ACSA des muscles du TS à 70% de la longueur de la jambe (i.e., ventre du GL et du GM). Globalement, la valeur moyenne d'ACSA du TS tend à augmenter sans que cela ne soit significatif. Kubo et

al. (2007b) avaient pourtant montré que 12 semaines d'entraînement pliométrique augmentaient le volume musculaire du TS chez des sujets non-impliqués dans une activité sportive régulière. Le niveau de pratique sportive déjà important des sujets impliqués dans notre étude a ainsi pu contribuer à minimiser les effets de l'entraînement pliométrique sur la géométrie du TS.

#### IV.3.3.3. Raideur de la CES

Dans notre étude, la mesure de la raideur des fractions active et passive de la CES a été réalisée à l'aide d'une méthodologie nouvellement développée *in vivo* (Fouré et al., 2010a). La méthode SRS permet dans un premier temps de caractériser la raideur de la CES dans sa globalité. Les résultats ont montré que l'entraînement pliométrique augmentait significativement la raideur de la cheville pour des couples élevés. Un résultat similaire montrant une augmentation de la raideur musculo-tendineuse avait été montré par Spurrs et al. (2003) après 6 semaines d'entraînement pliométrique. De plus, nos résultats sont similaires aux résultats de Pousson et al. (1995) qui ont observé une augmentation de la raideur de la CES après un entraînement pliométrique.

Une attention toute particulière a été portée sur les signaux EMGs des muscles du TS afin de détecter une potentielle activité réflexe qui aurait pu avoir une influence sur les résultats de raideur déterminée dans notre étude. Il a déjà été déterminé antérieurement que l'activité réflexe des muscles impliqués dans le mouvement de flexion plantaire n'a pas d'influence sur la détermination des propriétés mécaniques dans les conditions expérimentales utilisées dans notre étude (Allum et al., 1982; Allum et Mauritz, 1984; Blanpied et Smidt, 1992; Stein et Kearney, 1995; Hof, 1998). Il est donc très peu probable que les réflexes aient pu avoir une incidence sur nos résultats concernant les effets de l'entraînement, sauf si cet entraînement induit une modification de la latence du réflexe. Dans nos conditions expérimentales, cette activité réflexe intervient environ 45ms après le début de l'étirement et ce délai n'a pas été modifié par l'entraînement (Figure 61). Cette absence d'évolution de la latence du réflexe à l'étirement des fléchisseurs plantaires de la cheville avait été montrée par une étude récente après 4 semaines d'entraînement pliométrique (Potach et al., 2009). Ainsi, le réflexe à l'étirement n'a pas eu d'impact sur la détermination des propriétés mécaniques des fléchisseurs plantaires de la cheville lors des prétest et posttest de notre étude. Les données obtenues par la méthode SRS ont pu être utilisées pour déterminer les raideurs de CES<sub>1</sub> et CES<sub>2</sub>.

#### IV.3.3.3.1. Fraction active de la CES ( $CES_1$ )

La dissociation du comportement des fractions active et passive (i.e.,  $CES_1$  et  $CES_2$  respectivement) ont montré des adaptations spécifiques et différenciées après les 14 semaines d'entraînement pliométrique. L'hypothèse d'adaptations spécifiques de la raideur des fractions active et passive de la CES avancée dans plusieurs travaux antérieurs a été confirmée (Pousson et al., 1990; Pousson et al., 1995; Cornu et al., 1997). Au regard de ces adaptations spécifiques de  $CES_1$  et  $CES_2$ , la diminution de raideur de  $CES_1$  (i.e., localisée au niveau des structures musculaires actives) après un entraînement pliométrique est en accord avec les résultats obtenus sur muscle isolé (Pousson et al., 1991; Almeida-Silveira et al., 1994). Considérant l'absence d'adaptation significative d'architecture et d'ACSA musculaire, la modification de raideur de  $CES_1$  est *a priori* associée à une modification des propriétés mécaniques intrinsèques des fibres musculaires pour expliquer ce résultat (i.e., diminution de la raideur de  $CES_1$ ). L'hypothèse d'un phénomène de transition typologique des fibres musculaires avec l'entraînement a été émise dans de précédentes études (Pousson et al., 1991; Cornu et al., 1997; Malisoux et al., 2006), s'appuyant sur les résultats obtenus chez l'animal montrant que l'entraînement en saut chez le rat induit une augmentation relative du nombre de fibres II (Almeida-Silveira et al., 1994), qui sont plus compliantes que les fibres I (Petit et al., 1990; Toursel et al., 2002). D'un point de vue plus fonctionnel, la diminution de raideur de  $CES_1$  pourrait favoriser un meilleur stockage d'énergie potentielle élastique par la structure musculaire lors de la phase excentrique du cycle étirement-détente (e.g., Almeida-Silveira et al., 1994).

#### IV.3.3.3.2. Fraction passive de la CES ( $CES_2$ ) / du tendon d'Achille

L'augmentation de raideur de  $CES_2$  (i.e., principalement localisée au niveau des structures tendineuses et aponévrotiques) déterminée dans notre étude est en accord avec nos résultats sur les propriétés mécaniques du tendon et de précédents travaux évaluant les effets de l'entraînement pliométrique sur le tendon d'Achille (Burgess et al., 2007; Wu et al., 2009). L'absence de modification de la géométrie du tendon indiquerait que l'augmentation de raideur de  $CES_2$  serait due à une modification de propriétés mécaniques intrinsèques du tissu tendineux. L'hypothèse d'une augmentation et/ou d'un réarrangement à niveau plus microscopique des liaisons entre les fibrilles de collagène avait aussi été avancée par Kubo et al. (2007b) en s'appuyant sur des travaux initialement développés sur tendon isolé (Danielsen

et Andreassen, 1988). L'évolution de la raideur de CES<sub>2</sub> est par ailleurs similaire à l'évolution de la raideur du tendon d'Achille évaluée localement par échographie.

Les adaptations des propriétés mécaniques du tendon d'Achille après un entraînement pliométrique restent encore un sujet de débat dans la littérature. Nous avons trouvé une augmentation significative de R<sub>TA</sub> ( $P < 0.05$ ). Une tendance à l'augmentation de R<sub>TA</sub> après un entraînement pliométrique avait été observée dans une étude de Kubo et al. (2007b) après 12 semaines d'entraînement. Nous avons également montré une tendance à l'augmentation de R<sub>TA</sub> après 8 semaines d'entraînement (Fouré et al., 2009). Par ailleurs, des augmentations significatives de la raideur du tendon ont été déterminées après 6 et 8 semaines d'entraînement pliométrique (Wu et al., 2009; Burgess et al., 2007). L'augmentation de la raideur tendineuse après un entraînement pliométrique montrée ici est cohérente avec l'augmentation de la raideur globale de la CES<sub>2</sub> après l'entraînement évoquée ci-dessus.

Cependant, les relations force-allongement du tendon n'ont pas été corrigées de la co-activation du TA. Toutefois, cette co-activation du TA n'est pas significativement différente entre les deux groupes et les deux tests. Pourtant, il avait été montré que la co-activation des fléchisseurs dorsaux lors de la flexion plantaire pouvait augmenter après l'entraînement en force (de Boer et al., 2007). Une augmentation de la co-activation engendrerait une sous-estimation du couple réel produit par les fléchisseurs plantaires en l'absence de correction (i.e., et donc une sous-estimation des valeurs de raideur du tendon). Cette sous-estimation ne viendrait que renforcer l'augmentation de raideur tendineuse déterminée, dans notre étude, après 14 semaines d'entraînement pliométrique.

Par ailleurs et à notre connaissance, seulement deux études ont reporté des résultats concernant l'adaptation à l'entraînement pliométrique des processus de l'utilisation de l'énergie potentielle élastique par le tendon (Kubo et al., 2007b; Wu et al., 2009). Kubo et al. (2007b) ont montré une augmentation d'environ 19.6% de l'énergie élastique stockée par le tendon pendant la charge de la rampe de contraction isométrique après 12 semaines d'entraînement. Wu et al. (2009) ont aussi déterminé une augmentation d'environ 32.5% de l'énergie potentielle élastique emmagasinée lors de la rampe de contraction isométrique. Néanmoins, ces résultats peuvent potentiellement résulter de l'augmentation de CMV observée dans ces études. En effet, nous avons montré dans l'**étude 3** (Cf. **II.4**) que le paramètre d'énergie emmagasinée est dépendant du niveau de force développée lors de la charge de la rampe de contraction isométrique. Malgré cette augmentation de l'énergie

emmagasinée par le tendon, Wu et al. (2009) n'ont pas trouvé de modification de l'aire de l'hystérésis (i.e., coefficient de dissipation) après 8 semaines d'entraînement pliométrique. Dans notre étude, une diminution de 35% du CD sans modification significative des énergies stockée et restituée a été déterminée après 14 semaines d'entraînement pliométrique. Cette diminution du CD du tendon avait déjà été observée après un entraînement en force de 14 semaines (Reeves et al., 2003b). Cette différence de résultats observés notamment par rapport à ceux des travaux de Wu et al. (2009) pourraient s'expliquer par des différences d'intensité et de volume d'entraînement auquel était soumis les sujets (i.e., environ 1500 sauts dans les travaux de Wu et al. (2009) vs. environ 6800 sauts dans notre étude) et/ou de durée du protocole d'entraînement (i.e., 8 semaines vs. 14 semaines respectivement).

L'analyse des modifications associées à l'entraînement pliométrique sur  $R_{TA}$  et CD (i.e., +24% et -35%, respectivement pour le GE) en comparaison des erreurs associées à la mesure expérimentale (Cf. II.4) montre bien que l'entraînement pliométrique induit une augmentation de la raideur et une diminution de l'énergie dissipée par le tendon d'Achille. Considérant l'absence d'adaptation de la géométrie du tendon d'Achille, la nature des adaptations associées à la structure tendineuse serait d'origine qualitative (i.e., associée à une modification des propriétés mécaniques intrinsèques du tissu tendineux). Ainsi, une contrainte physiologique appropriée aboutit à une modification du tendon par l'optimisation des processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique et de la transmission de la tension musculaire au squelette, ce qui contribuerait à l'amélioration des performances en détente verticale notamment. Cependant, aucune modification de la géométrie du tendon n'a été observée dans notre étude. Ainsi, des contraintes plus importantes sont atteintes pour des déformations moins importantes du tendon (Figure 67). Dans le même temps, une diminution de l'énergie dissipée par le tendon a été trouvée. Les adaptations de ces propriétés mécaniques (i.e., raideur et CD) pourraient alors induire un chargement excessif du tendon pouvant engendrer une dégénération du tendon (Mahieu et al., 2008). De plus, la diminution du CD pourrait réduire les capacités du tendon à protéger le muscle d'une contrainte mécanique importante et potentiellement accroître le risque de blessures du tendon et du muscle (e.g., inflammation, rupture).

#### IV.3.3.4. Raideur de la CEP

En ce qui concerne la CEP, aucune différence n'a été montrée au niveau de la raideur passive du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville déterminée à partir de la relation entre le couple de force externe produit pendant l'étirement en fonction de la longueur du SMT, du muscle et du tendon des gastrocnémiens. Ces résultats sont cohérents avec d'autres résultats obtenus dans une étude précédente sur les effets de 8 semaines d'entraînement pliométrique sur la raideur musculo-articulaire de la cheville (Fouré et al., 2009). La contribution relative des structures musculaires et tendineuses dans l'élongation du SMT des gastrocnémiens représente environ 50% de la variation de longueur totale du SMT. Ces résultats sont similaires à ceux présentés dans la littérature (e.g., Morse et al., 2008a). Cette contribution relative n'est pas significativement modifiée après 14 semaines d'entraînement pliométrique.

La détermination de la force passive développée par le SMT des gastrocnémiens en résistance aux étirements passifs permet une évaluation plus précise de la raideur passive. L'utilisation d'un modèle récemment développé au sein de notre laboratoire (Hoang et al., 2005; Nordez et al., 2010), a permis d'isoler le comportement du SMT des gastrocnémiens. Une tendance à l'augmentation de 6.6% de la raideur passive du SMT des gastrocnémiens a ainsi été observée dans notre étude. Lors d'une étude menée antérieurement dans notre laboratoire, l'hypothèse d'une raideur passive du muscle des gastrocnémiens accrue après un entraînement pliométrique avait été émise pour expliquer l'augmentation de la raideur de la CEP des gastrocnémiens. Cette hypothèse se trouve partiellement confirmée par notre étude. La tendance à l'augmentation de la raideur musculaire des gastrocnémiens pourrait ainsi être en partie expliquée par la tendance à l'augmentation de l'ACSA des gastrocnémiens après les 14 semaines d'entraînement pliométrique. De plus, cette tendance à l'augmentation de la raideur du muscle des gastrocnémiens pourrait être en partie expliquée par une augmentation de la synthèse collagénique au sein des structures musculaires de lapins après 15 semaines d'entraînement en saut (Ducomps et al., 2003). Cependant, le résultat observé dans notre étude n'est qu'une tendance et l'interprétation de ces résultats reste spéculative.

Par ailleurs, aucune modification de raideur passive du tendon des gastrocnémiens n'a été déterminée dans notre étude. Ce résultat est étonnant puisque nous avons montré que une augmentation de  $R_{CES2}$  (Cf. IV.3.2.3.) et  $R_{TA}$  (Cf. IV.3.2.4.) en condition active (Fouré et al., 2010b). Cependant, bien que le tendon soit une structure passive, son comportement semble

être différent lorsqu'il est mobilisé en condition active et en condition passive. Ainsi, les niveaux et les types de contraintes mécaniques au sein du tendon lors des tests en conditions passive et active ne sont pas identiques. De plus, un mouvement de cisaillement a été montré lors de la flexion plantaire volontaire entre les aponévroses du SO et du GM (Bojsen-Moller et al., 2004). Les évaluations des propriétés mécaniques en conditions active et passive sont nécessaires puisqu'elles ne caractérisent hypothétiquement pas le comportement des mêmes structures au sein du tendon. En effet, le tendon ayant une organisation hiérarchique (Cf. I.1.3.1.), on pourrait imaginer que les structures enveloppant le tendon et les faisceaux tendineux (e.g., epitenon, endotenon) soit d'avantage solliciter dans l'une ou l'autre condition (i.e., active ou passive). En effet, les déformations observées en condition passive sont beaucoup plus importantes qu'en condition active (Cf. Figure 67 et Figure 70). Les différentes structures du tendon pourraient ainsi intervenir à partir de déformations différentes du tendon lors d'un étirement passif ou d'une contraction.

Dans notre étude, l'évaluation de la raideur de la CEP a montré des tendances d'adaptations spécifiques des raideurs passives des structures musculaires et tendineuses. Bien que les résultats observés dans notre étude concernant les propriétés mécaniques de la CEP ne soient que des tendances, il semblerait que le muscle soit davantage exposé à une modification de ces propriétés mécaniques passives que le tendon. L'entraînement pliométrique aurait ainsi un effet spécifique sur les structures passives musculaires des gastrocnémiens.

#### ***IV.3.4. Conclusion***

Les 14 semaines d'entraînement pliométrique ont modifié les performances en détente verticale, en souplesse et en force des sujets entraînés. Cette évolution des performances en détente et en force notamment pourraient être associées à la diminution de raideur de  $CES_1$ , à l'augmentation de  $R_{CES2}$  et  $R_{TA}$  ainsi qu'à la diminution du CD du tendon d'Achille. Ces modifications de propriétés mécaniques, associées à une modification des propriétés mécaniques intrinsèques du tissu musculaire plutôt qu'à un changement de paramètres géométriques, permettrait une meilleure transmission de la tension musculaire au squelette et une efficacité supérieure des processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique par le SMT mais exposerait davantage le SMT aux blessures.

## Conclusion du chapitre IV

Les effets de notre protocole de 14 semaines d'entraînement pliométrique sur les paramètres de détente verticale, de CMV et de  $RTD_{max}$  montrent globalement une efficacité de l'entraînement réalisé sur les performances fonctionnelles pouvant être réalisées par les athlètes. Ces performances ont en partie été améliorées par une optimisation des processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique et de transmission de la tension produite par le muscle au squelette. L'optimisation de ces processus est possible par des adaptations des propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses du TS. Ces adaptations s'expliquent *a priori* plutôt liées à une modification des propriétés mécaniques intrinsèques des tissus qu'à un changement des paramètres géométriques des muscles et du tendon. La diminution de raideur de  $CES_1$  améliorerait le processus de stockage de l'énergie potentielle élastique alors que l'augmentation de la raideur du tendon/ $CES_2$ , de  $CEP_1$  et la diminution du coefficient de dissipation du tendon favoriseraient une transmission plus efficace de la tension et la restitution de l'énergie potentielle élastique stockée au sein du SMT. Ainsi, les adaptations spécifiques des différentes composantes du modèle géométrique de Zajac (1989) sont complémentaires et permettent une optimisation des processus mécaniques qui tendent à améliorer les performances fonctionnelles notamment en termes de force et de détente verticale. Les adaptations de propriétés mécaniques seraient fortement liées à une modification des processus de synthèse et de dégradation du collagène au sein des structures (Kjaer, 2004).

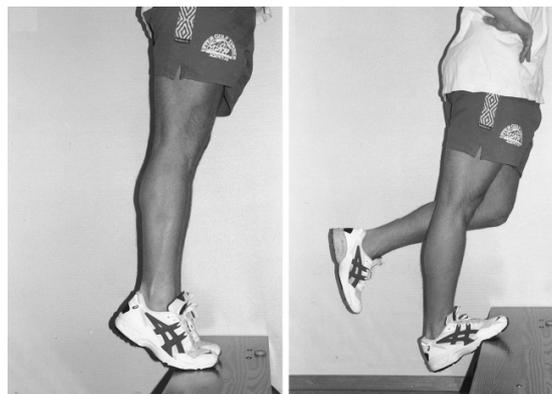
Par ailleurs, l'augmentation de la force pouvant être développée en flexion plantaire et l'absence de modification de la CSA du tendon d'Achille engendre une augmentation des contraintes appliquées sur la structure. L'association de l'augmentation des contraintes sur le tendon et la diminution de l'énergie dissipée par le tendon pourraient favoriser le risques de blessures tendineuses et musculaires (e.g., inflammation, rupture).

**Chapitre V : Effet de l'entraînement  
excentrique sur les propriétés mécaniques du  
système musculo-tendineux**

---

Une contraction musculaire est dite excentrique lorsque la contrainte mécanique imposée à un muscle ou groupe musculaire est supérieure à la force produite par l'ensemble des unités motrices activées impliquant une augmentation de la longueur du SMT (Enoka, 1996; Guilhem et al., In press-a). Au cours de ce processus, le SMT absorbe l'énergie mécanique développée par un travail externe et dissipe cette énergie sous forme de chaleur avec un fonctionnement analogue à un amortisseur (Cavagna et al., 1994; Dickinson et al., 2000).

Les contraintes induites par l'exercice excentrique se situent entre le renforcement et l'étirement des structures du SMT (Allison et Purdam, 2009). Ce type d'exercice est classiquement utilisé dans le cadre de l'entraînement et de programmes de réadaptation fonctionnelle (Figure 71) (Stanish et al., 1986; Alfredson et al., 1998). De plus, les modifications du comportement fonctionnel du SMT après un entraînement excentrique pourraient être expliquées par une modification de ses propriétés mécaniques et/ou géométriques. Les études présentées dans cette revue concerneront, dans la mesure du possible, les effets de l'entraînement purement excentrique (i.e., n'impliquant que des actions excentriques) sur les fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo*. Des études chez l'animal seront par ailleurs utilisées pour étayer les hypothèses associées aux potentiels mécanismes physiologiques impliqués dans les modifications de propriétés mécaniques et géométriques observées.



**Figure 71** : Type d'exercice excentrique pouvant être effectué lors d'un programme de réadaptation dans le cadre du traitement de la tendinite du tendon d'Achille (Alfredson et al., 1998).

Les données de la littérature montrent que l'entraînement excentrique améliore les performances en force (e.g., Hortobagyi et al., 1996b; Paddon-Jones et al., 2001; Duclay et al., 2009). Cette augmentation des performances a souvent été associée à une optimisation des mécanismes nerveux (e.g., modification des patrons d'activation musculaire) et à des

adaptations de propriétés mécaniques du SMT (e.g., raideur). De manière analogue aux effets de l'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques du SMT, l'hypothèse d'une adaptation spécifique et différente des composantes élastiques du SMT a été émise dans de précédents travaux (e.g., Pousson et al., 1990).

Ainsi, nous présenterons dans ce chapitre les adaptations potentielles connues associées à l'entraînement excentrique sur : *i*) les performances fonctionnelles (i.e., détente, force, souplesse), *ii*) la géométrie musculaire (i.e., architecture, ACSA, volume) et tendineuse (i.e., CSA, longueur) et, *iii*) au niveau des différentes composantes élastiques du modèle de Zajac (1989) (i.e., raideurs de la CES et de la CEP).

## V.1. Revue de littérature

### *V.1.1. Effets de l'entraînement excentrique sur les paramètres fonctionnels*

#### V.1.1.1. La détente verticale

Contrairement à l'entraînement pliométrique, les exercices excentriques favorisent la dissipation d'énergie du SMT (Cavagna et al., 1994; Dickinson et al., 2000). Les performances de détente sont donc beaucoup moins augmentées après un entraînement en force par rapport à un entraînement pliométrique (Baker, 1996; Hawkins et al., 2009). Ainsi, il a été montré que les performances en saut squat augmentaient de 2 à 3 cm après un entraînement à dominante excentrique (Friedmann-Bette et al., In press). Considérant le rôle fonctionnel de la contraction excentrique et la nécessité de réutiliser l'énergie potentielle élastique emmagasinée par les structures du SMT pour permettre une performance maximale en détente verticale, l'entraînement excentrique est très peu utilisé dans le contexte du développement de la détente verticale.

#### V.1.1.2. La souplesse

La souplesse articulaire de la cheville n'est pas un paramètre classiquement évalué après un entraînement excentrique. Il a néanmoins été montré que l'amplitude articulaire maximale de la cheville déterminée en flexion dorsale et jambe tendue augmentait de manière significative d'environ 6° après un protocole excentrique de 6 semaines (Mahieu et al., 2008). En revanche, 12 semaines d'entraînement excentrique n'ont pas suffi à augmenter

l'amplitude articulaire de la cheville en flexion dorsale chez des patients atteints de tendinopathie (Silbernagel et al., 2001). Comme nous l'avons précisé précédemment, les contraintes induites par l'exercice excentrique se situent entre le renforcement et l'étirement des structures du SMT (Allison et Purdam, 2009). Ainsi, une évolution similaire (i.e., à l'étude de Mahieu et al. (1998)) de la souplesse de la cheville après un programme d'étirements statiques pendant 6 semaines a été observée (Nelson et Bandy, 2004).

#### V.1.1.3. Le couple de force maximal isométrique

A notre connaissance, seules deux études ont testé les effets de l'entraînement purement excentrique sur le niveau de CMV en flexion plantaire et ont montré une augmentation de ce paramètre. Duclay et al. (2009) ont ainsi montré une augmentation de 13% de la CMV en flexion plantaire chez des sujets entraînés en excentrique pendant 7 semaines confirmant l'augmentation de 22% de la CMV en flexion plantaire après 6 semaines d'entraînement excentrique (Willems et Stauber, 2002).

Néanmoins, d'autres études réalisées sur d'autres groupes musculaires *in vivo* ou sur muscle isolé nuancent les effets de l'entraînement excentrique sur les capacités de production de force maximale (Allison et Purdam, 2009). Si on considère la relation couple de force – angle, certains auteurs montrent que l'entraînement excentrique améliore les capacités de production de force aux angles extrêmes (i.e., longueurs musculaires élevées) plutôt que sur l'ensemble de la plage testée (e.g., Blazevich et al., 2007a). Par ailleurs des études chez l'animal montrent que l'entraînement excentrique n'augmente pas nécessairement la tension maximale produite par le muscle (e.g., Reich et al., 2000)

### ***V.1.2. Effets de l'entraînement sur la géométrie du SMT***

#### V.1.2.1. Les muscles du triceps sural

Au delà de 6 à 8 semaines d'entraînement, l'amélioration des capacités de production de force s'accompagnerait, indépendamment du mode d'entraînement (i.e., concentrique, excentrique, isométrique ou couplant concentrique-excentrique), d'une augmentation de la masse musculaire (Moritani et deVries, 1979) impliquant principalement une hypertrophie musculaire à condition que la sollicitation soit suffisante (Wernbom et al., 2007).

L'hypertrophie musculaire chez l'homme est le résultat de l'augmentation de la CSA des fibres musculaires. Les fibres préférentiellement atteintes par l'hypertrophie musculaire sont les fibres de type II (Hather et al., 1991). Le potentiel hypertrophique d'un muscle est ainsi lié à la proportion de fibres de type II déjà présentes au sein du muscle (Hather et al., 1991). Les modifications typologiques induites par l'entraînement excentrique sont similaires à celles engendrées par les autres programmes d'entraînement en force, c'est à dire une augmentation de la part de fibres musculaires de type intermédiaire dans le muscle (IIa, IIa/IIb) pouvant atteindre +12% du niveau initial (Hortobagyi et al., 1996a). L'hypertrophie des fibres musculaires peut engendrer une augmentation de l'ACSA globale du muscle mais également une modification de l'architecture musculaire.

A notre connaissance, une seule étude a évalué les effets de l'entraînement excentrique sur l'architecture musculaire des muscles du TS (Duclay et al., 2009). Dans cette étude, des augmentations de l'angle de pennation et de la longueur de fascicule du GM de 7.6% et 6.8% respectivement ont été trouvées après 7 semaines d'entraînement excentrique (Duclay et al., 2009). Par ailleurs, au niveau du quadriceps, une augmentation de l'angle de pennation de 21.4% du VL après 10 semaines d'entraînement excentrique a été montrée (Blazevich et al., 2007a). Une augmentation de la longueur de fascicule du VL (+3.1%) a également été caractérisée après ce même protocole (Blazevich et al., 2007a). Il a été montré chez l'animal (Morgan, 1990) et récemment de manière indirecte chez l'Homme (Brockett et al., 2001) que cette réorganisation des structures musculaires résulte de l'augmentation du nombre de sarcomères en série.

Néanmoins, le nombre de sarcomères en série n'augmente pas dans tous les muscles impliqués dans le mouvement (Butterfield et al., 2005). En effet, Butterfield et al. (2005) ont montré par exemple une augmentation du nombre de sarcomère au niveau du VL mais pas du vaste médial après entraînement. Par ailleurs, d'autres études ne montrent pas d'augmentation du nombre de sarcomère en série après 12 semaines d'entraînement excentrique sur des fléchisseurs dorsaux chez le lapin (Koh et Herzog, 1998). L'adaptation du nombre de sarcomères en série semble en fait dépendre du niveau d'implication du muscle (i.e., amplitude sur laquelle le muscle est sollicité). Cette hypothèse a également été émise *in vivo* par Blazevich et al (2007a) qui ont suggéré que l'amplitude d'étirement du muscle est l'élément déterminant (plus que le mode ou la vitesse de contraction) pour modifier la longueur des fascicules (Blazevich et al., 2007a). L'augmentation de la longueur des

fascicules favoriserait les capacités de résistance du muscle face à des charges élevées aux angles articulaires extrêmes (Lieber et Friden, 1993).

Pour résumer, l'entraînement purement excentrique effectué sur des amplitudes musculaires importantes contribuerait à augmenter la longueur des fascicules musculaires par l'intermédiaire d'une augmentation du nombre de sarcomères en série, ce qui permettrait de produire une force musculaire importante à des angles articulaires extrêmes.

#### V.1.2.2. Le tendon d'Achille

Bien que la plupart des études ont montré que des entraînements en force n'avaient pas d'effet sur la CSA du tendon (e.g., Kubo et al., 2001a; Kubo et al., 2002b; Hansen et al., 2003; Reeves et al., 2003a), une augmentation du volume du tendon d'Achille a été montrée par IRM après 3 mois d'entraînement excentrique utilisant les exercices prescrits par Alfredson et al. (1998). Cette augmentation du volume a été expliquée par une potentielle hyperémie et/ou une augmentation du contenu en eau du tendon après entraînement (Shalabi et al., 2004). De plus, une étude réalisée sur les effets d'un entraînement excentrique mobilisant des charges lourdes a montré une augmentation de la CSA du tendon patellaire après 12 semaines mais seulement au niveau des insertions du tendon et non dans sa partie centrale (Kongsgaard et al., 2007). Récemment, Langberg et al. (2007) ont par ailleurs mis en évidence, après 12 semaines d'exercices excentriques, une augmentation de la synthèse de collagène de type I, principal élément constitutif du tissu tendineux, sans augmentation des processus de dégradation, au sein du tendon lésé chez des sujets atteints de tendinopathie.

#### ***V.1.3. Effets de l'entraînement sur les propriétés mécaniques de la CES***

A notre connaissance, une seule étude a évalué les effets de l'entraînement purement excentrique sur les propriétés mécaniques de la CES (Pousson et al., 1990). Cette étude a montré une augmentation de la raideur de la CES, déterminée par la méthode du *quick release*, après 6 semaines d'entraînement excentrique des fléchisseurs du coude pour des valeurs de couple de force relativement faibles (30 et 45% de CMV) mais pas pour des couples de force plus élevés (60 et 80% de CMV). Cependant, les auteurs n'ont pas pu déterminer si des adaptations spécifiques des fractions active (CES<sub>1</sub>) et passive (CES<sub>2</sub>) de la CES s'étaient produites.

### V.1.3.1. Fraction active de la CES ( $CES_1$ )

La caractérisation des propriétés mécaniques de la  $CES_1$  est très difficile *in vivo*, et à notre connaissance, aucune étude n'a évalué les effets de l'entraînement purement excentrique sur les propriétés mécaniques spécifiques de cette composante *in vivo*. Cependant, à partir des données obtenues sur muscle isolé, il est possible d'émettre quelques hypothèses supplémentaires sur les effets associés à l'entraînement excentrique sur la raideur de la fraction active de la CES. En effet, une hypertrophie sélective des fibres II et une augmentation de la part de fibres musculaires intermédiaires dans le muscle IIA, IIA/IIb se produiraient après un entraînement excentrique (e.g., Hortobagyi et al., 1996b). Or, comme nous l'avons déjà évoqué (*Cf. Chapitre IV*), un muscle composé en majorité de fibres rapides est plus compliant qu'un muscle composé préférentiellement de fibres lentes (Kovanen et al., 1984). Ainsi, l'entraînement excentrique pourrait engendrer une augmentation de la compliance au niveau de  $CES_1$ . Si cette hypothèse était vérifiée, il faudrait que la raideur de  $CES_2$  augmente fortement pour expliquer l'augmentation de la raideur globale de la CES rapportée par Pousson et al. (1990). Grâce aux développements méthodologiques présentés dans la **partie 1**, cette hypothèse sera testée dans ce chapitre.

### V.1.3.2. Fraction passive de la CES ( $CES_2$ ) / du tendon d'Achille

L'entraînement génère le plus souvent une augmentation de raideur du tendon d'Achille (e.g., Magnusson et al., 2003b; Reeves et al., 2003b; Kubo et al., 2006; Burgess et al., 2007). Seulement deux études ont évalué les effets d'un entraînement excentrique sur la raideur du tendon d'Achille (Mahieu et al., 2008; Duclay et al., 2009). L'étude de Duclay et al. (2009) a montré une augmentation significative d'environ 20% de la raideur du tendon d'Achille après 7 semaines d'entraînement. De manière moins évidente, une tendance à l'augmentation non-significative de la raideur du tendon d'Achille a été déterminée par Mahieu et al. (2008) après 6 semaines d'entraînement. On peut noter par ailleurs qu'une étude évaluant les effets de 6 semaines d'étirements balistiques avait montré une diminution significative de la raideur du tendon (Mahieu et al., 2007).

Dans le chapitre précédent, nous avons montré une diminution du CD du tendon d'Achille après 14 semaines d'entraînement pliométrique. L'objectif de la pliométrie étant de stocker et de restituer un maximum d'énergie potentielle élastique, nous avons mis en lien ce résultat avec l'augmentation des performances (i.e., détente, force). L'objectif de la

contraction excentrique étant de dissiper de l'énergie élastique, aucune étude n'a, à notre connaissance, rapporté les effets de ce type de protocole sur le CD du tendon d'Achille. On peut noter que certains auteurs ont rapporté une diminution de l'énergie dissipée par le tendon après des protocoles d'entraînement en force et d'étirements chroniques (Kubo et al., 2002a; Kubo et al., 2002b; Reeves et al., 2003b).

#### ***V.1.4. Effets de l'entraînement sur la raideur de la CEP***

Une étude réalisée chez l'animal a montré que l'entraînement excentrique induisait une augmentation de la raideur passive du muscle triceps brachial après 8 semaines d'entraînement (Reich et al., 2000). Cette modification de raideur passive a été attribuée à une adaptation des protéines du cytosquelette responsables du maintien de l'alignement des structures du sarcomère (Reich et al., 2000) ou un remodelage du tissu conjonctif comme suggéré par Lapier et al. (1995). Ces mécanismes se produiraient pour protéger le muscle des contraintes excentriques répétées (McHugh, 2003) permettant ainsi une meilleure dissipation de la contrainte mécanique en excentrique (Lapier et al., 1995).

A notre connaissance, les effets de l'entraînement excentrique sur les propriétés mécaniques passives n'ont été évalués que dans une seule étude chez l'Homme. Ainsi, une diminution de 23% du couple de force passif résistif lors d'une flexion dorsale de la cheville a été caractérisée après 6 semaines d'entraînement excentrique (Mahieu et al., 2008), montrant une adaptation des propriétés mécaniques globales de la CEP des fléchisseurs plantaires de la cheville. Cette modification des propriétés mécaniques globales de la CEP est donc associée à une modification des propriétés mécaniques de CEP<sub>1</sub> et/ou CEP<sub>2</sub>. Cependant, aucune évaluation des différentes structures de la CEP n'a été réalisée pour potentiellement montrer une adaptation spécifique des différentes composantes (i.e., CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub>). Mahieu et al. (2008), n'ayant pas trouvé de modification de la raideur du tendon lors d'une rampe de contraction isométrique, ont émis l'hypothèse d'une adaptation structurale du muscle après les 6 semaines d'entraînement excentrique. L'augmentation du nombre de sarcomère en série au niveau musculaire a alors été évoquée (Lynn et Morgan, 1994), ce qui permettrait d'expliquer une production d'un même niveau de couple de force passif pour des longueurs de muscle plus importantes (Gregory et al., 2007) et donc des angles articulaires plus grands en flexion dorsale.

Il s'agira donc de vérifier, grâce aux méthodes développées dans la **partie 1**, s'il existe une adaptation spécifique de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> après un entraînement excentrique. L'évaluation plus locale des propriétés mécaniques passives de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> pourra être également discutée sur la base des données connues et obtenues chez l'animal.

## V.2. Résumé / Objectif

Les effets de l'entraînement purement excentrique sur les propriétés mécaniques du SMT du TS recensés dans la littérature sont encore mal connus. Pourtant, l'implication de ces propriétés mécaniques pourrait être importante lors de la dissipation d'énergie potentielle élastique associée à la contraction excentrique. Par ailleurs, aucune étude n'a pour l'instant évalué les effets de l'entraînement excentrique simultanément sur les différentes composantes élastiques du modèle de Zajac (1989) malgré des hypothèses faisant mention de potentielles adaptations spécifiques et différentes de ces composantes (i.e., notamment CES<sub>1</sub>, CES<sub>2</sub>).

Ainsi, grâce aux méthodes développées dans la **Partie 1** dont la reproductibilité des paramètres qui nous intéresse a été évaluée, nous allons caractériser les effets de l'entraînement excentrique sur la raideur spécifique des différentes composantes élastiques du modèle rhéologique proposé par Zajac (1989), les propriétés dissipatives du tendon d'Achille ainsi que la géométrie des structures musculaires du TS et du tendon d'Achille.

### **V.3. Etude n°7 : Effets de l'entraînement excentrique sur les propriétés mécaniques et géométriques du système muscle-tendon des fléchisseurs plantaires**

#### ***V.3.1. Matériels et méthodes***

##### V.3.1.1. Population

Vingt-six sujets se sont portés volontaires pour participer à cette étude et ont été aléatoirement répartis dans un groupe entraînement (GE,  $n = 11$ ,  $21.2 \pm 2.7$  ans,  $177.1 \pm 6.1$  cm,  $71.1 \pm 5.8$  kg) et un groupe contrôle (GC,  $n = 15$ ,  $21.5 \pm 3.2$  ans,  $178.0 \pm 6.0$  cm,  $70.3 \pm 8.2$  kg). Tous les sujets étaient impliqués dans une activité sportive régulière ( $9.1 \pm 6.4$  heures/semaine) et n'ont pas changé leur activité habituelle pendant la durée de l'étude.

##### V.3.1.2. Protocole d'entraînement excentrique

Le programme d'entraînement excentrique s'appuyait en grande partie sur le protocole d'entraînement pliométrique effectué dans l'étude précédente lorsque cela était possible (les sujets ne réalisant cependant que la contraction excentrique des sauts en contrebas). Plus précisément, les sujets du GE ont réalisé : *i*) les exercices décrits par Alfredson et al. (1998) (Cf. Figure 71) et, *ii*) des réceptions en contrebas (i.e., à partir d'une plateforme dont la hauteur varie entre 40 et 80 cm). Pour l'ensemble des exercices excentriques, les sujets devaient réaliser les actions excentriques sur la jambe droite ou les deux jambes puis effectuer l'action concentrique avec la jambe gauche uniquement. La progression de l'entraînement a été réalisée en termes de volume (i.e., nombre d'exercices par séance, nombre de sollicitations excentriques par exercice) et d'intensité (i.e., hauteur des réceptions en contrebas, exercices réalisés sur un ou deux appuis). Le protocole d'entraînement excentrique a duré 14 semaines et incluait 34 séances d'une heure pour un total d'environ 6800 contractions excentriques (de 200 à 600 contractions excentriques par séances).

##### V.3.1.3. Protocole expérimental

Le protocole expérimental était strictement identique à celui utilisé dans l'étude précédente (Cf. **Fiche synthèse de la partie 1**). Néanmoins, une mesure supplémentaire de la

surface de section du tendon (i.e.,  $CSA_{T\ SO}$ ) a été réalisée au niveau de l'insertion du tendon d'Achille sur le SO selon la même procédure utilisée pour la mesure de  $CSA_T$ .

#### V.3.1.4. Analyses statistiques

Après avoir vérifié la normalité de la distribution des données, des tests statistiques paramétriques ont été réalisés grâce au logiciel Statistica<sup>®</sup> software (Statsoft Inc., Tulsa, OK, EU). Une analyse de variance à mesures répétées à deux facteurs (groupe  $\times$  test) a été utilisée pour évaluer les modifications des performances en détente verticale ainsi que de l'ensemble des paramètres répertoriés dans la fiche synthèse à la fin de la **Partie 1**. Une analyse post-hoc de Newman-Keuls a été effectuée si cela était nécessaire. Le seuil de significativité était fixé à  $P < 0.05$ .

### V.3.2. Résultats

#### V.3.2.1. Paramètres fonctionnels

Il n'existe pas d'interaction entre les facteurs "groupe" et "test" pour le SJ, le CMJ et le multibond après les 14 semaines d'entraînement excentrique ( $P > 0.05$ ). On peut cependant noter une tendance à l'augmentation des performances en DJ pour le GE ( $P = 0.10$ ). Les résultats des tests de détente sont présentés dans la Tableau 26.

**Tableau 26** : Performances en détente verticale pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
SJ (cm)	32.1 $\pm$ 4.4	34.7 $\pm$ 6.7	34.6 $\pm$ 6.4	35.2 $\pm$ 6.9
CMJ (cm)	40.3 $\pm$ 6.8	41.6 $\pm$ 6.5	40.1 $\pm$ 6.5	39.9 $\pm$ 5.7
Multibond (cm)	25.6 $\pm$ 4.3	25.0 $\pm$ 4.1	26.2 $\pm$ 3.7	23.0 $\pm$ 5.4
DJ (cm)	37.0 $\pm$ 8.5	40.7 $\pm$ 6.8	35.6 $\pm$ 6.3	36.7 $\pm$ 5.8

*SJ* : saut squat, *CMJ* : saut en contre mouvement, *multibond*, *DJ* : saut en contrebas (50cm), *GE* : groupe entraînement, *GC* : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type.

Aucune modification significative au niveau de la CMV et du  $RTD_{max}$  n'a été trouvée ( $P > 0.05$ ). Les valeurs de CMV et de  $RTD_{max}$  sont présentées dans le Tableau 27.

**Tableau 27** : Contraction maximale volontaire et taux de montée en force maximale pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
CMV (N.m)	136 ± 22	132 ± 26	129 ± 18	127 ± 17
$RTD_{max}$ (N.m.s <sup>-1</sup> )	1536 ± 297	1515 ± 319	1437 ± 335	1394 ± 316

*CMV : contraction maximale volontaire,  $RTD_{max}$  : taux de montée en force maximal, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type.*

Il n'existe pas d'interaction entre les facteurs "groupe" et "test" pour  $RoM_{T_{FP}}$  et  $RoM_{F_{FD}}$  après les 14 semaines d'entraînement excentrique ( $P > 0.05$ ). On peut cependant noter une tendance à l'augmentation de  $RoM_{T_{FD}}$  pour le GE ( $P = 0.07$ ). Les résultats de souplesse sont présentés dans le Tableau 28.

**Tableau 28** : Amplitudes maximales de la cheville pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$RoM_{T_{FP}}$ (°)	61.4 ± 5.7	63.4 ± 4.2	58.8 ± 9.1	57.6 ± 7.8
$RoM_{T_{FD}}$ (°)	49.1 ± 4.2	52.4 ± 6.0	50.2 ± 8.0	49.4 ± 6.6
$RoM_{F_{FD}}$ (°)	60.0 ± 6.3	62.2 ± 6.5	56.6 ± 10.0	56.4 ± 11.2

*$RoM_{T_{FP}}$  : amplitude maximale de la cheville mesurée jambe tendue en flexion plantaire,  $RoM_{T_{FD}}$  : amplitude maximale de la cheville mesurée jambe tendue en flexion dorsale,  $RoM_{F_{FD}}$  : amplitude maximale de la cheville genou fléchi à 80° en flexion dorsale, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type.*

### V.3.2.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural

#### V.3.2.2.1. Le tendon d'Achille

Une interaction entre les facteurs “groupe” et “test” a été trouvée pour  $L_{TGL}$  et  $L_{TGM}$  ( $P < 0.05$ ) (Tableau 29). Pour le GE, des diminutions significatives de 1.3% (i.e., 3 mm) et 1.7% (i.e., 3.5 mm) pour  $L_{TGL}$  et  $L_{TGM}$  respectivement ont été déterminées après l'entraînement excentrique ( $P < 0.05$ ) (Tableau 29). En revanche, aucune interaction n'a été déterminée pour les autres paramètres géométriques du tendon d'Achille ( $P > 0.05$ ) même si on peut noter une tendance à l'augmentation non-significative de  $CSA_{T_{SO}}$  d'environ 8.5% ( $P = 0.09$ ). Aucune différence significative n'a été trouvée pour l'ensemble des paramètres géométriques du tendon d'Achille du GC ( $P > 0.05$ ) (Tableau 29).

**Tableau 29 :** Longueurs, élongation maximale et surface de section transversale du tendon d'Achille pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$L_{TGL}$ (mm)	222 ± 19	219 ± 19 †	220 ± 16	220 ± 16
$L_{TGM}$ (mm)	197 ± 25	194 ± 24 †	194 ± 25	196 ± 24
$L_{T_{SO}}$ (mm)	49 ± 14	48 ± 13	43 ± 15	43 ± 15
$\Delta L_{max}$ (mm)	14.4 ± 2.6	15.2 ± 2.9	15.6 ± 2.9	15.7 ± 2.2
$CSA_T$ (mm <sup>2</sup> )	67.6 ± 7.2	66.6 ± 10.4	59.2 ± 11.6	58.9 ± 9.2
$CSA_{T_{SO}}$ (mm <sup>2</sup> )	52.8 ± 8.6	57.0 ± 9.2	59.1 ± 9.4	55.3 ± 6.1

$L_{TGL}$  : longueur du tendon d'Achille du gastrocnémien latéral,  $L_{TGM}$  : longueur du tendon d'Achille du gastrocnémien médial,  $L_{T_{SO}}$  : longueur du tendon d'Achille du soléaire,  $\Delta L_{max}$  : élongation maximale du tendon du gastrocnémien médial à 90% de contraction maximal volontaire,  $CSA_T$  : surface de section transversale du tendon d'Achille, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type. Analyse post-hoc †  $P < 0.05$ .

#### V.3.2.2.2. Les muscles du triceps sural

Aucune différence significative au niveau de l'architecture des muscles du TS n'a été trouvée après l'entraînement excentrique pour le GE et le GC ( $P > 0.05$ ) (Tableau 30).

**Tableau 30** : Paramètres architecturaux musculaires pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC		
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest	
GL	t (mm)	17.2 ± 2.6	18.1 ± 1.5	16.3 ± 1.2	16.0 ± 1.7
	$\theta$ (°)	13.3 ± 1.6	12.6 ± 3.5	12.2 ± 2.2	13.5 ± 1.8
	$L_F$ (mm)	86.1 ± 18.1	95.2 ± 27.9	90.3 ± 28.8	79.6 ± 12.1
GM	t (mm)	21.2 ± 2.8	21.5 ± 2.6	21.4 ± 2.3	21.2 ± 2.6
	$\theta$ (°)	22.7 ± 2.3	21.6 ± 1.9	23.3 ± 3.2	23.2 ± 2.0
	$L_F$ (mm)	59.1 ± 8.8	62.3 ± 10.1	57.8 ± 10.3	58.7 ± 7.4
SO	t (mm)	17.2 ± 2.6	16.5 ± 3.7	15.2 ± 2.8	16.0 ± 1.7
	$\theta$ (°)	33.5 ± 8.5	31.9 ± 8.4	23.3 ± 3.2	24.2 ± 5.9
	$L_F$ (mm)	30.9 ± 6.8	31.3 ± 8.0	35.8 ± 9.2	37.2 ± 7.1

*t* : épaisseur,  $\theta$  : angle de pennation,  $L_F$  : longueur des fascicules, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne ± écart-type.

Aucune différence significative n'a été trouvée après l'entraînement excentrique pour le GE et le GC pour l'ensemble des paramètres de surface de section transversale anatomique des muscles du TS ( $P > 0.05$ ) (Tableau 31).

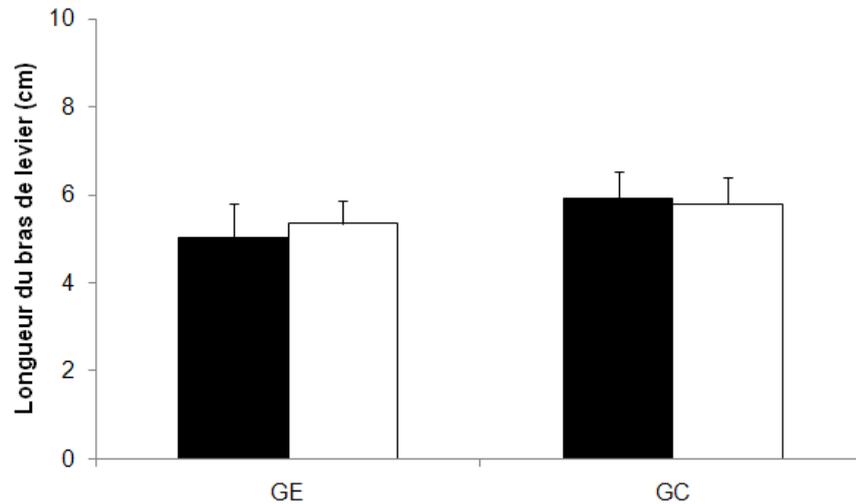
**Tableau 31** : Surface de section transversale anatomique des muscles du triceps sural et des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC		
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest	
GAS	ACSA <sub>GAS 50%</sub> (mm <sup>2</sup> )	510 ± 382	504 ± 248	462 ± 393	443 ± 392
	ACSA <sub>GAS 60%</sub> (mm <sup>2</sup> )	1809 ± 548	1804 ± 587	1803 ± 474	1834 ± 466
	ACSA <sub>GAS 70%</sub> (mm <sup>2</sup> )	2740 ± 461	2742 ± 468	2665 ± 231	2593 ± 305
	ACSA <sub>GAS</sub> (mm <sup>2</sup> )	1686 ± 414	1668 ± 411	1652 ± 310	1623 ± 286
TS	ACSA <sub>50%</sub> (mm <sup>2</sup> )	2738 ± 670	2657 ± 581	2392 ± 731	2338 ± 748
	ACSA <sub>60%</sub> (mm <sup>2</sup> )	4057 ± 904	4109 ± 935	3834 ± 736	3828 ± 617
	ACSA <sub>70%</sub> (mm <sup>2</sup> )	5060 ± 844	5113 ± 841	4738 ± 679	4664 ± 892
	ACSA <sub>TS</sub> (mm <sup>2</sup> )	3952 ± 750	3960 ± 735	3655 ± 651	3610 ± 681

ACSA : surface de section transversale anatomique déterminée à 50, 60 et 70% de la longueur malléole externe creux poplité, TS : triceps sural, GAS : gastrocnémiens, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle, ACSA<sub>GAS</sub> : ACSA moyennées sur les 3 niveaux pour les gastrocnémiens, ACSA<sub>TS</sub> : ACSA moyennées sur les 3 niveaux pour le triceps sural. Moyenne ± écart-type.

### V.3.2.2.3. Le bras de levier

Aucune interaction entre les facteurs "groupe" et "test" n'a été trouvée après l'entraînement excentrique pour le GE et le GC concernant le bras de levier des fléchisseurs plantaires de la cheville ( $P > 0.05$ ) (Figure 72).

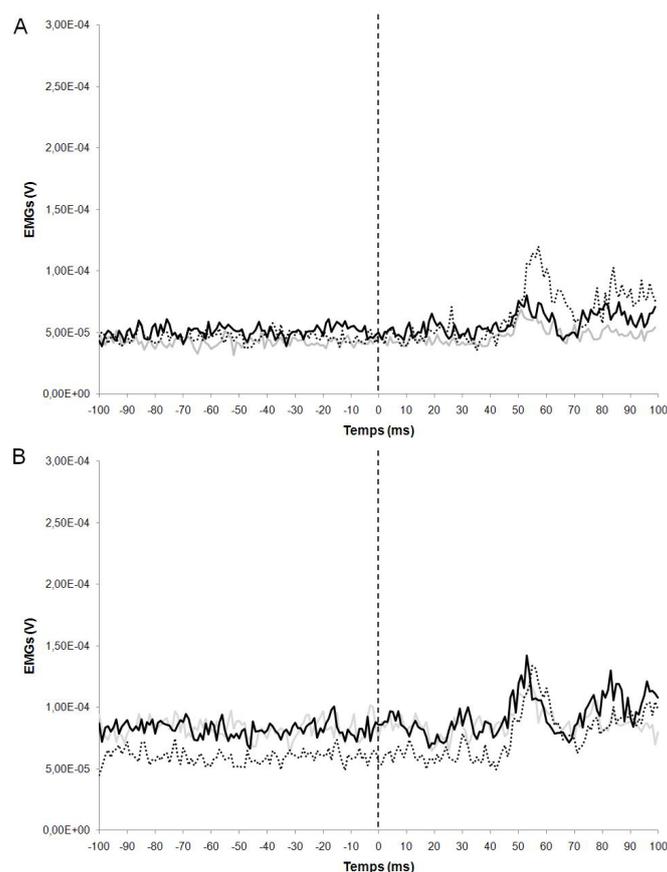


**Figure 72** : Longueur du bras de levier des fléchisseurs plantaires pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement excentrique.

Ces résultats montrent l'absence d'effet de l'entraînement excentrique sur la longueur du bras de levier des fléchisseurs plantaires de la cheville.

### V.3.2.3. Raideur de la CES

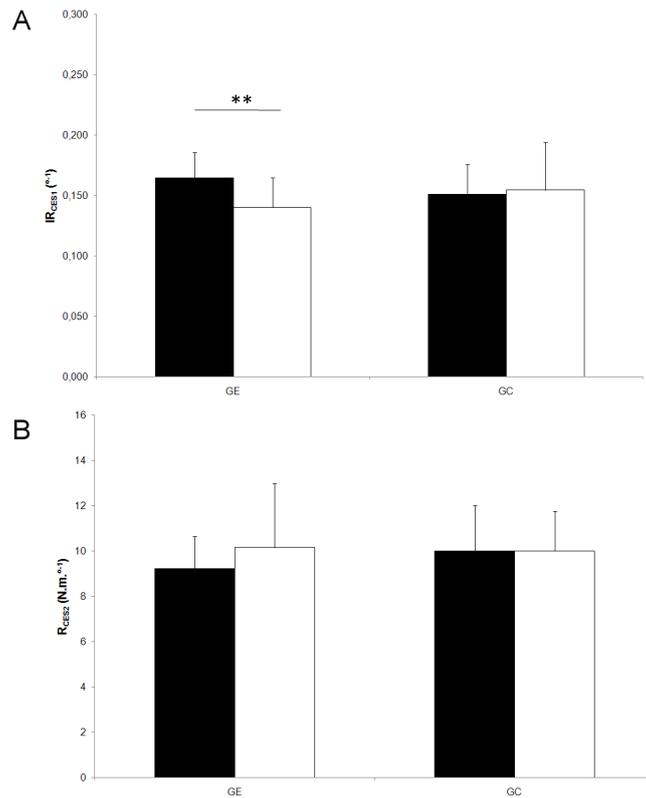
Afin de vérifier le délai d'apparition du réflexe à l'étirement, les relations EMGs des muscles du TS en fonction du temps lors des étirements associés à la méthode SRS sont présentées à la Figure 73.



**Figure 73 :** Relations moyennées entre l'activité EMGs des muscles gastrocnémiens latéral (—), gastrocnémiens médial (—) et soléaire (.....) obtenues sur 100ms avant et après le début de l'étirement (i.e., temps égal à 0) pour les essais valides pour le groupe entraînement avant (A) et après (B) 14 semaines d'entraînement excentrique.

Il n'a pas été observé de modification de l'activité EMGs pendant les 45 premières millisecondes après le début de l'étirement. L'activité du TA ne change pas pendant les 100ms après le début de l'étirement. Ainsi, l'activité réflexe n'a pas d'incidence sur les paramètres caractérisés à partir de la méthode SRS et leurs évolutions potentielles avec l'entraînement dans la suite de ce chapitre.

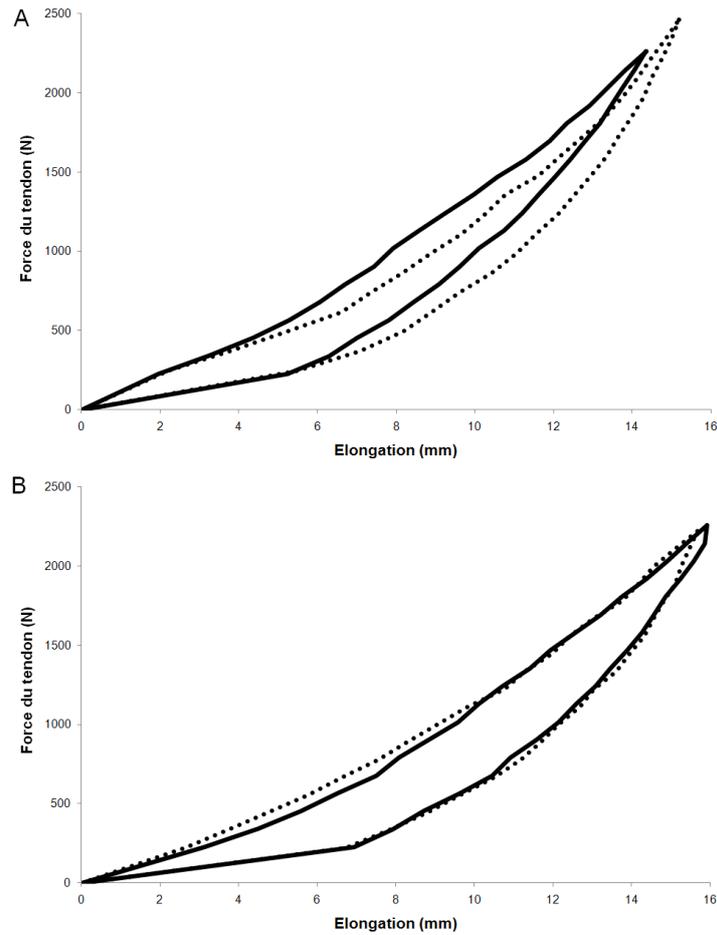
Des interactions entre les facteurs "groupe" et "test" ont été trouvées pour  $R_{\min}$ ,  $IR_{CES1}$  et  $R_{CES1\ 90\%}$  ( $P < 0.05$ ). L'analyse post-hoc montre, pour le GE, une diminution de  $R_{\min}$  ( $P < 0.05$ ) et une diminution significative d' $IR_{CES1}$  et de  $R_{CES1\ 90\%}$  de 14.2% et 11.9% respectivement ( $P < 0.05$ ) (Figure 74). Aucune différence significative au niveau de  $R_{\max}$  et  $R_{CES2}$  n'a été trouvée après les 14 semaines d'entraînement pour le GE ( $P > 0.05$ ).



**Figure 74 :** A - Moyenne de l'indice de raideur de la fraction active de la composante élastique série (IR<sub>CES1</sub>) et B - Raideur de la fraction passive de la composante élastique série (R<sub>CES2</sub>) pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement excentrique. \*\*Différence significative entre les valeurs du prétest et du posttest (P < 0.05)

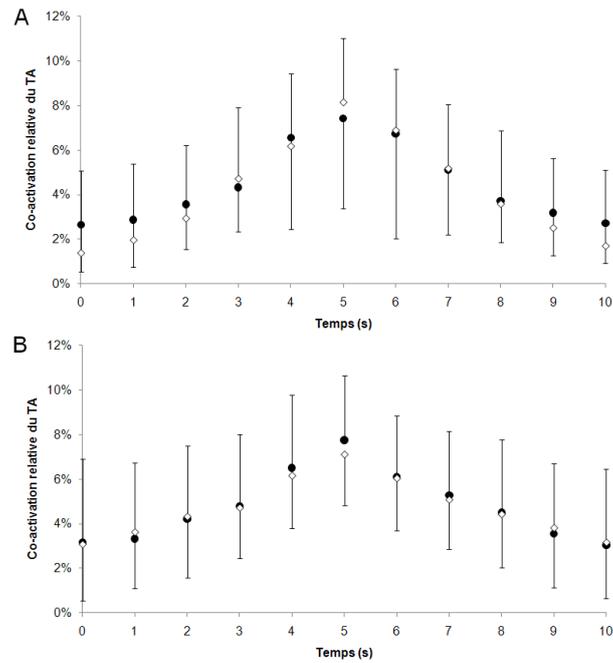
#### V.3.2.4. Propriétés mécaniques actives du tendon d'Achille

Les relations moyennes entre la force et l'élongation du tendon d'Achille pour les deux groupes sont présentées Figure 75. L'application de la régression linéaire et du modèle de Sten-Knudsen sur les relations force-élongation de chaque sujet pour les deux tests montrent un très bon coefficient de corrélation ( $R^2$  moyen =  $0.97 \pm 0.02$  et  $0.99 \pm 0.01$  respectivement), ce qui nous permet d'identifier une raideur du tendon ( $R_{TA}$ ) évaluée entre 50 et 90% de la CMV minimum et un indice de raideur de Sten-Knudsen (IR<sub>SK</sub>) avant et après entraînement.



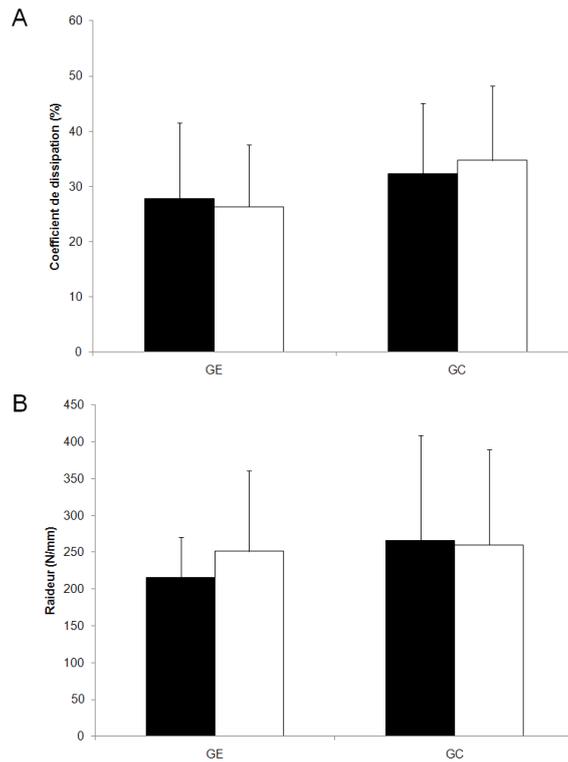
**Figure 75** : Relations moyennes entre la force et l'élongation du tendon d'Achille pour le groupe entraînement (A) et le groupe contrôle (B) avant (●●●) et après (■) 14 semaines d'entraînement excentrique.

Ces relations force-longueur n'ont pas été corrigées de la co-activation du TA pendant la rampe de contraction mais cette co-activation n'a pas évolué significativement après 14 semaines pour le GE et le GC (Figure 73). La co-activation n'a donc pas d'influence sur les effets de l'entraînement excentrique potentiellement observés sur les propriétés mécaniques du tendon caractérisées dans ce chapitre.



**Figure 76 :** Relations moyennes entre la co-activation relative du tibial antérieur (TA) lors de la rampe de contraction isométrique pour le groupe entraînement (A) et le groupe contrôle (B) avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement excentrique.

Aucune interaction entre les facteurs “groupe” et “test” n’a été trouvée après l’entraînement excentrique pour le GE et le GC pour  $IR_{SK}$ ,  $R_{TA}$ ,  $R_{TA}/CSA_T$  et le CD ( $P > 0.05$ ) (Tableau 32 et Figure 77). Aucune différence significative au niveau de la raideur et des propriétés dissipatives du tendon d’Achille n’a été trouvée après l’entraînement pliométrique pour le GC ( $P > 0.05$ ).



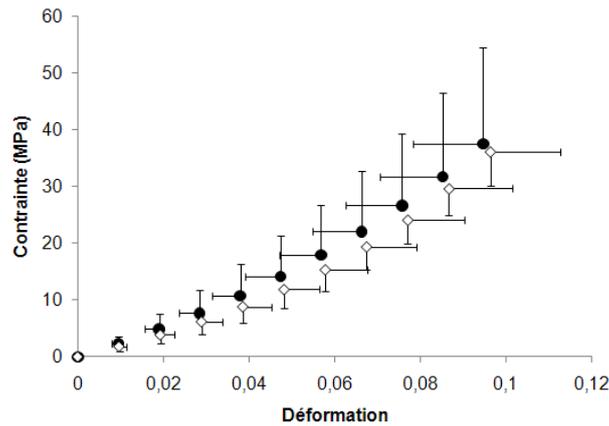
**Figure 77 :** Valeurs moyennes de coefficient de dissipation (A) et de raideur du tendon (B) pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement excentrique.

**Tableau 32 :** Paramètres de raideur du tendon d'Achille pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_{SK}$ ( $\text{mm}^{-1}$ )	$0.076 \pm 0.049$	$0.096 \pm 0.050$	$0.114 \pm 0.074$	$0.089 \pm 0.065$
$R_{TA}$ ( $\text{N} \cdot \text{mm}^{-1}$ )	$215.8 \pm 55.0$	$251.1 \pm 109.2$	$265.5 \pm 143.2$	$259.9 \pm 129.9$
$R_{TA}/CSA_T$ ( $\text{N} \cdot \text{mm}^{-3}$ )	$3.24 \pm 0.96$	$3.83 \pm 1.75$	$4.60 \pm 2.39$	$4.53 \pm 2.45$

**Table 1 :**  $IR_{SK}$  : Indice de raideur de StenKnudsen,  $R_{TA}$  : raideur du tendon d'Achille,  $R_{TA}/CSA_T$  : raideur normalisée du tendon d'Achille, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type.

Les relations contrainte-déformation moyenne du tendon du GE avant et après l'entraînement sont présentées à la Figure 78.

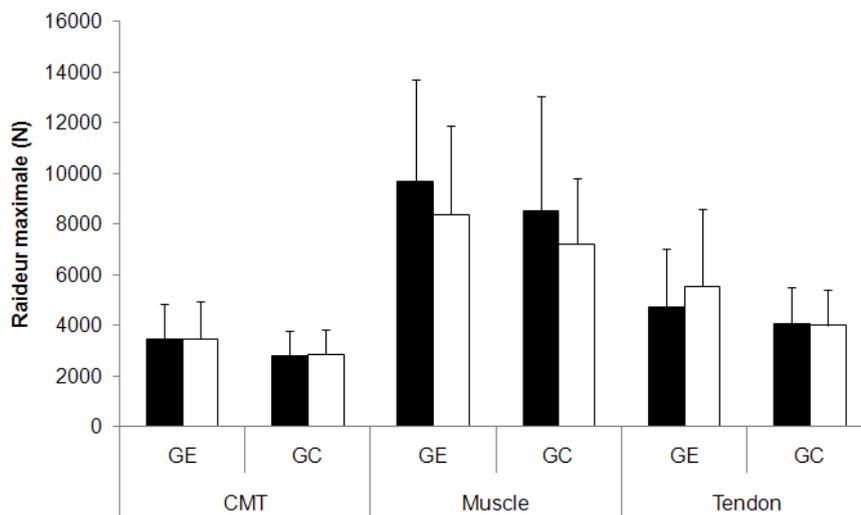


**Figure 78** : Relations moyennes entre la contrainte et la déformation du tendon d'Achille pour le groupe entraînement avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement excentrique.

### V.3.2.5. Raideur de la CEP

#### V.3.2.5.1. Relation couple - allongement

Aucune différence significative n'a été trouvée après 14 semaines d'entraînement excentrique pour la raideur passive maximale du SMT, du muscle et du tendon ( $R_{SMTmax}$ ,  $R_{Mmax}$  et  $R_{Tmax}$  respectivement) quelque soit le groupe considéré ( $P > 0.05$ ) (Figure 79).



**Figure 79** : Moyennes des valeurs de raideur maximale du système muscle-tendon (SMT), du muscle et du tendon des fléchisseurs plantaires pour le groupe entraînement (GE) et le groupe contrôle (GC) avant (■) et après (□) 14 semaines d'entraînement excentrique.

De même, aucune modification significative n'a été observée entre le prétest et le posttest pour  $IR_{SMT}$  et  $IR_M$  pour les deux groupes ( $P > 0.05$ ).

V.3.2.5.2. Relation force-longueur du SMT des gastrocnémiens

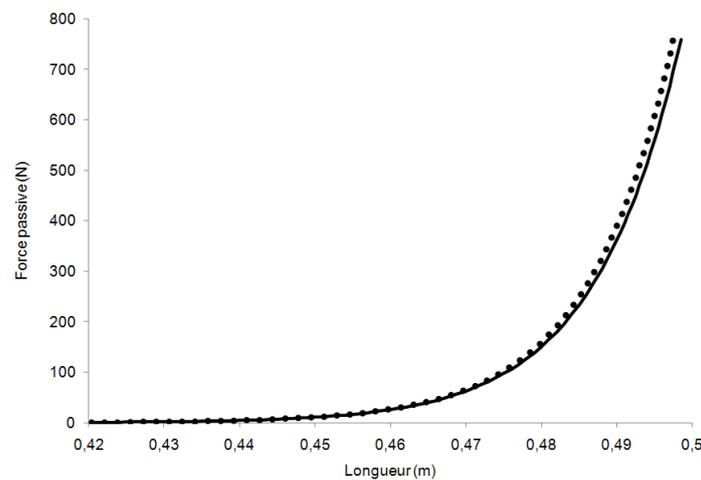
Aucune différence significative n'a été trouvée pour  $IR_G$ ,  $R_{Gmax}$ ,  $L_{0G}$  et  $L_{F=1}$  dans les deux groupes considérés ( $P > 0.05$ ) entre le prétest et le posttest (Tableau 33).

**Tableau 33** : Valeurs des différents paramètres mécaniques déterminés à partir de la relation force-longueur du système musculo-tendineux des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_G$ ( $m^{-1}$ )	$87.46 \pm 12.86$	$89.22 \pm 11.22$	$85.32 \pm 10.49$	$83.79 \pm 15.47$
$R_{Gmax}$ ( $N.m^{-1}$ )	$62450 \pm 25975$	$66273 \pm 15705$	$46140 \pm 16675$	$48254 \pm 19785$
$L_{0G}$ (m)	$0.372 \pm 0.019$	$0.373 \pm 0.018$	$0.371 \pm 0.026$	$0.366 \pm 0.031$
$L_{F=1 SMT}$ (m)	$0.423 \pm 0.018$	$0.424 \pm 0.017$	$0.423 \pm 0.022$	$0.421 \pm 0.025$

$IR_G$  : indice de raideur passive,  $R_{Gmax}$  : raideur passive maximale,  $L_{0G}$  : longueur initiale,  $L_{F=1 SMT}$  : longueur pour une force passive de 1N développé par le SMT des gastrocnémiens, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type.

Les relations du GE entre la force passive et la longueur du SMT des gastrocnémiens pour les deux tests sont présentées à la Figure 80.



**Figure 80** : Relations moyennes entre la force passive et la longueur du système musculo-tendineux des gastrocnémiens pour le groupe entraînement avant (■) et après (●●) 14 semaines d'entraînement excentrique.

V.3.2.5.3. Relations force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens

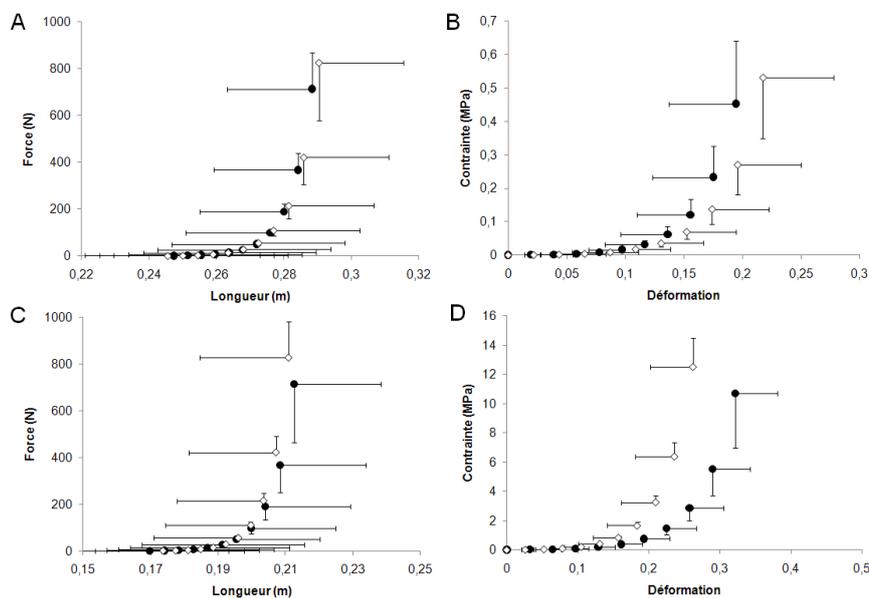
$IR_{GT}$  et  $L_{0T}$  augmentent significativement de 21.8% et 6.4% respectivement pour le GE ( $P < 0.05$ ) (Tableau 34).

**Tableau 34** : Valeurs des différents paramètres mécaniques évalués à partir de la relation force-longueur du muscle et du tendon des gastrocnémiens pour le groupe entraînement et le groupe contrôle avant (prétest) et après (posttest) 14 semaines d'entraînement excentrique.

	GE		GC	
	Prétest	Posttest	Prétest	Posttest
$IR_{GM} (m^{-1})$	$168.1 \pm 44.0$	$153.8 \pm 27.7$	$152.7 \pm 36.5$	$144.0 \pm 40.2$
$L_{0M} (m)$	$0.216 \pm 0.029$	$0.212 \pm 0.029$	$0.216 \pm 0.016$	$0.212 \pm 0.022$
$L_{F=1M} (m)$	$0.247 \pm 0.026$	$0.246 \pm 0.027$	$0.251 \pm 0.017$	$0.248 \pm 0.020$
$IR_{GT} (m^{-1})$	$152.9 \pm 16.6$	$185.9 \pm 32.6 \dagger$	$168.0 \pm 22.8$	$170.9 \pm 36.6$
$L_{0T} (m)$	$0.137 \pm 0.022$	$0.145 \pm 0.024 \dagger$	$0.137 \pm 0.026$	$0.136 \pm 0.032$
$L_{F=1T} (m)$	$0.170 \pm 0.023$	$0.174 \pm 0.024 \dagger$	$0.168 \pm 0.025$	$0.167 \pm 0.028$

$IR_{GM}$  : indice de raideur du muscle des gastrocnémiens,  $L_{0M}$  : longueur initiale du muscle des gastrocnémiens,  $L_{F=1M}$  : longueur du muscle des gastrocnémiens pour une force passive de 1N,  $IR_{GT}$  : indice de raideur du tendon des gastrocnémiens,  $L_{0T}$  : longueur initiale du tendon des gastrocnémiens,  $L_{F=1T}$  : longueur du tendon des gastrocnémiens pour une force passive de 1N, GE : groupe entraînement, GC : groupe contrôle. Moyenne  $\pm$  écart-type. Analyse post-hoc  $\dagger P < 0.05$ .

Aucune modification significative n'a été observée pour  $IR_{GM}$  et  $L_{0M}$  dans les deux groupes considérés ( $P > 0.05$ ) (Tableau 34). Les relations force-longueur et contrainte-déformation moyennes pour le GE du muscle gastrocnémiens et du tendon d'Achille sont présentées à la Figure 81.



**Figure 81** : Relations moyennes entre la force et la longueur (A et C) et la contrainte et la déformation (B et D) du muscle gastrocnémiens (A et B) et du tendon d'Achille (C et D) pour le groupe entraînement avant (●) et après (◇) 14 semaines d'entraînement excentrique.

### ***V.3.3. Discussion***

Les buts de cette étude étaient de déterminer les effets de 14 semaines d'entraînement excentrique sur les paramètres géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville, la raideur des différentes composantes du modèle géométrique de Zajac (1989) ainsi que les propriétés dissipatives du tendon d'Achille. Les résultats montrent peu d'adaptations des propriétés géométriques, une diminution de la raideur de  $CES_1$  et une augmentation de la raideur passive du tendon des gastrocnémiens.

#### **V.3.3.1. Paramètres fonctionnels**

Aucune modification significative des paramètres fonctionnels après les 14 semaines d'entraînement excentrique n'a été trouvée. Des tendances à l'augmentation des performances en DJ et une plus grande souplesse articulaire de la cheville ont été observées. Ces résultats sont cohérents avec ceux de la littérature qui montrent généralement une faible évolution des performances en détente verticale (e.g., +2.6 cm après un entraînement excentrique (Friedmann-Bette et al., In press)). De la même manière, Mahieu et al. (2008) avaient trouvé une tendance à l'augmentation de la souplesse (i.e., augmentation non significative de 6° en flexion dorsale) après 6 semaines d'entraînement excentrique utilisant les exercices préconisés par Alfredson et al. (1998).

Par ailleurs les performances en CMV n'ont pas été modifiées après la période d'entraînement dans notre étude, ce qui diffère des résultats classiquement obtenus après un entraînement excentrique qui montrent une amélioration de la capacité de production de force maximale (e.g., Duclay et al., 2009). Les gains de force sont plus importants après un entraînement excentrique mobilisant des charges lourdes et donc induisant une contrainte plus importante (Higbie et al., 1996; Hortobagyi et al., 1996a; Farthing et Chilibeck, 2003). En effet, certaines études ont montré que les effets optimaux du mode de sollicitation musculaire excentrique sur la force maximale se produisent à partir de charges maximales ou supra-maximales (Johnson, 1972; Hortobagyi et Katch, 1990). L'entraînement excentrique effectué dans notre étude ne mobilisait pas de charges additionnelles et n'a été effectué qu'avec le poids du corps (i.e., afin de standardiser les protocoles d'entraînements pliométrique et excentrique). Les exercices réalisés lors de notre protocole d'entraînement excentrique ne permettaient pas d'atteindre des niveaux de force maximaux sauf peut-être lors des réceptions en contrebas. De plus, les exercices excentriques réalisés dans notre étude n'ont pas été

strictement contrôlés (i.e., comme sur ergomètre isocinétique ou sur une machine de musculation) et des compensations lors de la réalisation du mouvement ont pu se produire dans la mobilisation des segments corporels (la contrainte pouvant ainsi être distribuée sur les articulations du genou et de la hanche lors de ces réceptions en contrebas). Le niveau de contrainte relativement faible dans notre étude explique probablement l'absence d'évolution significative de la capacité de production de force maximale isométrique. Par ailleurs, il a été montré que l'exercice excentrique engendrait un décalage de la relation entre le couple de force maximale et l'angle articulaire après entraînement (Blazevich et al., 2007a). Ainsi, l'évolution du couple de force s'est peut-être produite de manière plus importante sur des amplitudes articulaires extrêmes (Talbot et Morgan, 1998; Bowers et al., 2004). Cependant, nous ne pouvons pas étayer cette hypothèse dans la mesure où la relation entre le niveau de force maximale et l'angle articulaire de la cheville n'a pas été déterminée dans notre étude.

#### V.3.3.2. Géométrie du système muscle-tendon du triceps sural

Bien qu'une étude sur le muscle isolé n'a pas montré de modification de la taille des muscles chez le rat après un entraînement excentrique (Reich et al., 2000), la plupart des études s'étant intéressées aux effets de l'entraînement excentrique sur la géométrie du muscle, dont une sur les muscles du TS (Duclay et al., 2009), ont montré une augmentation de l'angle de pennation, de la longueur des fascicules ou de l'ACSA après ce type d'entraînement dès lors que la sollicitation était importante (Higbie et al., 1996; Blazevich et al., 2007a; Duclay et al., 2009). Dans notre étude, aucune modification de l'architecture et de l'ACSA des muscles du TS n'a été montrée. Toutefois, une augmentation de la longueur du muscle des gastrocnémiens a été indirectement montrée par la diminution de longueur des tendons du GL et du GM après entraînement d'environ 1.5% en moyenne. Cette faible augmentation de la longueur du muscle ne semble pas avoir eu d'impact sur l'architecture des muscles considérés.

Concernant les structures tendineuses, une diminution de la longueur du tendon des gastrocnémiens a été caractérisée dans notre étude sans modification de la  $CSA_T$ . Des adaptations localisées de la CSA du tendon avaient pourtant été montrées au niveau des insertions sur l'os et sur le muscle du tendon patellaire après un entraînement excentrique lent mais réalisé avec des charges lourdes (Kongsgaard et al., 2007). Comme nous l'avons évoqué, la CSA du tendon n'est pas homogène sur toute sa longueur et de faibles variations de la CSA du tendon d'Achille peuvent intervenir localement (Kinugasa et al., In press). C'est pourquoi,

nous avons décidé de réaliser une mesure supplémentaire (i.e., par rapport à l'étude 6) afin de mesurer également la CSA du tendon au niveau de l'insertion sur le SO. Seule une tendance à l'augmentation de cette section tendineuse a été observée ( $P = 0.09$ ).

Aussi, l'ensemble de ces résultats semblent montrer que l'intensité de la sollicitation excentrique appliquée lors de ce protocole d'entraînement (i.e., contractions sous-maximales) ne constituent pas une contrainte mécanique suffisante pour induire des modifications de la géométrie des muscles et du tendon du TS chez des sujets ayant une activité physique régulière (~9h d'activité par semaine en moyenne). Ceci pourrait également expliquer la faible évolution des paramètres fonctionnels caractérisés dans cette étude (e.g., CMV, souplesse).

#### V.3.3.3. Propriétés mécaniques de la CES

Une diminution significative de la raideur de la CES pour les faibles valeurs de couple de force (i.e., 30% de la CMV) a été montrée dans notre étude sans modification de la raideur caractérisée pour un niveau élevé de CMV. Dans la mesure où les paramètres géométriques ne sont pas modifiés par l'entraînement réalisé, les modifications du comportement des différentes composantes élastiques semblent s'expliquer uniquement par des modifications des propriétés mécaniques intrinsèques des tissus mobilisés. Bien que nos résultats soient différents de ceux obtenus par Pousson et al. (1990) (i.e., augmentation de la raideur de la CES pour des couples faibles), l'hypothèse émise d'une adaptation spécifique de  $CES_1$  et/ou  $CES_2$  pour expliquer nos résultats a pu être testée grâce à la méthode alpha.

##### *V.3.3.3.1. Fraction active de la CES ( $CES_1$ )*

Une diminution de la raideur de la fraction active de la CES a été trouvée dans notre étude. Celle-ci permettrait au muscle de stocker plus d'énergie élastique lors de la contraction excentrique. Bien que la modification de raideur du tendon/ $CES_2$  ne soit pas significative après les 14 semaines d'entraînement excentrique, la diminution de la raideur de  $CES_1$  a pu être compensée pour aboutir, pour des couples de force élevés, à une évolution non-significative de la raideur globale de la CES (i.e.,  $R_{max}$ ). Cette diminution de raideur de  $CES_1$  et l'absence de modification de raideur de  $CES_2$  expliquent cependant la diminution de  $R_{min}$ .

Certains mécanismes physiologiques n'ayant pu être évalués dans notre étude et déjà évoqués dans le chapitre précédent peuvent néanmoins expliquer cette diminution de la raideur de  $CES_1$  après entraînement. En effet, il a été montré que l'entraînement en force augmentait le nombre de fibres rapides et impliquait une diminution de raideur du muscle chez l'animal (Goubel et Marini, 1987). Plus précisément, l'entraînement excentrique modifierait le profil typologique des fibres musculaires par une augmentation hypertrophie sélective des fibres II et une augmentation de la part de fibres musculaires intermédiaires dans le muscle IIa, IIa/IIb pouvant atteindre +12% du niveau initial (Hortobagyi et al., 1996b). Cette augmentation du nombre relatif de fibres rapides dans le muscle influencerait les propriétés mécaniques du muscle vers une augmentation de la compliance du muscle (Kovanen et al., 1984; Gregory et al., 2007). Cependant, ces hypothèses sont à considérer avec précautions dans la mesure où aucune modification significative d'ACSA musculaire et de CMV n'a été trouvée dans notre étude.

#### *V.3.3.3.2. Fraction passive de la CES ( $CES_2$ ) / du tendon d'Achille*

Aucune modification de la  $R_{CES2}$  et  $R_{TA}$  n'a été montrée après l'entraînement dans notre étude. Une augmentation de la raideur du tendon avait été déterminée après plusieurs protocoles d'entraînement en force (Reeves et al., 2003b; Kubo et al., 2006) ou excentrique (Duclay et al., 2009). En effet, Duclay et al. (2009) avaient montré une augmentation de la raideur du tendon d'Achille après 7 semaines d'entraînement excentrique réalisé sur un appareil de renforcement musculaire. Les auteurs expliquaient cette augmentation de raideur par une augmentation de la synthèse du collagène de type I (Kim et al., 2002; Yang et al., 2004) induite par l'étirement en s'appuyant sur des études réalisées *in vitro*.

Nos résultats sur l'évolution de la raideur du tendon d'Achille après l'entraînement sont toutefois en accord avec ceux de Mahieu et al. (2008) qui avaient testé les effets de 6 semaines d'entraînement excentrique mobilisant les exercices prescrits par Alfredson et al. (1998). Très récemment, Arampatzis et al. (In press) ont montré que les adaptations de la raideur tendineuse dépendent de l'amplitude des étirements tendineux induits par les contractions isométriques, et donc de l'intensité de ces contractions. Les différences entre nos résultats, ceux de Mahieu et al. (2008) et ceux de Duclay et al. (2009) tendent à montrer que le même type de phénomène pourrait se produire lors de contractions excentriques et qu'il faut imposer

un étirement tendineux important pour obtenir des modifications chroniques de la raideur tendineuse.

Par ailleurs, aucune modification de l'énergie potentielle élastique dissipée par le tendon n'a été observée dans notre étude. Nous avons évoqué dans la revue de littérature que certains auteurs avaient obtenu une diminution de l'énergie dissipée par le tendon après un entraînement en force ou des étirements chroniques (Kubo et al., 2002a; Kubo et al., 2002b; Reeves et al., 2003b). Ce résultat ne semblait cependant pas cohérent avec le rôle de dissipateur d'énergie du tendon lors de la contraction excentrique. Dans notre étude, le CD du tendon d'Achille n'a pas été modifié avec l'entraînement. Ainsi, la diminution du CD montrée après des entraînements en force ou des étirements chroniques (Kubo et al., 2002a; Kubo et al., 2002b; Reeves et al., 2003b) a pu être nuancé par le rôle dissipateur du tendon dans la contraction excentrique. Par ailleurs, le muscle pourrait avoir participé de manière plus importante que le tendon à la dissipation de cette énergie lors des contractions excentriques.

#### V.3.3.4. Raideur de la CEP

Aucune modification significative de la raideur de la CEP évaluée de manière globale n'a été montrée dans notre étude. Ces résultats diffèrent de ceux obtenus par Mahieu et al. (2008) après 6 semaines d'entraînement excentrique qui montraient une diminution du couple passif résistif produit par la flexion dorsale de la cheville. Pourtant, les protocoles d'entraînement utilisés dans notre étude et celle de Mahieu et al. (2008) mobilisaient des exercices excentriques sans charges additionnelles. La durée du protocole était toutefois plus longue dans notre étude (i.e., deux fois plus longue). Ainsi, les modifications de propriétés mécaniques évaluées après 6 semaines d'entraînement excentrique ont pu être compensées à l'échelle de l'évaluation globale de la CEP par des modifications de propriétés mécaniques pouvant intervenir à plus long terme. Nous allons tenter d'expliquer cette différence de résultats grâce aux propriétés mécaniques spécifiques de CEP<sub>1</sub> et CEP<sub>2</sub> évaluées dans notre étude.

Les seules adaptations notables des propriétés mécaniques passives du SMT après les 14 semaines d'entraînement excentrique sont l'augmentation de l'indice de raideur passive du tendon des gastrocnémiens ( $IR_{G\ T}$ ) et l'augmentation de la longueur initiale (i.e.,  $L_{0\ T}$ , longueur pour laquelle le tendon produit une force passive résistive significative).

L'augmentation de la raideur de  $CEP_2$  diverge de l'évolution de la raideur de  $CES_2$ . Ce constat également réalisé après les 14 semaines d'entraînement pliométrique (Cf. **étude 6**, qui avait montré une augmentation de  $R_{CES_2}$  et aucune évolution d' $IR_{GT}$ ) montre bien que ces deux paramètres ne correspondent pas exactement aux comportements des mêmes structures. Les contraintes imposées lors des tests en laboratoire sur les structures tendineuses ne rendent pas compte des mêmes propriétés mécaniques (i.e., selon la condition expérimentale active ou passive). Par ailleurs, des contraintes différentes au sein même du tendon peuvent induire la mise en jeu de mécanismes physiologiques spécifiques selon le type de sollicitation (i.e., contraction ou mobilisation passive de l'articulation). Ces contraintes particulières sur les différentes parties du tendon pourraient aboutir à des adaptations différentes des propriétés géométriques (Kongsgaard et al., 2007) et/ou mécaniques (Lyman et al., 2004) selon la zone du tendon considérée. Le tendon composé, comme le muscle, de manière hiérarchique, pourrait préférentiellement mettre en jeu des structures différentes en conditions active et passive. Bien que les adaptations de la raideur de  $CEP_2$  ne correspondent pas à l'évolution de la raideur du tendon d'Achille et de  $R_{CES_2}$ , une modification des processus physiologiques associés à la synthèse de collagène au niveau du tendon peut être envisagée. Ainsi, une augmentation de la synthèse de fibres de collagène de type I a été mise en évidence dans la région péri-tendineuse après un entraînement excentrique (Langberg et al., 2007). Cette augmentation de collagène de type I pourrait contribuer à l'augmentation de la raideur de  $CEP_2$ .

Pourtant aucune modification de  $R_{Tmax}$  (i.e., paramètre issu de la relation couple-allongement du tendon) n'a été trouvée après l'entraînement. Ceci peut être expliqué par le fait que dans cette relation, le couple de force global est mis en relation avec l'allongement du tendon du GM. Cette association des données globales et d'un allongement local peut ainsi masquer la caractérisation de l'adaptation spécifique des gastrocnémiens par rapport aux structures mono-articulaires de la cheville. En effet, on peut émettre l'hypothèse que les muscles soléaire et gastrocnémiens répondent différemment à l'entraînement excentrique.

Par ailleurs, une augmentation du nombre de sarcomères en série identifiée chez l'animal (Proske et Morgan, 2001) puis indirectement chez l'Homme (Brockett et al., 2001) après un entraînement excentrique a pu se produire dans notre étude sans pour autant modifier significativement la longueur de fascicule musculaire. Cette augmentation de sarcomères en série contribuerait à augmenter de manière minime mais significative la longueur du muscle et à modifier la longueur pour laquelle le muscle ou, par répercussion, le tendon produit une

force passive lors de l'étirement. Cette augmentation du nombre sarcomères en série peut également expliquer l'augmentation de compliance de  $CES_1$ . Cependant, ces hypothèses sont à considérer avec précautions étant donné qu'aucune modification significative CMV n'a été trouvée dans notre étude.

Ainsi, l'entraînement excentrique engendre des adaptations différentes de  $CES_1$  et  $CEP_1$  dans la mesure où ces deux composantes élastiques du modèle ne représentent pas les comportements des mêmes structures au niveau musculaire (i.e., les ponts entre l'actine et la myosine pour  $CES_1$  ; principalement les enveloppes musculaires pour  $CEP_1$ ).

#### ***V.3.4. Conclusion***

Les 14 semaines d'entraînement excentrique n'ont pas modifié les performances en détente verticale, en souplesse et en force des sujets entraînés. Malgré cette absence d'évolution des paramètres fonctionnels, l'entraînement excentrique induirait plutôt au niveau des propriétés mécaniques intrinsèques du tissu musculaire (e.g., diminution de la raideur de  $CES_1$ ) que sur les propriétés mécaniques et géométriques du tendon.

## **Conclusion du chapitre V**

La diminution de raideur de  $CES_1$  augmenterait le stockage de l'énergie potentielle élastique par le muscle. Si plus d'énergie est stockée, le muscle pourrait aussi en dissiper davantage. Ainsi, le muscle semble participer de manière prépondérante à la dissipation de l'énergie potentielle élastique emmagasinée et à la régulation de la raideur globale lors de la production de couples de force relativement faibles. Par ailleurs, les propriétés mécaniques de  $CES_2$  semblent très peu s'adapter à la sollicitation excentrique chronique. Seules des augmentations de l'indice de raideur et de la longueur du tendon des gastrocnémiens ont été mises en évidence, ce qui indiquerait que lors d'un mouvement passif de l'articulation de la cheville et d'une contraction musculaire des muscles du TS, des structures différentes (i.e., avec des propriétés mécaniques spécifiques) pourraient être impliquées et s'adapteraient différemment à l'entraînement excentrique.

## Fiche synthèse de la Partie 2

Cette seconde partie a permis d'évaluer de manière qualitative les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques et géométriques des différentes structures du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville. Ainsi, nous avons pu observer des différences d'adaptations des composantes élastiques du modèle à la suite de l'entraînement pliométrique, et une évolution différente d'un des paramètres selon les deux modalités d'entraînement. L'ensemble des résultats concernant l'évolution des différents paramètres mécaniques et géométriques évalués au cours des **études 6 et 7** sont recensés dans le tableau ci-dessous.

Paramètres évalués			Entraînement pliométrique	Entraînement excentrique
Paramètres Fonctionnels	Détente	SJ (cm)	↑	→
		CMJ (cm)	↑	→
		Multibond (cm)	↑	→
		DJ (cm)	→	↗ (0.10)
	Souplesse	RoM <sub>T FP</sub> (°)	→	→
		RoM <sub>T ED</sub> (°)	↑	↗ (0.07)
		RoM <sub>F ED</sub> (°)	→	→
	Force	CMV (N.m)	↑	→
		RTD (N.m.s <sup>-1</sup> )	↗ (0.10)	→
		C <sub>max</sub> (N.m)	↑	→
Géométrie	SMT	BdL (m)	→	→
	Tendon (CES2/CEP2)	L <sub>T GL</sub> (cm)	→	↓
		L <sub>T GM</sub> (cm)	→	↓
		L <sub>T SO</sub> (cm)	→	→
		CSA <sub>T</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		CSA <sub>T SO</sub> (mm <sup>2</sup> )	-	↗ (0.09)
		ΔL <sub>max</sub> (mm)	→	→
	Muscles (CES1/CEP1)	ACSA <sub>50%</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		ACSA <sub>GAS50%</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		ACSA <sub>60%</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		ACSA <sub>GAS60%</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		ACSA <sub>70%</sub> (mm <sup>2</sup> )	↑	→
		ACSA <sub>GAS70%</sub> (mm <sup>2</sup> )	↑	→
		ACSA <sub>GAS</sub> (mm <sup>2</sup> )	↗ (0.09)	→
		ACSA <sub>TS</sub> (mm <sup>2</sup> )	→	→
		GL t (cm)	→	→
		GL θ (°)	→	→
		GL Lf (cm)	→	→
		GM t (cm)	→	→
		GM θ (°)	→	→
		GM Lf (cm)	→	→
		SO t (cm)	→	→
		SO θ (°)	→	→
SO Lf (cm)		→	→	

CES	SMA	$R_{\min}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	👉 (0.10)	🔴
		$R_{\max}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	➡	➡
	Fraction active (CES1)	$IR_{CES1}$ ( $^{\circ-1}$ )	🔴	🔴
		$R_{CES1\ 90\%}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	🔴	🔴
	Fraction passive (CES2)	$R_{CES2}$ (N.m. $^{\circ-1}$ )	🟢	➡
		$R_{TA}$ (N.mm $^{-1}$ )	🟢	➡
		$IR_{SK}$ (mm $^{-1}$ )	🟢	➡
CD (%)		🔴	➡	
CEP	SMA	$IR_{SMT}$ (mm $^{-1}$ )	➡	➡
		$R_{SMT\max}$ (N.m.mm $^{-1}$ )	➡	➡
	SMT	$IR_G$ (m $^{-1}$ )	🟢 (0.09)	➡
		$L_{0G}$ (m)	🟢 (0.07)	➡
		$R_{G\max}$ (N.m $^{-1}$ )	➡	➡
	Musculaire (CEP1)	$IR_M$ (mm $^{-1}$ )	➡	➡
		$R_{M\max}$ (N.m.mm $^{-1}$ )	➡	➡
		$IR_{GM}$ (m $^{-1}$ )	🟢 (0.08)	➡
		$L_{0M}$ (m)	🟢 (0.07)	➡
	Tendineuse (CEP2)	$R_{T\max}$ (N.m.mm $^{-1}$ )	➡	➡
		$IR_{GT}$ (mm $^{-1}$ )	➡	🟢
		$L_{0T}$ (m)	➡	🟢

🟢 : Augmentation significative ( $P \leq 0.05$ )

🟢 (Valeur de P) : Tendance à l'augmentation ( $0.05 < P \leq 0.1$ )

➡ : Pas de modification ( $P > 0.1$ )

👉 (Valeur de P) : Tendance à la diminution ( $0.05 < P \leq 0.1$ )

🔴 : Diminution significative ( $P \leq 0.05$ )

La discussion générale (point suivant) nous permettra 1/ d'évoquer les points méthodologiques concernant l'évaluation de certains paramètres déterminés dans ce travail de thèse ou de paramètres supplémentaires pouvant être utiles à caractériser pour interpréter de manière plus pertinente les évolutions de certains paramètres caractérisées dans ce travail de thèse ; 2/ de comparer les effets des entraînements pliométrique et excentrique et de discuter des données obtenues lors des **études 6** et **7** (i.e., évolution de certains paramètres) en regards de l'implication fonctionnelle des structures du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville lors de sollicitations pliométrique et excentrique.

## **Discussion générale**

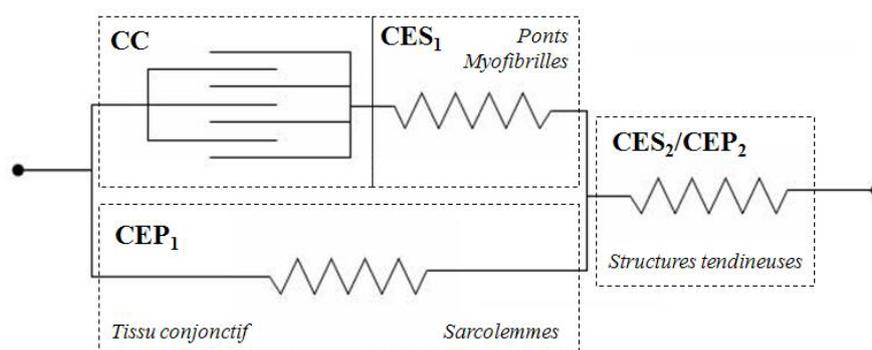
---

Les objectifs de ce travail de thèse étaient de caractériser les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les propriétés mécaniques et géométriques des fléchisseurs plantaires de la cheville. Une des originalités de ce travail a été de mobiliser des techniques spécialement développées pour accéder aux comportements *in vivo* des différentes structures du SMT de manière non-invasive. Les effets de chaque entraînement ont ensuite été comparés qualitativement compte tenu des spécificités des entraînements pliométrique et excentrique qui mobilisent ainsi différemment l'énergie potentielle élastique au niveau des structures du SMT.

Ainsi, nous discuterons de points méthodologiques pouvant être soulevés par ce travail de thèse puis nous comparerons les effets des entraînements pliométrique et excentrique sur les paramètres mécaniques et géométriques des structures du SMT en tentant d'aborder l'impact de l'évolution de ces paramètres sur le plan fonctionnel. Les mécanismes physiologiques potentiellement impliqués dans ces adaptations induites par les deux protocoles d'entraînement seront également discutés.

## Aspects méthodologiques

Le premier objectif de ce travail de thèse était le développement méthodologique nécessaire à l'évaluation des propriétés mécaniques des différentes composantes élastiques du modèle de Zajac (1989) (Figure 82).



**Figure 82** : Adaptation de la modélisation du SMT à trois composantes proposée par Zajac (1989)

Nous sommes parvenus à développer et valider des méthodes originales (présentées dans la **Partie 1**) qui nous ont permis de déterminer la raideur des quatre composantes élastiques du modèle (i.e.,  $CES_1$ ,  $CES_2$ ,  $CEP_1$  et  $CEP_2$ ) à partir de mesures non-invasives. Cependant, plusieurs points associés à ces développements méthodologiques méritent d'être discutés.

---

Tout d'abord, l'évaluation non-invasive des propriétés mécaniques des structures du SMT *in vivo* chez l'Homme est réalisée de manière indirecte, le plus souvent à partir de la mesure d'un couple de force externe. Dans les **Chapitres II** et **III**, nous avons estimé la longueur du bras de levier (i.e., pour calculer la force à partir d'un couple de force) à partir de données anthropométriques et l'utilisation de l'équation de Grieve et al. (1978). Cette méthode, bien que limitée en terme de précision, est pourtant utilisée par de nombreux auteurs dans la littérature (Kubo et al., 1999; Kubo et al., 2003; Hoang et al., 2005; Kubo et al., 2005; e.g., Hoang et al., 2007a; Hoang et al., 2007b).

Au début de nos travaux, il ne nous paraissait pas préjudiciable d'estimer le BdL avec ce modèle dans la mesure où nous ne pensions pas que ce paramètre pouvait évoluer après un protocole d'entraînement de 14 semaines. Une étude récente a d'ailleurs montré que le BdL n'évoluait pas après 9 semaines d'entraînement en force (Erskine et al., In Press). Cependant, une autre étude récente a montré des différences de BdL entre des sprinteurs et des sujets sédentaires (Lee et Piazza, 2009) suggérant qu'un entraînement intensif pouvait modifier la géométrie musculo-articulaire au point de modifier le BdL.

Une hypertrophie musculaire peut expliquer ce constat en modifiant la ligne d'action du muscle et donc le BdL (Maganaris, 2004). Il nous a semblé pertinent, après avoir mis en place l'ensemble des méthodes présentées dans la **Partie 1**, de mesurer le BdL pour vérifier que celui-ci n'évoluait pas après les entraînements.

La méthode considérée comme la plus précise pour mesurer la longueur du bras de levier est l'IRM. Les mesures de BdL effectuées par échographie selon la méthode de *tendon excursion* (e.g., An et al., 1984; Maganaris et al., 2000; Maganaris, 2004) sont bien corrélées aux mesures IRM (Fath et al., In press). Nous avons donc voulu vérifier, grâce aux données obtenues lors des tests d'évaluation en condition passive (i.e., par la méthode de *tendon excursion*), qu'il ne se produisait aucune modification significative de la longueur du bras de levier au niveau de la cheville après nos entraînements pliométrique et excentrique. Ce résultat nous a conduit à utiliser le modèle de Grieve et al. (1978) pour estimer le BdL dans nos études.

Par ailleurs, la méthodologie développée et utilisée dans ce travail de thèse nous a permis d'évaluer les propriétés mécaniques des composantes élastiques du modèle de Zajac. Les propriétés mécaniques de la composante élastique relative au comportement des structures tendineuses et aponévrotiques (i.e., CES<sub>2</sub>/CEP<sub>2</sub>) ont fait l'objet de plusieurs types

---

d'analyse. En effet, la raideur de  $CES_2$  a été évaluée grâce à la méthode alpha lors d'un étirement rapide en flexion dorsale surimposé à une contraction isométrique sous-maximale constante en flexion plantaire. Le comportement d'une partie de la  $CES_2$  a également été évalué lors d'une rampe de contraction isométrique progressivement croissante puis décroissante. Enfin, la raideur de  $CEP_2$  a été évaluée lors d'étirements passifs cycliques de la cheville. Ainsi, les propriétés mécaniques déterminées dans ces trois conditions sont *a priori* associées en partie au comportement du tendon d'Achille et peuvent paraître redondantes dans le protocole expérimental déterminé à la fin de la **partie 1**.

Cependant, il n'existe pas de corrélation entre les données de  $R_{CES_2}$  et de  $R_{TA}$ . Ceci n'est finalement pas très surprenant dans la mesure où les structures évaluées avec la méthode alpha (i.e., ensemble de la partie passive de la CES) ou lors de la rampe de contraction isométrique (i.e., tendon d'Achille uniquement) ne sont pas exactement les mêmes. Par ailleurs, les conditions expérimentales sont également différentes (e.g., vitesse d'étirement du tendon). Néanmoins, les évolutions des paramètres  $R_{CES_2}$  et  $R_{TA}$  après les entraînements en pliométrie et en excentrique, détaillées dans la suite de cette discussion générale, sont semblables.

De plus, la comparaison des données obtenues sur le comportement du tendon en condition active et en condition passive est intéressante. En effet, sur le modèle de Zajac, les composantes  $CES_2$  et  $CEP_2$  font référence au comportement des mêmes structures. Pourtant, l'évaluation de la raideur de  $CEP_2$  n'est pas corrélée à  $R_{TA}$  bien que les relations entre la longueur du tendon et la force ont été établies dans les conditions. L'évaluation de ces deux paramètres (i.e.,  $R_{TA}$  et  $IR_{GT}$ ) était donc nécessaire dans ce travail. Par ailleurs, comme pour la comparaison de  $R_{CES_2}$  et  $R_{TA}$ , les contraintes mécaniques peuvent être différentes selon que l'on considère la partie distale et proximale du tendon (Lyman et al., 2004) ou les insertions et le corps du tendon (Kongsgaard et al., 2007) lors d'une contraction musculaire ou d'un étirement passif de l'articulation. Ces contraintes différentes au sein du même tendon pourraient induire la mise en jeu de mécanismes physiologiques aboutissant potentiellement à des différences de propriétés géométriques (Kongsgaard et al., 2007) et/ou de propriétés mécaniques (Lyman et al., 2004).

Par ailleurs, nous avons évalué à la fois la raideur et les propriétés dissipatives du tendon d'Achille. Ces deux paramètres permettent d'obtenir des informations complémentaires sur les propriétés mécaniques du tendon. En effet, une analyse

---

supplémentaire a montré que ces deux paramètres ne sont pas significativement corrélés. De plus, ils n'évoluent pas de la même manière après l'entraînement pliométrique ou excentrique. Étonnamment, les propriétés dissipatives sont relativement peu étudiées par rapport à la raideur afin d'évaluer les effets de sollicitations chroniques (Kubo et al., 2002a; Kubo et al., 2002b; Reeves et al., 2003b; Kubo et al., 2004). Pourtant, ce paramètre (i.e., CD), indépendant du niveau de force développée (Cf. II.4.2.2.), paraît être représentatif du comportement du tendon lors des processus de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique.

Étant donné que ces aspects méthodologiques renvoient surtout à la **Partie 1** de ce travail de thèse, nous allons pouvoir discuter les effets de chaque type d'entraînement (i.e., pliométrique et excentrique) sur les propriétés mécaniques des structures du SMT des fléchisseurs plantaires de la cheville.

### **Comparaison des effets des entraînements pliométrique et excentrique**

Le second objectif de ce travail de thèse était de caractériser les effets de l'entraînement pliométrique d'une part, et de l'entraînement excentrique d'autre part sur les propriétés mécaniques des composantes élastiques du modèle de Zajac, en prenant en compte les potentielles évolutions de géométrie des muscles ou du tendon des fléchisseurs plantaires de la cheville.

Lors d'une contraction excentrique, les structures du SMT emmagasinent de l'énergie potentielle élastique qui est ensuite dissipée dans le cas d'une contraction excentrique ou partiellement restituée dans le cas d'un exercice pliométrique (Alexander et Bennet-Clark, 1977; Cavagna, 1977; Bosco et al., 1982b; Bosco et al., 1982c; Cavagna et al., 1985; Komi, 1992; Cavagna et al., 1994). Ainsi, l'utilisation de l'énergie potentielle élastique par les structures musculaires et tendineuses diffère selon les exercices réalisés lors de ces deux types d'entraînement et pouvait donc conduire à une adaptation spécifique des structures du SMT. Afin de comparer qualitativement les effets des entraînements pliométrique et excentrique, nous avons tenté de standardiser ces deux protocoles en termes d'intensité et de volume, paramètres qui conditionnent fortement les effets d'un entraînement musculaire (Smith et Melton, 1981). Les sujets ont ainsi réalisé le même nombre de sollicitations (i.e., pliométriques ou excentriques) avec une intensité équivalente (e.g., hauteur de chute pour les

---

saut en contrebas/réceptions). Néanmoins, la standardisation de ces deux protocoles d'entraînement est relativement difficile à réaliser d'autant que nous ne souhaitons pas mobiliser de charges additionnelles ou de dispositifs spécifiques. Cela ne nous permettait donc pas de contrôler finement la quantité de travail comme cela a pu être fait au sein de notre laboratoire afin de comparer les modalités de contraction isocinétique et isotonique (Remaud, 2007; Guilhem, 2009; Guilhem et al., In press-b). Du fait de ces contraintes techniques, la standardisation des deux protocoles d'entraînement s'appuie sur des critères qui peuvent être discutés. Cependant, les limites évoquées en termes de standardisation ne nous semblaient pas préjudiciables pour la comparaison des effets de ces deux types d'entraînements.

Les résultats principaux de ce travail sur les propriétés mécaniques du SMT ont montré une diminution de la raideur de  $CES_1$  et du CD du tendon ainsi qu'une augmentation de la raideur du tendon/ $CES_2$  après 14 semaines d'entraînement pliométrique. Une tendance à l'augmentation de l'indice de raideur de  $CEP_1$  a également été observée. L'entraînement excentrique a engendré une diminution de la raideur de  $CES_1$  et une augmentation de l'indice de raideur passive (i.e.,  $IR_{GT}$ ) et des longueurs du tendon des gastrocnémiens (i.e.,  $L_{TGL}$  et  $L_{TGM}$ ).

Nous allons donc, dans la suite de cette discussion, comparer qualitativement de ces principaux effets en tentant d'émettre des hypothèses sur les processus physiologiques pouvant être associés aux modifications des propriétés mécaniques et/ou géométriques caractérisées.

### ***Evolutions des paramètres fonctionnels***

Les performances lors des tests fonctionnels ont significativement augmenté après l'entraînement pliométrique (i.e., performance en détente, CMV). En revanche, l'entraînement excentrique n'a pas modifié les paramètres fonctionnels étudiés.

L'évolution des performances en détente est parfaitement cohérente par rapport à l'aspect fonctionnel des structures du SMT lors d'une tâche pliométrique et excentrique (Alexander et Bennet-Clark, 1977; Bosco et al., 1982a; Cavagna et al., 1994; Dickinson et al., 2000). L'exercice pliométrique tend à restituer l'énergie emmagasinée alors que l'exercice excentrique tend à dissiper cette énergie. Ainsi, les performances dans les modalités de sauts nécessitant une réutilisation de l'énergie lors de la seconde phase du saut (i.e., CMJ, multibond et DJ) vont augmenter avec l'entraînement pliométrique et diminuer ou stagner

---

avec l'entraînement excentrique. Ces résultats attendus sont en accord avec les résultats observés dans les **études 6** et **7**.

Nos résultats montrent que notre protocole d'entraînement pliométrique semble plus efficace pour augmenter la CMV que le protocole d'entraînement excentrique réalisé. Ce résultat peut simplement s'expliquer par le fait que le nombre de contractions total était plus important en pliométrie. Par ailleurs, les gains de CMV ont été évalués en condition isométrique pour une position articulaire de la cheville fixe. Or, l'entraînement excentrique permettrait un développement de force sur une amplitude articulaire plus grande (Guilhem, 2009). Les gains de force engendrés par l'entraînement excentrique ont pu ne pas être détectés par l'évaluation de la CMV à un angle articulaire de la cheville donné.

Les **études 6** et **7** ont été effectuées auprès de populations d'étudiants en sciences du sport qui avaient une pratique sportive régulière équivalente qui n'a donc pas influencé les différences observées sur les effets de ces deux types d'entraînement.

### *Adaptations de la géométrie des structures musculaires et tendineuses*

Les deux types d'entraînement ont eu très peu d'effets sur la géométrie des muscles du TS et du tendon d'Achille (i.e., architecture et ACSA). Néanmoins, la longueur du tendon des gastrocnémiens a diminué (et donc la longueur du muscle a augmenté) après les 14 semaines d'entraînement excentrique. Cette diminution légère mais significative de  $L_{TGL}$  et  $L_{TGM}$  peut être associée à l'amplitude articulaire de la cheville mobilisée plus importante lors des exercices excentriques (notamment ceux recommandés par Alfredson et al. (1998)) par rapport aux exercices pliométriques. Des expérimentations sur le muscle isolé ont fait état par exemple d'une augmentation du nombre de sarcomères en série au sein des fibres musculaires (Lynn et Morgan, 1994; Morgan et al., 2002; Butterfield et al., 2005). Comme nous l'avons évoqué, les amplitudes de mouvement et les vitesses atteintes lors de l'entraînement excentrique sont différentes (par rapport à l'entraînement pliométrique), ce qui pourrait engendrer des profils de chargements différents sur les différentes parties du tendon (Lyman et al., 2004). Par ailleurs, une augmentation de la synthèse de collagène au sein de zones localisées du tendon peuvent avoir lieu après un entraînement (Langberg et al., 2007).

Compte tenu des effets limités des protocoles d'entraînement pliométrique et excentrique sur les géométries des muscles du TS et du tendon d'Achille, les modifications de propriétés mécaniques observées au niveau des différentes composantes après ces

---

entraînements seraient donc plutôt associées à des modifications de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus musculaires et tendineux.

### *Adaptations de CES<sub>1</sub> / CES<sub>2</sub>*

Les deux protocoles d'entraînement ont abouti à une diminution de la raideur de CES<sub>1</sub>. L'impact mécanique des entraînements excentrique et pliométrique sur les ponts actine-myosine semble en effet similaire et engendre les mêmes adaptations de raideur de CES<sub>1</sub>. L'augmentation de la compliance au niveau des ponts actine-myosine (i.e., structures associées au comportement mécanique de CES<sub>1</sub>) permettrait un stockage plus important d'énergie potentielle élastique dans le cas de la pliométrie et de l'exercice excentrique. Cette augmentation de l'énergie élastique stockée serait un avantage dans les deux modalités de contraction puisqu'il permettrait de restituer davantage d'énergie dans le cas de la pliométrie et d'en dissiper plus dans le cas de la modalité excentrique. Les phénomènes physiologiques pouvant expliquer cette adaptation seraient ainsi liés à une modification typologique des fibres musculaires vers une topologie plus rapide du muscle (Malisoux et al., 2006) qui serait alors plus compliant.

Les résultats montrent une adaptation des propriétés mécaniques de CES<sub>2</sub> et du tendon après l'entraînement pliométrique (i.e., augmentation de R<sub>CES2</sub>, R<sub>TA</sub>, IR<sub>SK</sub> et diminution de CD). En revanche, aucune modification significative de ces propriétés mécaniques n'a été montrée après l'entraînement excentrique. Même si les entraînements pliométrique et excentrique ont été standardisés, il est possible que les contraintes appliquées sur le tendon aient été plus importantes lors de la période d'entraînement pliométrique que lors de l'entraînement excentrique. Le nombre de sollicitations est identique mais lors d'un cycle étirement-détente, le tendon est mobilisé lors de la phase excentrique mais également lors de la phase concentrique. Or, si la phase concentrique est supprimée, comme c'est le cas lors de l'entraînement excentrique, le tendon n'est soumis qu'à la seule contrainte exercée lors de la phase excentrique. La contrainte (peut-être moins importante en excentrique au niveau tendineux) ne semble pas avoir été suffisante après 14 semaines d'entraînement pour modifier les propriétés mécaniques du tendon (e.g., Arampatzis et al., In press).

Il semble également intéressant de noter que le CD diminue fortement après l'entraînement pliométrique alors qu'il n'évolue pas du tout après l'entraînement excentrique. Dans le cas de l'entraînement pliométrique, cette diminution peut s'avérer tout à fait

---

pertinente dans le cadre de l'optimisation de la performance puisque le tendon devient intrinsèquement capable de dissiper moins d'énergie élastique et de transmettre plus efficacement la force musculaire. En revanche, le tendon joue alors moins son rôle « protecteur » lors d'une sollicitation externe, ce qui pourrait s'avérer préjudiciable et augmenter le risque de blessure musculaire et tendineuse. L'entraînement excentrique n'ayant pas engendré de modification du CD, on peut dire que cet entraînement va s'avérer moins efficace pour le tendon dans le cadre de l'optimisation des performances. A l'inverse, il va également être beaucoup moins préjudiciable dans le cadre de la prévention des blessures musculaires et tendineuses.

Par ailleurs, dans beaucoup de travaux (e.g., Kubo et al., 2001a; Spurrs et al., 2003; Kubo et al., 2006; Burgess et al., 2007), l'augmentation de raideur est associée à une augmentation de l'efficacité des processus de transmission de la tension musculaire au squelette et de stockage-restitution de l'énergie élastique. Cependant, il a également été évoqué qu'un tendon compliant pourrait permettre de limiter la variation de longueur des fibres musculaires et augmenter le stockage de l'énergie potentielle élastique (Finni et al., 2003). Cette hypothèse a été reprise par d'autres auteurs (Lichtwark et Wilson, 2006a; Lichtwark et Wilson, 2006b). Ils ont ainsi montré qu'un tendon plus compliant permettrait au muscle d'atteindre une efficacité de contraction optimale (Lichtwark et Wilson, 2006a). Le tendon semblerait alors agir en facilitant le raccourcissement des fibres musculaires à une vitesse optimale (Lichtwark et Barclay, 2010). Le lien entre l'augmentation de raideur tendineuse et la performance reste donc en débat. Toutefois, si de très nombreuses études (e.g., Kubo et al., 2001a; Spurrs et al., 2003; Kubo et al., 2006; Burgess et al., 2007) ont montré une augmentation de la raideur du tendon après un entraînement ayant induit une augmentation de CMV ou de performances, très peu d'études ont montré une diminution de raideur du tendon après une sollicitation chronique. Seule une étude récente a montré une diminution de la raideur du tendon après des étirements chroniques balistiques et statiques (Mahieu et al., 2007).

### *Adaptations de $CEP_1$ / $CEP_2$*

Les entraînements pliométrique et excentrique n'ont pas eu les mêmes effets sur la  $CEP_1$  des gastrocnémiens. En effet, des tendances à l'augmentation d' $IR_{GM}$  et de  $L_{0M}$  ont été observées après les 14 semaines d'entraînement pliométrique. Au contraire, aucune modification de ces paramètres n'a été montrée après la période d'entraînement excentrique.

Cette tendance à l'augmentation de la raideur de  $CEP_1$  après l'entraînement pliométrique pourrait être expliquée par une modification des processus de synthèse du collagène au niveau des enveloppes du muscle (Ducomps et al., 2003). En effet, il a été montré chez l'animal que le muscle était plus sensible que le tendon à la contrainte mécanique et l'adaptation des processus de synthèse et de dégradation du collagène est plus importante au niveau du muscle par rapport au tendon (Heinemeier et al., 2007). La contrainte appliquée sur les enveloppes musculaires était probablement plus importante lors de l'entraînement pliométrique par rapport à l'entraînement excentrique, expliquant ainsi les adaptations d' $IR_{GM}$  et  $L_{0M}$ .

Les deux types d'entraînement n'ont pas eu non plus les mêmes effets sur la  $CEP_2$  des gastrocnémiens. En effet, des augmentations d' $IR_{GT}$  et de  $L_{0T}$  ont été déterminées après les 14 semaines d'entraînement excentrique. En revanche, aucune modification de ces paramètres n'a été montrée après la période d'entraînement pliométrique. Cette augmentation de la raideur de  $CEP_2$  après la période d'entraînement excentrique peut être expliquée par la légère modification de la géométrie du tendon (i.e., diminution de la longueur de  $L_{TGM}$  et  $L_{TGL}$ ).

## **Conclusion générale**

---

Ce travail de thèse visait à caractériser les adaptations des propriétés mécaniques des composantes élastiques et des paramètres géométriques des muscles et du tendon des fléchisseurs plantaires de la cheville induites par des sollicitations pliométriques et excentriques chroniques. Ces deux modalités d'exercice sont couramment utilisées dans le cadre de l'entraînement. Toutefois, les différences de contraintes mécaniques induites par chacun des deux modes suggéraient des adaptations spécifiques des propriétés mécaniques du SMT différentes selon le type d'entraînement (i.e., pliométrique et excentrique).

Ainsi, afin de mieux comprendre les mécanismes adaptatifs physiologiques et leurs impacts sur les capacités fonctionnelles, il nous a été nécessaire de développer et d'implémenter des méthodes d'investigation non-invasives au sein de notre laboratoire afin d'évaluer les propriétés mécaniques des différentes structures du SMT des fléchisseurs plantaires. Ces évaluations ont été réalisées à la fois en condition active et passive, de manière globale puis locale et ont concerné les comportements spécifiques des structures musculaires, tendineuses ou bi-articulaires des fléchisseurs plantaires de la cheville. Ce premier temps de développement méthodologique nous a ainsi permis de caractériser plus précisément les adaptations liées aux protocoles d'entraînement pliométrique et excentrique.

Les modalités d'exercice pliométrique et excentrique induisent une utilisation différente de l'énergie potentielle élastique par les structures musculaires et tendineuses. Ainsi, après 14 semaines d'entraînement pliométrique et excentrique, les propriétés mécaniques du tendon et du muscle s'adaptent de manière différente afin d'optimiser les processus de transmission de la tension musculaire au squelette et de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique. La nature des adaptations des propriétés mécaniques des muscles et du tendon est associée à une modification de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus musculaires et tendineux plutôt qu'à un changement au niveau des paramètres géométriques des muscles et du tendon.

Plusieurs perspectives à ce travail de thèse peuvent par ailleurs être avancées. En effet, outre les considérations méthodologiques évoquées dans la discussion générale concernant la caractérisation du bras de levier et la confrontation des paramètres évalués caractérisant les mêmes structures mais dans des conditions expérimentales différentes, de nombreuses perspectives d'utilisation du protocole expérimental mis en place dans ce travail sont envisageables (e.g., pathologies neuromusculaires, traumatismes musculo-tendineux, vieillissement).

D'un point de vue plus théorique, l'ensemble des paramètres mécaniques déterminés pourraient être associées à des mesures de paramètres nécessitant l'utilisation de méthodes invasives permettant par exemple des interprétations plus précises des évolutions de paramètres mécaniques observées après un entraînement par exemple pour mettre nos résultats en regard de possibles modifications typologiques des fibres musculaires (Malisoux et al., 2006). De plus, les mesures effectuées grâce aux méthodes développées pourraient permettre de développer les modèles de comportement du SMT existants. Cette modélisation pourrait permettre d'améliorer les bases théoriques utilisées pour la simulation de la réalisation de mouvements et du comportement du corps humain de manière plus générale.

# **Bibliographie**

---

---

**Abe T, Brechue WF, Fujita S et Brown JB** (1998). Gender differences in FFM accumulation and architectural characteristics of muscle. *Med Sci Sports Exerc*;30(7):1066-70

**Abe T, Brown JB et Brechue WF** (1999). Architectural characteristics of muscle in black and white college football players. *Med Sci Sports Exerc*;31(10):1448-52

**Abe T, Kumagai K et Brechue WF** (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Med Sci Sports Exerc*;32(6):1125-9

**Abe T, Fukashiro S, Harada Y et Kawamoto K** (2001). Relationship between sprint performance and muscle fascicle length in female sprinters. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*;20(2):141-7

**Abe T** (2002). Fascicle length of gastrocnemius muscles in monozygous twins. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci*;21(6):291-5

**Abellaneda S, Guissard N et Duchateau J** (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol*;106(1):169-77

**Agarwal GC et Gottlieb GL** (1977). Oscillation of the human ankle joint in response to applied sinusoidal torque on the foot. *J Physiol*;268(1):151-76

**Ahtiainen JP, Hoffren M, Hulmi JJ, Pietikainen M, Mero AA, Avela J et Hakkinen K** (2009). Panoramic ultrasonography is a valid method to measure changes in skeletal muscle cross-sectional area. *Eur J Appl Physiol*;108(2):273-9

**Albracht K, Arampatzis A et Baltzopoulos V** (2008). Assessment of muscle volume and physiological cross-sectional area of the human triceps surae muscle in vivo. *J Biomech*;41(10):2211-8

**Alexander RM et Bennet-Clark HC** (1977). Storage of elastic strain energy in muscle and other tissues. *Nature*;265(5590):114-7

**Alfredson H, Pietila T, Jonsson P et Lorentzon R** (1998). Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic Achilles tendinosis. *Am J Sports Med*;26(3):360-6

**Allison GT et Purdam C** (2009). Eccentric loading for Achilles tendinopathy--strengthening or stretching? *Br J Sports Med*;43(4):276-9

**Allum JH, Mauritz KH et Vogele H** (1982). Stiffness regulation provided by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. *Brain Res*;234(1):159-64

**Allum JH et Mauritz KH** (1984). Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. *J Neurophysiol*;52(5):797-818

**Almeida-Silveira MI, Perot C, Pousson M et Goubel F** (1994). Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflugers Arch*;427(3-4):289-94

**An KN, Takahashi K, Harrigan TP et Chao EY** (1984). Determination of muscle orientations and moment arms. *J Biomech Eng*;106(3):280-2

**Aquino CFd, Gonçalves GGP, Fonseca STd et Mancini MC** (2006). Analysis of the relation between flexibility and passive stiffness of the hamstrings. *Rev Bras Med Esporte*;12:195-200

**Arampatzis A, Stafilidis S, DeMonte G, Karamanidis K, Morey-Klapsing G et Bruggemann GP** (2005). Strain and elongation of the human gastrocnemius tendon and aponeurosis during maximal plantarflexion effort. *J Biomech*;38(4):833-41

**Arampatzis A, Karamanidis K, Stafilidis S, Morey-Klapsing G, DeMonte G et Bruggemann GP** (2006). Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion. *J Biomech*;39(10):1891-902

**Arampatzis A, Karamanidis K et Albracht K** (2007a). Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol*;210(Pt 15):2743-53

**Arampatzis A, Karamanidis K, Morey-Klapsing G, De Monte G et Stafilidis S** (2007b). Mechanical properties of the triceps surae tendon and aponeurosis in relation to intensity of sport activity. *J Biomech*;40(9):1946-52

**Arampatzis A, Mademli L, De Monte G et Walsh M** (2007c). Changes in fascicle length from rest to maximal voluntary contraction affect the assessment of voluntary activation. *J Biomech*;40(14):3193-200

**Arampatzis A, Monte GD et Karamanidis K** (2007d). Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Electromyogr Kinesiol*;18:503-508

**Arampatzis A, Peper A, Bierbaum S et Albracht K** (In press). Plasticity of human Achilles tendon mechanical and morphological properties in response to cyclic strain. *J Biomech*

**Arndt AN, Komi PV, Bruggemann GP et Lukkariniemi J** (1998). Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;13(7):532-541

**Arya S et Kulig K** (In press). Tendinopathy Alters Mechanical and Material Properties of the Achilles Tendon. *J Appl Physiol*

**Axelson HW et Hagbarth KE** (2001). Human motor control consequences of thixotropic changes in muscular short-range stiffness. *J Physiol*;535(Pt 1):279-88

**Baechele TR et Earle RW**. *Essentials of Strength Training and Conditioning*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2008

**Baker D** (1996). Improving Vertical Jump Performance Through General, Special, and Specific Strength Training: A Brief Review. **10**: 131-136.

- Bandholm T, Magnusson P, Jensen BR et Sonne-Holm S** (2009). Dorsiflexor muscle-group thickness in children with cerebral palsy: relation to cross-sectional area. *NeuroRehabilitation*;24(4):299-306
- Barber L, Barrett R et Lichtwark G** (2009). Validation of a freehand 3D ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J Biomech*;42(9):1313-9
- Bartoo ML, Linke WA et Pollack GH** (1997). Basis of passive tension and stiffness in isolated rabbit myofibrils. *Am J Physiol*;273(1 Pt 1):C266-76
- Behnke RS**. *Kinetic Anatomy*. Champaign, IL: Human Kinetics, 2006
- Bemben MG** (2002). Use of diagnostic ultrasound for assessing muscle size. *J Strength Cond Res*;16(1):103-8
- Benard MR, Becher JG, Harlaar J, Huijing PA et Jaspers RT** (2009). Anatomical information is needed in ultrasound imaging of muscle to avoid potentially substantial errors in measurement of muscle geometry. *Muscle Nerve*;39(5):652-65
- Birk DE, Fitch JM, Babiarz JP, Doane KJ et Linsenmayer TF** (1990). Collagen fibrillogenesis in vitro: interaction of types I and V collagen regulates fibril diameter. *J Cell Sci*;95 ( Pt 4):649-57
- Blackburn JT, Padua DA et Guskiewicz KM** (2008). Muscle stiffness and spinal stretch reflex sensitivity in the triceps surae. *J Athl Train*;43(1):29-36
- Blackburn JT, Bell DR, Norcross MF, Hudson JD et Kimsey MH** (2009). Sex comparison of hamstring structural and material properties. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;24(1):65-70
- Bland JM et Altman DG** (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*;1(8476):307-10
- Blanpied P et Smidt GL** (1992). Human plantarflexor stiffness to multiple single-stretch trials. *J Biomech*;25(1):29-39
- Blanpied P et Smidt GL** (1993). The difference in stiffness of the active plantarflexors between young and elderly human females. *J Gerontol*;48(2):M58-63
- Blazevich AJ, Gill ND, Bronks R et Newton RU** (2003). Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Med Sci Sports Exerc*;35(12):2013-22
- Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR et Horne S** (2007a). Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol*;103(5):1565-75
- Blazevich AJ, Gill ND, Deans N et Zhou S** (2007b). Lack of human muscle architectural adaptation after short-term strength training. *Muscle Nerve*;35(1):78-86
- Blitz NM et Eliot DJ** (2007). Anatomical aspects of the gastrocnemius aponeurosis and its insertion: a cadaveric study. *J Foot Ankle Surg*;46(2):101-8

- Blitz NM et Eliot DJ** (2008). Anatomical aspects of the gastrocnemius aponeurosis and its muscular bound portion: a cadaveric study-part II. *J Foot Ankle Surg*;47(6):533-40
- Bojsen-Moller J, Hansen P, Aagaard P, Svantesson U, Kjaer M et Magnusson SP** (2004). Differential displacement of the human soleus and medial gastrocnemius aponeuroses during isometric plantar flexor contractions in vivo. *J Appl Physiol*;97(5):1908-14
- Borg TK et Caulfield JB** (1980). Morphology of connective tissue in skeletal muscle. *Tissue Cell*;12(1):197-207
- Bosco C, Tarkka I et Komi PV** (1982a). Effect of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *Int J Sports Med*;3(3):137-40
- Bosco C, Tihanyi J, Komi PV, Fekete G et Apor P** (1982b). Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand*;116(4):343-9
- Bosco C, Viitasalo JT, Komi PV et Luhtanen P** (1982c). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand*;114(4):557-65
- Bowers EJ, Morgan DL et Proske U** (2004). Damage to the human quadriceps muscle from eccentric exercise and the training effect. *J Sports Sci*;22(11-12):1005-14
- Brechue WF et Abe T** (2002). The role of FFM accumulation and skeletal muscle architecture in powerlifting performance. *Eur J Appl Physiol*;86(4):327-36
- Bressel E et McNair PJ** (2001). Biomechanical behavior of the plantar flexor muscle-tendon unit after an Achilles tendon rupture. *Am J Sports Med*;29(3):321-6
- Bressel E, Larsen BT, McNair PJ et Cronin J** (2004). 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)*;19(3):284-91
- Brockett CL, Morgan DL et Proske U** (2001). Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Med Sci Sports Exerc*;33(5):783-90
- Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P et Pearson SJ** (2007). Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *J Strength Cond Res*;21(3):986-9
- Burgess KE, Pearson SJ et Onambele GL** (2009). Menstrual cycle variations in oestradiol and progesterone have no impact on in vivo medial gastrocnemius tendon mechanical properties. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;24(6):504-9
- Butler DL, Grood ES, Noyes FR et Zernicke RF** (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc Sport Sci Rev*;6:125-81

**Butterfield TA, Leonard TR et Herzog W** (2005). Differential serial sarcomere number adaptations in knee extensor muscles of rats is contraction type dependent. *J Appl Physiol*;99(4):1352-8

**Cameron AF, Rome K et Hing WA** (2008). Ultrasound evaluation of the abductor hallucis muscle: Reliability study. *J Foot Ankle Res*;1(1):12

**Carter RR, Crago PE et Keith MW** (1990). Stiffness regulation by reflex action in the normal human hand. *J Neurophysiol*;64(1):105-18

**Cavagna GA** (1977). Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle. *Exerc Sport Sci Rev*;5:89-129

**Cavagna GA, Mazzanti M, Heglund NC et Citterio G** (1985). Storage and release of mechanical energy by active muscle: a non-elastic mechanism? *J Exp Biol*;115:79-87

**Cavagna GA, Heglund NC, Harry JD et Mantovani M** (1994). Storage and release of mechanical energy by contracting frog muscle fibres. *J Physiol*;481 ( Pt 3):689-708

**Chimera NJ, Swanik KA, Swanik CB et Straub SJ** (2004). Effects of Plyometric Training on Muscle-Activation Strategies and Performance in Female Athletes. *J Athl Train*;39(1):24-31

**Chow RS, Medri MK, Martin DC, Leekam RN, Agur AM et McKee NH** (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *Eur J Appl Physiol*;82(3):236-44

**Cook CS et McDonagh MJ** (1996). Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;72(4):380-2

**Cornu C, Almeida Silveira MI et Goubel F** (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;76(3):282-8

**Cornu C, Goubel F et Fardeau M** (1998). Stiffness of knee extensors in Duchenne muscular dystrophy. *Muscle Nerve*;21(12):1772-4

**Cornu C, Goubel F et Fardeau M** (2001). Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *J Physiol*;533(Pt 2):605-16

**Cronin NJ, Peltonen J, Ishikawa M, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T et Voigt M** (2008). Effects of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae. *J Appl Physiol*;105(1):226-32

**Cronin NJ, Ishikawa M, Grey MJ, af Klint R, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T et Voigt M** (2009). Mechanical and neural stretch responses of the human soleus muscle at different walking speeds. *J Physiol*;587(Pt 13):3375-82

**Danielsen CC et Andreassen TT** (1988). Mechanical properties of rat tail tendon in relation to proximal-distal sampling position and age. *J Biomech*;21(3):207-12

**de Boer MD, Morse CI, Thom JM, de Haan A et Narici MV** (2007). Changes in antagonist muscles' coactivation in response to strength training in older women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*;62(9):1022-7

**de Zee M et Voigt M** (2001). Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured in vivo. *J Biomech*;34(11):1399-406

**Dickinson MH, Farley CT, Full RJ, Koehl MA, Kram R et Lehman S** (2000). How animals move: an integrative view. *Science*;288(5463):100-6

**Duance VC, Restall DJ, Beard H, Bourne FJ et Bailey AJ** (1977). The location of three collagen types in skeletal muscle. *FEBS Lett*;79(2):248-52

**Duclay J, Martin A, Duclay A, Cometti G et Pousson M** (2009). Behavior of fascicles and the myotendinous junction of human medial gastrocnemius following eccentric strength training. *Muscle Nerve*;39(6):819-27

**Ducomps C, Mauriege P, Darche B, Combes S, Lebas F et Doutreloux JP** (2003). Effects of jump training on passive mechanical stress and stiffness in rabbit skeletal muscle: role of collagen. *Acta Physiol Scand*;178(3):215-24

**Duffour M** (2001). Anatomie de l'appareil locomoteur. Membre inférieur. Masson E.

**Edgerton VR, Smith JL et Simpson DR** (1975). Muscle fibre type populations of human leg muscles. *Histochem J*;7(3):259-66

**Edwards WT** (2007). Effect of joint stiffness on standing stability. *Gait Posture*;25(3):432-9

**Enoka RM** (1996). Eccentric contractions require unique activation strategies by the nervous system. *J Appl Physiol*;81(6):2339-46

**Erdemir A, Piazza SJ et Sharkey NA** (2002). Influence of loading rate and cable migration on fiberoptic measurement of tendon force. *J Biomech*;35(6):857-62

**Erdemir A, Hamel AJ, Piazza SJ et Sharkey NA** (2003). Fiberoptic measurement of tendon forces is influenced by skin movement artifact. *J Biomech*;36(3):449-55

**Eriksen HA, Pajala A, Leppilahti J et Risteli J** (2002). Increased content of type III collagen at the rupture site of human Achilles tendon. *J Orthop Res*;20(6):1352-7

**Erskine RM, Jones DA, Williams AG, Stewart CE et Degens H** (In Press). Resistance training increases in vivo quadriceps femoris muscle specific tension in young men. *Acta Physiol (Oxf)*;199(1):83-9

**Esformes JI, Narici MV et Maganaris CN** (2002). Measurement of human muscle volume using ultrasonography. *Eur J Appl Physiol*;87(1):90-2

**Ettema GJ et Huijijng PA** (1993). Series elastic properties of rat skeletal muscle: distinction of series elastic components and some implications. *Neth J Zool*;43:306-325

**Ettema GJ et Huijing PA** (1994). Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomech*;27(11):1361-8

**Evans JH et Barbenel JC** (1975). Structural and mechanical properties of tendon related to function. *Equine Vet J*;7(1):1-8

**Farthing JP et Chilibeck PD** (2003). The effects of eccentric and concentric training at different velocities on muscle hypertrophy. *Eur J Appl Physiol*;89(6):578-86

**Fath F, Blazeovich AJ, Waugh CM, Miller SC et Korff T** (In press). Direct comparison of in vivo Achilles tendon moment arms obtained from ultrasound and MR scans. *J Appl Physiol*

**Finni T, Hodgson JA, Lai AM, Edgerton VR et Sinha S** (2003). Nonuniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *J Appl Physiol*;95(2):829-37

**Fleiss JL**. The design and analysis of clinical experiment. New York: John Wiley and Sons, 1986

**Fouré A, Nordez A, Guette M et Cornu C** (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports*;19(6):811-818

**Fouré A, Nordez A et Cornu C** (2010a). In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study. *Int J Sports Med*;31:51-57

**Fouré A, Nordez A et Cornu C** (2010b). Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol*;109:849-854

**Friedmann-Bette B, Bauer T, Kinscherf R, Vorwald S, Klute K, Bischoff D, Muller H, Weber MA, Metz J, Kauczor HU, Bartsch P et Billeter R** (In press). Effects of strength training with eccentric overload on muscle adaptation in male athletes. *Eur J Appl Physiol*;108(4):821-36

**Fukashiro S, Itoh M, Ichinose Y, Kawakami Y et Fukunaga T** (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;71(6):555-7

**Fukunaga T, Funato K et Ikegawa S** (1992a). The effects of resistance training on muscle area and strength in prepubescent age. *Ann Physiol Anthropol*;11(3):357-64

**Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Day MK, Lee PL, Kwong-Fu H et Edgerton VR** (1992b). Physiological cross-sectional area of human leg muscles based on magnetic resonance imaging. *J Orthop Res*;10(6):928-34

**Fukunaga T, Ito M, Ichinose Y, Kuno S, Kawakami Y et Fukashiro S** (1996a). Tendinous movement of a human muscle during voluntary contractions determined by real-time ultrasonography. *J Appl Physiol*;81(3):1430-3

**Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA et Edgerton VR** (1996b). Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol*;80(1):158-65

**Fukunaga T, Ichinose Y, Ito M, Kawakami Y et Fukashiro S** (1997a). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *J Appl Physiol*;82(1):354-8

**Fukunaga T, Kawakami Y, Kuno S, Funato K et Fukashiro S** (1997b). Muscle architecture and function in humans. *J Biomech*;30(5):457-63

**Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H et Maganaris CN** (2001a). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci*;268(1464):229-33

**Fukunaga T, Miyatani M, Tachi M, Kouzaki M, Kawakami Y et Kanehisa H** (2001b). Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans. *Acta Physiol Scand*;172(4):249-55

**Fung YC**. Biomechanics : mechanical properties of living tissues. New-York: Springer-Verlag, 1981

**Gajdosik RL** (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* (Bristol, Avon);16(2):87-101

**Gajdosik RL, Allred JD, Gabbert HL et Sonsteng BA** (2007). A stretching program increases the dynamic passive length and passive resistive properties of the calf muscle-tendon unit of unconditioned younger women. *Eur J Appl Physiol*;99(4):449-54

**Gao F et Zhang LQ** (2008). Altered contractile properties of the gastrocnemius muscle poststroke. *J Appl Physiol*;105(6):1802-8

**Gao F, Grant TH, Roth EJ et Zhang LQ** (2009). Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*;90(5):819-26

**Gennisson JL, Cornu C, Catheline S, Fink M et Portero P** (2005). Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech*;38(7):1543-50

**Gollnick PD, Sjodin B, Karlsson J, Jansson E et Saltin B** (1974). Human soleus muscle: a comparison of fiber composition and enzyme activities with other leg muscles. *Pflugers Arch*;348(3):247-55

**Goncalves-Neto J, Witzel SS, Teodoro WR, Carvalho-Junior AE, Fernandes TD et Yoshinari HH** (2002). Changes in collagen matrix composition in human posterior tibial tendon dysfunction. *Joint Bone Spine*;69(2):189-94

**Goubel F et Pertuzon E** (1973). Evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick-release method. *Arch Int Physiol Biochim*;81(4):697-707

**Goubel F et Marini JF** (1987). Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflugers Arch*;410(3):321-5

**Goubel F et Lensele-Corbeil G**. Biomécanique, éléments de mécanique musculaire. Paris: Masson, 2003

**Graham HK, Holmes DF, Watson RB et Kadler KE** (2000). Identification of collagen fibril fusion during vertebrate tendon morphogenesis. The process relies on unipolar fibrils and is regulated by collagen-proteoglycan interaction. *J Mol Biol*;295(4):891-902

**Gregory JE, Morgan DL, Allen TJ et Proske U** (2007). The shift in muscle's length-tension relation after exercise attributed to increased series compliance. *Eur J Appl Physiol*;99(4):431-41

**Grieve DW, Cavanagh PR et Pheasant S** (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K (eds) *Biomechanics VI-A*, 405±412. University Park Press. Baltimore:405-411

**Grosset JF, Piscione J, Lambertz D et Perot C** (2008). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol*;105(1):131-9

**Grosset JF, Piscione J, Lambertz D et Perot C** (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol*;105(1):131-9

**Guilhem G** (2009). Adaptations structurales et nerveuses du système neuromusculaire induites par l'exercice excentrique isotonique versus isocinétique. UFR STAPS, Université de Nantes. **PhD Thesis**.

**Guilhem G, Cornu C et Guevel A** (In press-a). Neuromuscular and muscle-tendon system adaptations to isotonic and isokinetic eccentric exercise. *Ann Phys Rehabil Med*;53(5):319-41

**Guilhem G, Guevel A et Cornu C** (In press-b). A standardization method to compare isotonic vs. isokinetic eccentric exercises. *J Electromyogr Kinesiol*;20(5):1000-6

**Gunther M et Blickhan R** (2002). Joint stiffness of the ankle and the knee in running. *J Biomech*;35(11):1459-74

**Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, Larsson B et Magnusson SP** (2003). Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol*;95(6):2375-80

**Hather BM, Tesch PA, Buchanan P et Dudley GA** (1991). Influence of eccentric actions on skeletal muscle adaptations to resistance training. *Acta Physiol Scand*;143(2):177-85

**Hawkins SB, Doyle TL et McGuigan MR** (2009). The effect of different training programs on eccentric energy utilization in college-aged males. *J Strength Cond Res*;23(7):1996-2002

**Heinemeier KM, Olesen JL, Haddad F, Langberg H, Kjaer M, Baldwin KM et Schjerling P** (2007). Expression of collagen and related growth factors in rat tendon and skeletal muscle in response to specific contraction types. *J Physiol*;582(Pt 3):1303-16

**Herbert RD et Gandevia SC** (1995). Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *J Physiol*;484 ( Pt 2):523-32

- Herbert RD, Moseley AM, Butler JE et Gandevia SC** (2002). Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol*;539(Pt 2):637-45
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C et Rau G** (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol*;10(5):361-74
- Hernandez N, Torres SH et Rivas M** (1997). Inactivity changed fiber type proportion and capillary supply in cat muscle. *Comp Biochem Physiol A Physiol*;117(2):211-7
- Herzog W et ter Keurs HE** (1988). A method for the determination of the force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. *Pflugers Arch*;411(6):637-41
- Higbie EJ, Cureton KJ, Warren GL, 3rd et Prior BM** (1996). Effects of concentric and eccentric training on muscle strength, cross-sectional area, and neural activation. *J Appl Physiol*;81(5):2173-81
- Hill AV** (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B*;126:136-195
- Hill AV** (1951). The effect of series compliance on the tension developed in muscle twitch. *Proc R Soc B*;138:325-329
- Hill DK** (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. The effect of stimulation. *J Physiol*;199(3):637-84
- Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC et Herbert RD** (2005). A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech*;38(6):1333-41
- Hoang PD, Herbert RD et Gandevia SC** (2007a). Effects of Eccentric Exercise on Passive Mechanical Properties of Human Gastrocnemius in vivo. *Med Sci Sports Exerc*;39(5):849-57
- Hoang PD, Herbert RD, Todd G, Gorman RB et Gandevia SC** (2007b). Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. *J Exp Biol*;210(Pt 23):4159-68
- Hof AL** (1997). A controlled-release ergometer for the human ankle. *J Biomech*;30(2):203-6
- Hof AL** (1998). In vivo measurement of the series elasticity release curve of human triceps surae muscle. *J Biomech*;31(9):793-800
- Hopkins JT, Feland JB et Hunter I** (2007). A comparison of voluntary and involuntary measures of electromechanical delay. *Int J Neurosci*;117(5):597-604
- Hopkins WG** (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*;30(1):1-15
- Horowitz R** (1992). Passive force generation and titin isoforms in mammalian skeletal muscle. *Biophys J*;61(2):392-8

**Hortobagyi T et Katch FI** (1990). Eccentric and concentric torque-velocity relationships during arm flexion and extension. Influence of strength level. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;60(5):395-401

**Hortobagyi T, Barrier J, Beard D, Braspenninx J, Koens P, Devita P, Dempsey L et Lambert J** (1996a). Greater initial adaptations to submaximal muscle lengthening than maximal shortening. *J Appl Physiol*;81(4):1677-82

**Hortobagyi T, Hill JP, Houmard JA, Fraser DD, Lambert NJ et Israel RG** (1996b). Adaptive responses to muscle lengthening and shortening in humans. *J Appl Physiol*;80(3):765-72

**Hufschmidt A et Mauritz KH** (1985). Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increased tone. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*;48(7):676-85

**Huxley AF** (1957). Muscle structure and theories of contraction. *Prog Biophys Chem*;7:255-318

**Huxley AF et Simmons RM** (1971). Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol (Lond)*;218:59-60

**Ichinose Y, Kawakami Y, Ito M et Fukunaga T** (1997). Estimation of active force-length characteristics of human vastus lateralis muscle. *Acta Anat (Basel)*;159(2-3):78-83

**Ishikawa M, Niemela E et Komi PV** (2005). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol*;99(1):217-23

**Johnson BL** (1972). Eccentric vs concentric muscle training for strength development. *Med Sci Sports Exerc*;4(2):111-115

**Jozsa L et Kannus P**. *Human Tendons: Anatomy, Physiology, and Pathology*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1997

**Juul-Kristensen B, Bojsen-Moller F, Holst E et Ekdahl C** (2000). Comparison of muscle sizes and moment arms of two rotator cuff muscles measured by ultrasonography and magnetic resonance imaging. *Eur J Ultrasound*;11(3):161-73

**Kawakami Y, Abe T, Kuno SY et Fukunaga T** (1995). Training-induced changes in muscle architecture and specific tension. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;72(1-2):37-43

**Kawakami Y, Ichinose Y et Fukunaga T** (1998). Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol*;85(2):398-404

**Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H et Fukunaga T** (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol*;540(Pt 2):635-46

- Kawakami Y, Abe T, Kanehisa H et Fukunaga T** (2006). Human skeletal muscle size and architecture: variability and interdependence. *Am J Hum Biol*;18(6):845-8
- Kawakami Y, Kanehisa H et Fukunaga T** (2008). The relationship between passive ankle plantar flexion joint torque and gastrocnemius muscle and achilles tendon stiffness: implications for flexibility. *J Orthop Sports Phys Ther*;38(5):269-76
- Kearney RE et Hunter IW** (1990). System identification of human joint dynamics. *Crit Rev Biomed Eng*;18(1):55-87
- Kim SG, Akaike T, Sasagaw T, Atomi Y et Kurosawa H** (2002). Gene expression of type I and type III collagen by mechanical stretch in anterior cruciate ligament cells. *Cell Struct Funct*;27(3):139-44
- Kinugasa R, Hodgson JA, Edgerton VR, Shin DD et Sinha S** (In press). Reduction in Tendon Elasticity from Unloading is unrelated to its Hypertrophy. *J Appl Physiol*
- Kirk T, Saha S et Bowman LS** (2000). A new ankle laxity tester and its use in the measurement of the effectiveness of taping. *Med Eng Phys*;22(10):723-31
- Kjaer M** (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev*;84(2):649-98
- Klimstra M, Dowling J, Durkin JL et MacDonald M** (2007). The effect of ultrasound probe orientation on muscle architecture measurement. *J Electromyogr Kinesiol*;17(4):504-14
- Koh TJ et Herzog W** (1998). Eccentric training does not increase sarcomere number in rabbit dorsiflexor muscles. *J Biomech*;31(5):499-501
- Komi PV**. *Stretch-Shortening Cycle*. London, UK: Blackwell Science, 1992
- Kongsgaard M, Reitelseder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M et Magnusson SP** (2007). Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)*;191(2):111-21
- Kovanen V, Suominen H et Heikkinen E** (1984). Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *J Biomech*;17(10):725-35
- Kubo K, Kawakami Y et Fukunaga T** (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol*;87(6):2090-6
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y et Fukunaga T** (2000a). Elastic properties of muscle-tendon complex in long-distance runners. *Eur J Appl Physiol*;81(3):181-7
- Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y et Fukunaga T** (2000b). Elasticity of tendon structures of the lower limbs in sprinters. *Acta Physiol Scand*;168(2):327-35
- Kubo K, Kanehisa H, Takeshita D, Kawakami Y, Fukashiro S et Fukunaga T** (2000c). In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiol Scand*;170(2):127-35

**Kubo K, Kanehisa H, Ito M et Fukunaga T (2001a).** Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*;91(1):26-32

**Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y et Fukunaga T (2001b).** Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*;90(2):520-7

**Kubo K, Kanehisa H et Fukunaga T (2002a).** Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol*;92(2):595-601

**Kubo K, Kanehisa H et Fukunaga T (2002b).** Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol*;538(Pt 1):219-26

**Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H et Fukunaga T (2002c).** Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports*;12(1):3-8

**Kubo K, Kanehisa H et Fukunaga T (2003).** Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol*;88(6):520-6

**Kubo K, Akima H, Ushiyama J, Tabata I, Fukuoka H, Kanehisa H et Fukunaga T (2004).** Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *Br J Sports Med*;38(3):324-30

**Kubo K, Kanehisa H et Fukunaga T (2005).** Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;20(3):291-300

**Kubo K, Yata H, Kanehisa H et Fukunaga T (2006).** Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol*;96(3):305-14

**Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H et Fukunaga T (2007a).** Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol*;99(3):235-43

**Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H et Fukunaga T (2007b).** Effects of Plyometric and Weight Training on Muscle-Tendon Complex and Jump Performance. *Med Sci Sports Exerc*;39(10):1801-1810

**Kurokawa S, Fukunaga T et Fukashiro S (2001).** Behavior of fascicles and tendinous structures of human gastrocnemius during vertical jumping. *J Appl Physiol*;90(4):1349-58

**Kyrolainen H, Avela J, McBride JM, Koskinen S, Andersen JL, Sipila S, Takala TE et Komi PV (2005).** Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports*;15(1):58-64

**Lambertz D, Perot C, Kaspranski R et Goubel F (2001).** Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol*;90(1):179-88

**Lambertz D, Goubel F, Kaspranski R et Perot C (2003a).** Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol*;94(2):490-8

- Lambertz D, Mora I, Grosset JF et Perot C (2003b).** Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *J Appl Physiol*;95(1):64-72
- Lambertz D, Paiva MG, Marinho SM, Aragao RS, Barros KM, Manhaes-de-Castro R, Khider N et Canon F (2008).** A reproducibility study on musculotendinous stiffness quantification, using a new transportable ankle ergometer device. *J Biomech*
- Langberg H, Rosendal L et Kjaer M (2001).** Training-induced changes in peritendinous type I collagen turnover determined by microdialysis in humans. *J Physiol*;534(Pt 1):297-302
- Langberg H, Ellingsgaard H, Madsen T, Jansson J, Magnusson SP, Aagaard P et Kjaer M (2007).** Eccentric rehabilitation exercise increases peritendinous type I collagen synthesis in humans with Achilles tendinosis. *Scand J Med Sci Sports*;17(1):61-6
- Lapier TK, Burton HW, Almon R et Cerny F (1995).** Alterations in intramuscular connective tissue after limb casting affect contraction-induced muscle injury. *J Appl Physiol*;78(3):1065-9
- Lapiere CM, Nussgens B et Pierard GE (1977).** Interaction between collagen type I and type III in conditioning bundles organization. *Connect Tissue Res*;5(1):21-9
- Lee SS et Piazza SJ (2009).** Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. *J Exp Biol*;212(Pt 22):3700-7
- Leukel C, Lundbye-Jensen J, Gruber M, Zuur AT, Gollhofer A et Taube W (2009).** Short-term pressure induced suppression of the short-latency response: a new methodology for investigating stretch reflexes. *J Appl Physiol*;107(4):1051-8
- Lichtwark GA et Wilson AM (2006a).** Is Achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion? *J Biomech*
- Lichtwark GA et Wilson AM (2006b).** Interactions between the human gastrocnemius muscle and the Achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *J Exp Biol*;209(Pt 21):4379-88
- Lichtwark GA et Barclay CJ (2010).** The influence of tendon compliance on muscle power output and efficiency during cyclic contractions. *J Exp Biol*;213(Pt 5):707-14
- Lieber RL et Friden J (1993).** Muscle damage is not a function of muscle force but active muscle strain. *J Appl Physiol*;74(2):520-6
- Lieber RL et Friden J (2000).** Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*;23(11):1647-66
- Loram ID et Lakie M (2002).** Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol*;545(Pt 3):1041-53
- Lund H, Christensen L, Savnik A, Boesen J, Danneskiold-Samsøe B et Bliddal H (2002).** Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on MR imaging. *Eur Radiol*;12(12):2982-7

**Lyman J, Weinhold PS et Almekinders LC** (2004). Strain behavior of the distal achilles tendon: implications for insertional achilles tendinopathy. *Am J Sports Med*;32(2):457-61

**Lynn R et Morgan DL** (1994). Decline running produces more sarcomeres in rat vastus intermedius muscle fibers than does incline running. *J Appl Physiol*;77(3):1439-44

**Maganaris CN, Baltzopoulos V et Sargeant AJ** (1998a). Changes in Achilles tendon moment arm from rest to maximum isometric plantarflexion: in vivo observations in man. *J Physiol*;510 ( Pt 3):977-85

**Maganaris CN, Baltzopoulos V et Sargeant AJ** (1998b). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol*;512 ( Pt 2):603-14

**Maganaris CN et Paul JP** (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol*;521 Pt 1:307-13

**Maganaris CN, Baltzopoulos V et Sargeant AJ** (2000). In vivo measurement-based estimations of the human Achilles tendon moment arm. *Eur J Appl Physiol*;83(4-5):363-9

**Maganaris CN et Paul JP** (2000). Hysteresis measurements in intact human tendon. *J Biomech*;33(12):1723-7

**Maganaris CN, Baltzopoulos V, Ball D et Sargeant AJ** (2001). In vivo specific tension of human skeletal muscle. *J Appl Physiol*;90(3):865-72

**Maganaris CN** (2002). Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *J Biomech*;35(8):1019-27

**Maganaris CN et Paul JP** (2002). Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *J Biomech*;35(12):1639-46

**Maganaris CN** (2003). Force-length characteristics of the in vivo human gastrocnemius muscle. *Clin Anat*;16(3):215-23

**Maganaris CN** (2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *Eur J Appl Physiol*;91(2-3):130-9

**Maganaris CN** (2005). Validity of procedures involved in ultrasound-based measurement of human plantarflexor tendon elongation on contraction. *J Biomech*;38(1):9-13

**Maganaris CN, Baltzopoulos V et Tsaopoulos D** (2006). Muscle fibre length-to-moment arm ratios in the human lower limb determined in vivo. *J Biomech*;39(9):1663-8

**Magid A et Law DJ** (1985). Myofibrils bear most of the resting tension in frog skeletal muscle. *Science*;230(4731):1280-2

**Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P et Kjaer M** (1996a). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med*;24(5):622-8

- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sorensen H et Kjaer M** (1996b). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*;497 ( Pt 1):291-8
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Boesen J, Johannsen F et Kjaer M** (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports*;7(4):195-202
- Magnusson SP** (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports*;8(2):65-77
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P et Kjaer M** (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol*;531(Pt 1):277-88
- Magnusson SP, Hansen P, Aagaard P, Brond J, Dyhre-Poulsen P, Bojsen-Moller J et Kjaer M** (2003a). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand*;177(2):185-95
- Magnusson SP, Hansen P et Kjaer M** (2003b). Tendon properties in relation to muscular activity and physical training. *Scand J Med Sci Sports*;13(4):211-23
- Magnusson SP et Kjaer M** (2003). Region-specific differences in Achilles tendon cross-sectional area in runners and non-runners. *Eur J Appl Physiol*;90(5-6):549-53
- Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN et Kjaer M** (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*;586(1):71-81
- Mahieu NN, McNair P, De Muynck M, Stevens V, Blanckaert I, Smits N et Witvrouw E** (2007). Effect of static and ballistic stretching on the muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc*;39(3):494-501
- Mahieu NN, McNair P, Cools A, D'Haen C, Vandermeulen K et Witvrouw E** (2008). Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc*;40(1):117-23
- Malisoux L, Francaux M, Nielens H et Theisen D** (2006). Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J Appl Physiol*;100(3):771-9
- Marieb EN**. Anatomie et physiologie humaines: Pearson Education, 2005
- Markovic G** (2007). Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytic review. *Br J Sports Med*;41(6):349-55
- Markovic G, Jukic I, Milanovic D et Metikos D** (2007). Effects of sprint and plyometric training on muscle function and athletic performance. *J Strength Cond Res*;21(2):543-9
- Matavulj D, Kukulj M, Ugarkovic D, Tihanyi J et Jaric S** (2001). Effects of plyometric training on jumping performance in junior basketball players. *J Sports Med Phys Fitness*;41(2):159-64

---

**McHugh MP** (2003). Recent advances in the understanding of the repeated bout effect: the protective effect against muscle damage from a single bout of eccentric exercise. *Scand J Med Sci Sports*;13(2):88-97

**McHugh MP et Hogan DE** (2004). Effect of knee flexion angle on active joint stiffness. *Acta Physiol Scand*;180(3):249-54

**McNair PJ et Stanley SN** (1996). Effect of passive stretching and jogging on the series elastic muscle stiffness and range of motion of the ankle joint. *Br J Sports Med*;30(4):313-7, discussion 318

**McNair PJ, Dombroski EW, Hewson DJ et Stanley SN** (2001). Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc*;33(3):354-8

**McNair PJ, Hewson DJ, Dombroski E et Stanley SN** (2002). Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;17(7):536-40

**Mirbagheri MM, Barbeau H et Kearney RE** (2000). Intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness: variation with activation level and position. *Exp Brain Res*;135(4):423-36

**Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, Lyons W, Gallagher D et Ross R** (1998). Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. *J Appl Physiol*;85(1):115-22

**Morgan DL** (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol*;232(1):C45-9

**Morgan DL, Proske U et Warren D** (1978). Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol*;282:253-61

**Morgan DL** (1990). New insights into the behavior of muscle during active lengthening. *Biophys J*;57(2):209-21

**Morgan DL, Brockett CL, Gregory JE et Proske U** (2002). The role of the length-tension curve in the control of movement. *Adv Exp Med Biol*;508:489-94

**Moritani T et deVries HA** (1979). Neural factors versus hypertrophy in the time course of muscle strength gain. *Am J Phys Med*;58(3):115-30

**Morse CI, Thom JM, Birch KM et Narici MV** (2005a). Tendon elongation influences the amplitude of interpolated doublets in the assessment of activation in elderly men. *J Appl Physiol*;98(1):221-6

**Morse CI, Thom JM, Birch KM et Narici MV** (2005b). Changes in triceps surae muscle architecture with sarcopenia. *Acta Physiol Scand*;183(3):291-8

**Morse CI, Degens H, Seynnes OR, Maganaris CN et Jones DA** (2008a). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*;586(1):97-106

**Morse CI, Tolfrey K, Thom JM, Vassilopoulos V, Maganaris CN et Narici MV** (2008b). Gastrocnemius muscle specific force in boys and men. *J Appl Physiol*;104(2):469-74

**Moseley AM, Crosbie J et Adams R** (2001). Normative data for passive ankle plantarflexion--dorsiflexion flexibility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;16(6):514-21

**Muramatsu T, Muraoka T, Takeshita D, Kawakami Y, Hirano Y et Fukunaga T** (2001). Mechanical properties of tendon and aponeurosis of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Appl Physiol*;90(5):1671-8

**Muraoka T, Muramatsu T, Takeshita D, Kawakami Y et Fukunaga T** (2002). Length change of human gastrocnemius aponeurosis and tendon during passive joint motion. *Cells Tissues Organs*;171(4):260-8

**Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T et Kanehisa H** (2004a). Influence of tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo. *J Appl Physiol*;96(2):540-4

**Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T et Kanehisa H** (2004b). Geometric and elastic properties of in vivo human Achilles tendon in young adults. *Cells Tissues Organs*;178(4):197-203

**Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T et Kanehisa H** (2005a). Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol*;99(2):665-9

**Muraoka T, Muramatsu T, Takeshita D, Kanehisa H et Fukunaga T** (2005b). Estimation of passive ankle joint moment during standing and walking. *J Appl Biomech*;21(1):72-84

**Murray MP, Guten GN, Baldwin JM et Gardner GM** (1976). A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. *Acta Orthop Scand*;47(1):122-4

**Narici M** (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol*;9(2):97-103

**Narici MV, Landoni L et Minetti AE** (1992). Assessment of human knee extensor muscles stress from in vivo physiological cross-sectional area and strength measurements. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;65(5):438-44

**Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F et Cerretelli P** (1996a). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*;496 ( Pt 1):287-97

**Narici MV, Hoppeler H, Kayser B, Landoni L, Claassen H, Gavardi C, Conti M et Cerretelli P** (1996b). Human quadriceps cross-sectional area, torque and neural activation during 6 months strength training. *Acta Physiol Scand*;157(2):175-86

**Nelson RT et Bandy WD** (2004). Eccentric Training and Static Stretching Improve Hamstring Flexibility of High School Males. *J Athl Train*;39(3):254-258

**Nordez A** (2006). Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives. Influence de protocoles d'étirements cyclique et statique. UFR STAPS, Université de Nantes. **PhD Thesis Thesis**.

**Nordez A, Cornu C et McNair P** (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech* (Bristol, Avon);21(7):755-60

**Nordez A, Casari P et Cornu C** (2008a). Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys*;30(7):880-7

**Nordez A, Casari P et Cornu C** (2008b). Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *Eur J Appl Physiol*;103(2):243-50

**Nordez A, McNair P, Casari P et Cornu C** (2008c). Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *Int J Sports Med*;29(5):414-8

**Nordez A, Casari P, Mariot JP et Cornu C** (2009a). Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *J Biomech*;42(6):767-73

**Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guevel A, Cornu C et Hug F** (2009b). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J Appl Physiol*;106(6):1970-5

**Nordez A, Guevel A, Casari P, Catheline S et Cornu C** (2009c). Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*;19(3):484-91

**Nordez A, Jolivet E, Sudhoff I, Bonneau D, de Guise JA et Skalli W** (2009d). Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*;30(5):1116-23

**Nordez A, McNair PJ, Casari P et Cornu C** (2009e). The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. *Clin Biomech* (Bristol, Avon);24(1):77-81

**Nordez A, McNair PJ, Casari P et Cornu C** (2009f). Static and cyclic stretching: Their different effects on the passive torque-angle curve. *J Sci Med Sport*

**Nordez A, Foure A, Dombroski EW, Mariot JP, Cornu C et McNair PJ** (2010). Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech*;43(2):379-82

**Nordez A et Hug F** (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol*;108(5):1389-94

**O**bata H, Kawashima N, Akai M, Nakazawa K et Ohtsuki T (2009). Age-related changes of the stretch reflex excitability in human ankle muscles. *J Electromyogr Kinesiol*

**Orishimo KF, Burstein G, Mullaney MJ, Kremenich IJ, Nesse M, McHugh MP et Lee SJ** (2008). Effect of knee flexion angle on Achilles tendon force and ankle joint plantarflexion moment during passive dorsiflexion. *J Foot Ankle Surg*;47(1):34-9

**Paddon-Jones D, Leveritt M, Lonergan A et Abernethy P** (2001). Adaptation to chronic eccentric exercise in humans: the influence of contraction velocity. *Eur J Appl Physiol*;85(5):466-71

**Pang BS, Ying M, Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M et Tsoi CW** (2006). Sonographic measurement of achilles tendons in asymptomatic subjects: variation with age, body height, and dominance of ankle. *J Ultrasound Med*;25(10):1291-6

**Pensini M, Martin A et Maffiuletti NA** (2002). Central versus peripheral adaptations following eccentric resistance training. *Int J Sports Med*;23(8):567-74

**Petit J, Filippi GM, Emonet-Denand F, Hunt CC et Laporte Y** (1990). Changes in muscle stiffness produced by motor units of different types in peroneus longus muscle of cat. *J Neurophysiol*;63(1):190-7

**Pierrot-Deseilligny E et Burke D**. The circuitry of the human spinal cord. Its Role in Motor Control and Movement Disorders. Cambridge: Cambridge University Press, 2005

**Pins GD, Christiansen DL, Patel R et Silver FH** (1997). Self-assembly of collagen fibers. Influence of fibrillar alignment and decorin on mechanical properties. *Biophys J*;73(4):2164-72

**Potach DH, Katsavelis D, Karst GM, Latin RW et Stergiou N** (2009). The effects of a plyometric training program on the latency time of the quadriceps femoris and gastrocnemius short-latency responses. *J Sports Med Phys Fitness*;49(1):35-43

**Poulain P et Pertuzon E** (1988). Etude comparative des effets de trois méthodes de musculation sur les propriétés contractiles et élastiques du muscle. *Ann Kinésither*;15:167-177

**Pousson M, Van Hoecke J et Goubel F** (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech*;23(4):343-8

**Pousson M, Perot C et Goubel F** (1991). Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch*;419(2):127-30

**Pousson M, Legrand J, Berjaud S et Van Hoecke J** (1995). Détente et élasticité: effets d'un entraînement pliométrique. *Sci Motric*;25:19-26

**Pressler JF, Heiss DG, Buford JA et Chidley JV** (2006). Between-day repeatability and symmetry of multifidus cross-sectional area measured using ultrasound imaging. *J Orthop Sports Phys Ther*;36(1):10-8

**Proske U et Morgan DL** (1987). Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J Biomech*;20(1):75-82

**Proske U et Morgan DL** (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol*;537(Pt 2):333-45

**Purslow PP** (1989). Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech*;22(1):21-31

**Rabita G, Couturier A et Lambertz D** (2008). Influence of training background on the relationships between plantarflexor intrinsic stiffness and overall musculoskeletal stiffness during hopping. *Eur J Appl Physiol*;103(2):163-71

**Reeves ND, Maganaris CN et Narici MV** (2003a). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol*;548(Pt 3):971-81

**Reeves ND et Narici MV** (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol*;95(3):1090-6

**Reeves ND, Narici MV et Maganaris CN** (2003b). Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve*;28(1):74-81

**Reeves ND, Maganaris CN et Narici MV** (2004a). Ultrasonographic assessment of human skeletal muscle size. *Eur J Appl Physiol*;91(1):116-8

**Reeves ND, Narici MV et Maganaris CN** (2004b). Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. *J Appl Physiol*;96(3):885-92

**Reich TE, Lindstedt SL, LaStayo PC et Pierotti DJ** (2000). Is the spring quality of muscle plastic? *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol*;278(6):R1661-6

**Reid DA et McNair PJ** (2004). Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc*;36(11):1944-8

**Remaud A** (2007). Adaptations nerveuses du système neuromusculaire à l'exercice isotonique versus isocinétique. UFR STAPS, Université de Nantes. **PhD Thesis**.

**Remaud A, Guevel A et Cornu C** (2007). [Antagonist muscle coactivation and muscle inhibition: Effects on external torque regulation and resistance training-induced adaptations.]. *Neurophysiol Clin*;37(1):1-14

**Riemann BL, DeMont RG, Ryu K et Lephart SM** (2001). The Effects of Sex, Joint Angle, and the Gastrocnemius Muscle on Passive Ankle Joint Complex Stiffness. *J Athl Train*;36(4):369-375

**Riener R et Edrich T** (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*;32(5):539-44

**Riley GP, Harrall RL, Constant CR, Chard MD, Cawston TE et Hazleman BL** (1994). Glycosaminoglycans of human rotator cuff tendons: changes with age and in chronic rotator cuff tendinitis. *Ann Rheum Dis*;53(6):367-76

**Roberts TJ, Marsh RL, Weyand PG et Taylor CR** (1997). Muscular force in running turkeys: the economy of minimizing work. *Science*;275(5303):1113-5

**Rønnestad BR, Kvamme NH, Sunde A et Raastad T** (2008). Short-term effects of strength and plyometric training on sprint and jump performance in professional soccer players. *J Strength Cond Res*;22(3):773-80

**Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M et Magnusson SP** (2002). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports*;12(2):90-8

**Rugg SG, Gregor RJ, Mandelbaum BR et Chiu L** (1990). In vivo moment arm calculations at the ankle using magnetic resonance imaging (MRI). *J Biomech*;23(5):495-501

**Ryan ED, Herda TJ, Costa PB, Defreitas JM, Beck TW, Stout JR et Cramer JT** (2009). Passive properties of the muscle-tendon unit: the influence of muscle cross-sectional area. *Muscle Nerve*;39(2):227-9

**Sale D, Quinlan J, Marsh E, McComas AJ et Belanger AY** (1982). Influence of joint position on ankle plantarflexion in humans. *J Appl Physiol*;52(6):1636-42

**Seynnes OR, Erskine RM, Maganaris CN, Longo S, Simoneau EM, Grosset JF et Narici MV** (2009). Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy, but not to strength gains. *J Appl Physiol*

**Shalabi A, Kristoffersen-Wiberg M, Aspelin P et Movin T** (2004). Immediate Achilles tendon response after strength training evaluated by MRI. *Med Sci Sports Exerc*;36(11):1841-6

**Silbernagel KG, Thomee R, Thomee P et Karlsson J** (2001). Eccentric overload training for patients with chronic Achilles tendon pain--a randomised controlled study with reliability testing of the evaluation methods. *Scand J Med Sci Sports*;11(4):197-206

**Simoneau E, Martin A, Porter MM et Van Hoecke J** (2006). Strength training in old age: adaptation of antagonist muscles at the ankle joint. *Muscle Nerve*;33(4):546-55

**Simoneau EM, Billot M, Martin A et Van Hoecke J** (2009). Antagonist mechanical contribution to resultant maximal torque at the ankle joint in young and older men. *J Electromyogr Kinesiol*;19(2):e123-31

**Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S et Hornemann BC** (1988). Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol*;60(3):1110-21

**Smith MJ et Melton P** (1981). Isokinetic versus isotonic variable-resistance training. *Am J Sports Med*;9(4):275-9

**Spoor CW, van Leeuwen JL, Meskers CG, Titulaer AF et Huson A** (1990). Estimation of instantaneous moment arms of lower-leg muscles. *J Biomech*;23(12):1247-59

**Spoor CW et van Leeuwen JL** (1992). Knee muscle moment arms from MRI and from tendon travel. *J Biomech*;25(2):201-6

**Spurrs RW, Murphy AJ et Watsford ML** (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol*;89(1):1-7

**Stanish WD, Rubinovich RM et Curwin S** (1986). Eccentric exercise in chronic tendinitis. *Clin Orthop Relat Res*(208):65-8

**Stein RB et Kearney RE** (1995). Nonlinear behavior of muscle reflexes at the human ankle joint. *J Neurophysiol*;73(1):65-72

**Sten-Knudsen O** (1953). Torsional elasticity of the isolated cross striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand*;28(Suppl. 104):1-240

**Sugisaki N, Kanehisa H, Kawakami A et Fukunaga T** (2005). Behavior of fascicle and tendinous tissue of medial gastrocnemius muscle during rebound exercise of ankle joint. *Int. J. Sport Health Sci.*;3:100-109

**Svantesson U, Takahashi H, Carlsson U, Danielsson A et Sunnerhagen KS** (2000). Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol*;82(4):275-9

**Talbot JA et Morgan DL** (1998). The effects of stretch parameters on eccentric exercise-induced damage to toad skeletal muscle. *J Muscle Res Cell Motil*;19(3):237-45

**Tognella F, Mainar A, Vanhoutte C et Goubel F** (1997). A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. *J Biomech*;30(10):1077-80

**Toumi H, Best TM, Martin A et Poumarat G** (2004). Muscle plasticity after weight and combined (weight + jump) training. *Med Sci Sports Exerc*;36(9):1580-8

**Toursel T, Stevens L, Granzier H et Mounier Y** (2002). Passive tension of rat skeletal soleus muscle fibers: effects of unloading conditions. *J Appl Physiol*;92(4):1465-72

**Tracy BL, Ivey FM, Hurlbut D, Martel GF, Lemmer JT, Siegel EL, Metter EJ, Fozard JL, Fleg JL et Hurley BF** (1999). Muscle quality. II. Effects Of strength training in 65- to 75-yr-old men and women. *J Appl Physiol*;86(1):195-201

**Tracy BL, Ivey FM, Jeffrey Metter E, Fleg JL, Siegel EL et Hurley BF** (2003). A more efficient magnetic resonance imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. *Med Sci Sports Exerc*;35(3):425-33

**Trestik CL et Lieber RL** (1993). Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *J Biomech Eng*;115(3):225-30

**Urlando A et Hawkins D** (2007). Achilles tendon adaptation during strength training in young adults. *Med Sci Sports Exerc*;39(7):1147-52

**Van Cutsem M et Duchateau J** (2005). Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. *J Physiol*;562(Pt 2):635-44

**van Zandwijk JP, Bobbert MF, Harlaar J et Hof AL** (1998). From twitch to tetanus for human muscle: experimental data and model predictions for m. triceps surae. *Biol Cybern*;79(2):121-30

**Verkoshansky YV.** Fundamentals of Special Strength-Training in Sport. Lavonia: Sportivny Press, 1986

**Visser JJ, Hoogkamer JE, Bobbert MF et Huijing PA** (1990). Length and moment arm of human leg muscles as a function of knee and hip-joint angles. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*;61(5-6):453-60

**Vissing K, Brink M, Lonbro S, Sorensen H, Overgaard K, Danborg K, Mortensen J, Elstrom O, Rosenhoj N, Ringgaard S, Andersen JL et Aagaard P** (2008). Muscle adaptations to plyometric vs. resistance training in untrained young men. *J Strength Cond Res*;22(6):1799-810

**Vogel KG et Heinegard D** (1985). Characterization of proteoglycans from adult bovine tendon. *J Biol Chem*;260(16):9298-306

**Vogel KG et Koob TJ** (1989). Structural specialization in tendons under compression. *Int Rev Cytol*;115:267-93

**W**ang JH (2006). Mechanobiology of tendon. *J Biomech*;39(9):1563-82

**Ward SR, Eng CM, Smallwood LH et Lieber RL** (2009). Are current measurements of lower extremity muscle architecture accurate? *Clin Orthop Relat Res*;467(4):1074-82

**Weiss PL, Kearney RE et Hunter IW** (1986a). Position dependence of ankle joint dynamics--I. Passive mechanics. *J Biomech*;19(9):727-35

**Weiss PL, Kearney RE et Hunter IW** (1986b). Position dependence of ankle joint dynamics--II. Active mechanics. *J Biomech*;19(9):737-51

**Weller R, Pfau T, Ferrari M, Griffith R, Bradford T et Wilson A** (2007). The determination of muscle volume with a freehand 3D ultrasonography system. *Ultrasound Med Biol*;33(3):402-7

**Wernbom M, Augustsson J et Thomee R** (2007). The influence of frequency, intensity, volume and mode of strength training on whole muscle cross-sectional area in humans. *Sports Med*;37(3):225-64

**Westh E, Kongsgaard M, Bojsen-Moller J, Aagaard P, Hansen M, Kjaer M et Magnusson SP** (2008). Effect of habitual exercise on the structural and mechanical properties of human tendon, in vivo, in men and women. *Scand J Med Sci Sports*;18(1):23-30

**Willems ME et Stauber WT** (2002). Fatigue and recovery at long and short muscle lengths after eccentric training. *Med Sci Sports Exerc*;34(11):1738-43

**Woo SL, Debski RE, Zeminski J, Abramowitch SD, Saw SS et Fenwick JA** (2000). Injury and repair of ligaments and tendons. *Annu Rev Biomed Eng*;2:83-118

**Wren TA, Yerby SA, Beaupre GS et Carter DR** (2001). Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*;16(3):245-51

**Wright V** (1973). Stiffness: a review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy*;59(4):107-11

---

**Wu YK, Lien YH, Lin KH, Shih TT, Wang TG et Wang HK** (2009). Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scand J Med Sci Sports*;20(1):80-86

**Yang G, Crawford RC et Wang JH** (2004). Proliferation and collagen production of human patellar tendon fibroblasts in response to cyclic uniaxial stretching in serum-free conditions. *J Biomech*;37(10):1543-50

**Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M et Tsoi CW** (2003). Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol*;29(5):637-42

**Zajac FE** (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*;17(4):359-411

**Zatsiorsky VM**. *Science and Practice of Strength Training*. Champaign, IL: Human Kinetics, 1995

**Zhang LQ, Nuber G, Butler J, Bowen M et Rymer WZ** (1998). In vivo human knee joint dynamic properties as functions of muscle contraction and joint position. *J Biomech*;31(1):71-6

**Zhao H, Ren Y, Wu YN, Liu SQ et Zhang LQ** (2009). Ultrasonic evaluations of Achilles tendon mechanical properties poststroke. *J Appl Physiol*;106(3):843-9

# Annexes

---

# Annexe 1

*Etude antérieure à ces travaux de thèse (Master)*

Effects of plyometric training on passive stiffness of *gastrocnemii* and musculo-articular complex of ankle joint

**FOURÉ A., NORDEZ A., GUETTE M. & CORNU C.**

*Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports, 19(6):811-818*

## Effects of plyometric training on passive stiffness of *gastrocnemii* and the musculo-articular complex of the ankle joint

A. Fouré, A. Nordez, M. Guette, C. Cornu

Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" – EA 4334, UFR STAPS, Université de Nantes, Nantes Atlantique Universités, Nantes, Cedex, France

Corresponding author: C. Cornu, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" – EA 4334, UFR STAPS, Université de Nantes, Nantes Atlantique Universités, 25 bis Bd Guy Mollet, 44 322 Nantes Cedex 3, France. Tel: +33 02 51 83 72 22, Fax: +33 02 51 83 72 10, E-mail: christophe.cornu@univ-nantes.fr

Accepted for publication 4 June 2008

This study aimed to determine simultaneously the effects of plyometric training on the passive stiffness of the ankle joint musculo-articular complex, the *gastrocnemii* muscle-tendon complex (MTC) and the Achilles tendon in order to assess possible local adaptations of elastic properties. Seventeen subjects were divided into a trained (TG) group and a control (CG) group. They were tested before and after 8 weeks of a plyometric training period. The ankle joint range of motion (RoM), the global musculo-articular passive stiffness of the ankle joint, the maximal passive stiffness of *gastrocnemii* and the stiffness of the Achilles tendon during isometric plantar flexion were determined. A sig-

nificant increase in the jump performances of TG relative to CG was found (squat jumps: +17.6%,  $P = 0.008$ ; reactive jumps: +19.8%,  $P = 0.001$ ). No significant effect of plyometric training was observed in the ankle joint RoM, musculo-articular passive stiffness of the ankle joint or Achilles tendon stiffness ( $P > 0.05$ ). In contrast, the maximal passive stiffness of *gastrocnemii* of TG increased after plyometric training relative to CG (+33.3%,  $P = 0.001$ ). Thus, a specific adaptation of the *gastrocnemii* MTC occurred after plyometric training, without affecting the global passive musculo-articular stiffness of the ankle joint.

In natural locomotion, the stretch-shortening cycle is a typical solicitation of the human muscle-tendon complex (MTC). The MTC stores potential elastic energy during the eccentric phase and restores a part of this energy during the concentric phase (Komi, 1992). Plyometric training has already been shown to increase vertical jump performances (e.g. Spurr et al., 2003; Kyrolainen et al., 2005). Functional performances are also partially influenced by the elastic properties of the musculo-articular complex (MAC) passive structures (Siegler et al., 1984) such as muscles, tendons, skin, subcutaneous tissue, fascia, ligaments, joint capsule and cartilage (Wright, 1973).

In the active condition (i.e. during a muscle contraction), changes in the mechanical properties have been quantified after plyometric training *in vivo* (e.g. Cornu et al., 1997; Kubo et al., 2007). In humans, a mean increase of 59% in MAC stiffness and 23% in MTC stiffness were determined using sinusoidal perturbations (Cornu et al., 1997) and the quick release technique (Pousson et al., 1995) after 7 and 5 weeks of plyometric training, respectively. Kubo et al. (2007) found an increase of 63.4% in joint stiffness assessed during drop jumps (DJ) after 12 weeks of plyometric training. It has been shown that

jump performance gains after plyometric training are a consequence of changes in the mechanical properties of MTC rather than muscle activation strategies (Kubo et al., 2007). Specific adaptations could have occurred between tendon and muscle structures as hypothesized by Pousson et al. (1990), but may also be between mono- and bi-articular structures as it was established after acute solicitation (Hoang et al., 2007). To the best of our knowledge, no study has been performed to specifically determine changes in *gastrocnemii* passive force-length relationship and ankle MAC passive stiffness in humans after plyometric training.

Passive cyclic stretches are classically performed in order to obtain passive torque-angle relationships, from which mechanical properties of the MAC could be extracted (Magnusson, 1998; Nordez et al., 2006; Mahieu et al., 2008). Recently, a mathematical model developed by Hoang et al. (2005) has been applied to data using torque-angle relationships obtained during cyclic passive stretches of the ankle joint performed at various knee flexion angles. Considering that the *gastrocnemii* are the only structures crossing both ankle and knee joints and significantly contribute to the passive torque produced by the ankle, it is

then possible to assess the passive tension-length relationship of the *gastrocnemii*. In addition, mono-articular (mainly the *soleus*, ankle plantar flexor) and bi-articular (*gastrocnemii*, ankle plantar flexors and knee flexors) structures may be solicited in different ways because they do not have the same functional role, given their anatomical insertions (i.e. *soleus* principally involved in postural functions and *gastrocnemii* mainly implicated in explosive actions).

The aims of this study were to determine simultaneously the effects of plyometric training on the passive stiffness of the ankle MAC, the *gastrocnemii* MTC and stiffness of the Achilles tendon in order to clarify possible local adaptations (i) between muscles within the *triceps surae* muscle group and (ii) between muscle and tendon within the *triceps surae* MTC.

## Material and methods

### Subjects

Seventeen males volunteered to participate in this study and were randomly assigned to trained (TG) ( $n = 9$ ,  $18.8 \pm 0.9$  years) and control (CG) groups ( $n = 8$ ,  $18.9 \pm 1.0$  years). Anthropometric data of the subjects are given in Table 1. All subjects were involved in explosive sport practices (basketball, volleyball and handball) and did not change their usual activity (about one training and one match per week) during the period of the study. Subjects were fully informed about the nature and the aim of the study before they signed an informed consent form. This study was conducted according to the Helsinki Statement (1964).

### Experimental design

Pre-tests and post-tests were set up to assess the effects of an 8-week plyometric training program. Subjects were tested in three independent tests performed on different days in a randomized order: (i) a jump test determining performances in squat jump (SJ) and reactive jump (RJ); (ii) a passive test determining the ankle joint range of motion (RoM), and the passive torque during passive cyclic stretches was performed for different knee flexion angles; and (iii) an Achilles tendon stiffness test determined during isometric plantar flexion (PF). All of the trained subjects performed the three test sessions before (pre-tests) and 1 week after (post-tests) the end of the

Table 1. Mean height, weight and external anatomical measurements performed on each subject and used to determine moment arm of *gastrocnemii* using published anthropometric data from study on cadaveric legs (Grieve et al., 1978) as: the length of the shank ( $L_s$ ), the reference length of *gastrocnemii* ( $L_{ref}$ ) and the foot length ( $L_f$ ) as described in Hoang et al. (2005)

	Control group	Trained group (NS)
Height (cm)	$181.3 \pm 7.5$	$179.2 \pm 6.1$
Weight (kg)	$72.4 \pm 9.1$	$68.5 \pm 7.1$
$L_s$ (cm)	$43.1 \pm 2.5$	$42.6 \pm 2.6$
$L_{ref}$ (cm)	$45.0 \pm 2.4$	$44.1 \pm 2.7$
$L_f$ (cm)	$17.8 \pm 1.0$	$17.3 \pm 2.7$

NS, non-significant difference between control and trained groups. Results are presented in terms of mean  $\pm$  standard deviation.

training period. Untrained subjects were retested 9 weeks after the pre-tests.

### Training program

The plyometric training program was based on different kinds of jumps, as defined in the literature (e.g. Pousson et al., 1990; Cornu et al., 1997; Spurrs et al., 2003). More precisely, the subjects performed: (i) SJ, defined as vertical jumps without prior counter-movement; (ii) vertical counter-movement jumps (CMJ); (iii) DJ (i.e. hopping, jumps from either low (40 cm), medium (60 cm) or high (80 cm) platforms); and (iv) a series of jumps over hedges using alternatively one foot or both feet. During the first 5 weeks, a constant increase in the number of exercises, the number of jumps per exercise and the progressive introduction of stronger exercises (series of jumps from platforms where the height was increased) was followed. The training period lasted 8 weeks and included two sessions of 1 h per week for a total of about 3200 jumps (from 150 to 280 jumps per session).

### Jumps performances

Performances in SJ and RJ were determined for all subjects, using Bosco's jumping mat (Ergojump, Globus Italia, Codogno, Italy) 1 week before the training period and 1 week after the end of the training program (Cutlip et al., 2005). The SJ was performed with a start angle fixed at  $90^\circ$  of knee flexion (using a rope to set the initial position). The maximal height in SJ was measured from three trials with a 2-min rest in between. The average height in the eight RJ performed without knee flexion was also assessed. During jumps, subjects were instructed to place their hands on their hips to minimize the contribution of free segments (i.e. arm movements during jumps). The test was repeated if the subject did not follow the instructions of jump procedures (i.e. hands positions, knee flexion during RJ).

### RoM and musculo-articular passive torque and stiffness

The passive torque measurement method was similar to that used by other investigators (e.g. Riemann et al., 2001). A Biodex system 3 research<sup>®</sup> (Biodex medical, Shirley, New York, New York, USA) isokinetic dynamometer was used to measure the torque produced in resistance to passive stretch ( $T$ ), ankle joint angle ( $\theta_a$ ) and ankle joint angular velocity ( $\omega$ ). Subjects were lying prone, legs fully extended, with the thighs, the hip and the shoulders secured by adjustable lap belts and held in position (Fig. 1). The right ankle joint was securely strapped to a footplate connected to the level arm of the dynamometer. The input axis of the dynamometer was carefully adjusted to the axis of rotation of the right ankle joint. The device enabled us to change the knee angle ( $\theta_k$ ). The reference angle of the knee joint ( $\theta_k = 0^\circ$ ) corresponded to the knee fully extended. The reference angle of the ankle joint ( $\theta_a = 0^\circ$ ) was defined as the foot perpendicular to the tibia.

Surface electromyographic (sEMG) signals of the medial *gastrocnemius*, lateral *gastrocnemius* and *soleus* muscles were recorded to ensure that no muscle activity occurred during the passive stretching procedures. sEMG signals were also visualized in real time by the subject and the principal investigator during tests. Active surface electrodes with an inter-electrode distance of 10 mm (DE-2.1, Delsys<sup>®</sup> Inc, Boston, Massachusetts, USA) were placed on muscles according to SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000). One reference electrode was placed on the medial femoral epicondyle. sEMG and mechanical ( $T$ ,  $\theta_a$  and  $\omega$ ) signals were sampled at 1000 Hz

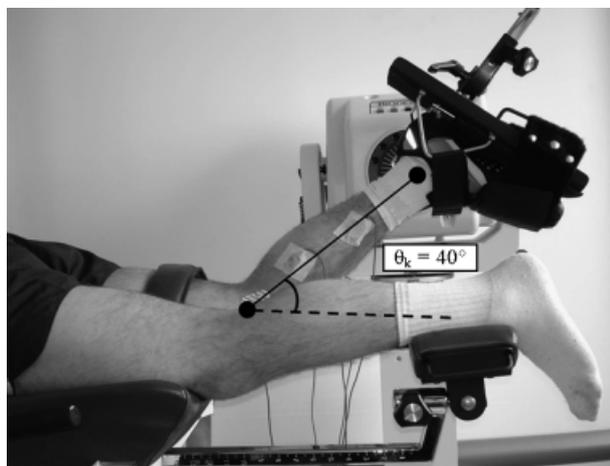


Fig. 1. Subject position during passive cyclic stretching tests. Between each trial, the knee flexion angle was randomly changed by a displacement of the bench from the right to the left position, and the dynamometer motor from the bottom to the top position and inversely (where  $\theta_k = 0^\circ$  corresponding to the leg fully extended).

using an A/D converter (National Instrument, Delsys<sup>®</sup> Inc.) and stored on a hard drive using EMGWorks 3.1 software (Delsys<sup>®</sup> Inc.) for further analysis.

Before both pre- and post-tests, a familiarization session was first performed to evaluate the RoM and passive stretches of the *triceps surae* muscle group. The pre- and post-test sessions were similar and included four different tests: (i) one maximal ankle joint range of motion (RoM) measurement in dorsi flexion (DF). During this test, the foot was passively dorsi flexed ( $\omega = 5^\circ/\text{s}$ ), starting from  $30^\circ$  in PF with the knee fully extended. The subjects used a stop switch when they perceived that the muscles had reached the maximum tolerable stretch. This point was operationally defined as the maximal ankle RoM in DF. The foot was then immediately returned to the starting position. (ii) Five cyclic ( $\omega = 5^\circ/\text{s}$ ) passive motions from  $30^\circ$  in PF to  $30^\circ$  in DF with the knee fully extended. (iii) Five cyclic passive repetitions ( $\omega = 5^\circ/\text{s}$ ) for five randomly tested knee flexion angles ( $\theta_k = 20^\circ, 40^\circ, 60^\circ, 80^\circ$  and  $100^\circ$ ). The range of stretch was increased by  $2^\circ$  in DF for each increase of  $20^\circ$  of knee flexion angle in order to apply Hoang's model (Hoang et al., 2005). Five minutes of rest between each stretching series of tests were allowed. (iv) Two maximal voluntary contractions under isometric conditions with the knee fully extended ( $\theta_k = 0^\circ$ ) and at an ankle angle of  $15^\circ$  in PF for sEMG normalization purposes.

All of the data were processed using standardized programs computed with Matlab<sup>®</sup> (The Mathworks, Natick, MA, USA). External passive torque and angle position data were filtered using a Butterworth second-order low-pass filter (10Hz). Recorded torque was corrected from gravity and isokinetic tool weight. The maximal RoM value was first determined. If, during the passive measurements, sEMG values were found to be  $>1\%$  of the maximal voluntary contraction for a given subject, its data were disregarded for analysis (e.g. Reid & McNair, 2004; Gajdosik et al., 2005).

From the passive torque-angle relationship obtained at knee fully extended, the maximal passive torque and the musculo-articular stiffness, calculated as the slope of a fourth-order polynomial model (Magnusson et al., 2000; Nordez et al., 2006), were determined at  $29^\circ$  of DF (i.e. the common angle for all subjects where plantar flexors structures are the most stretched). Passive torque-angle relationships

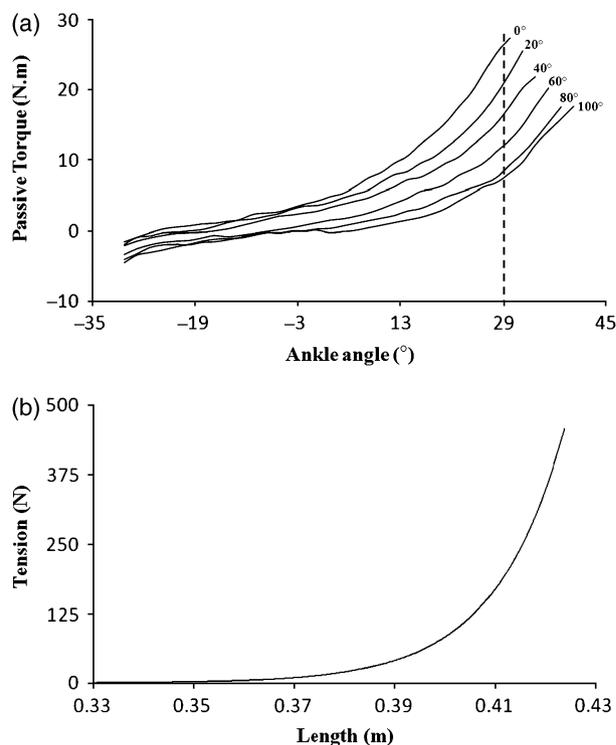


Fig. 2. (a). A typical raw passive torque-angle relationship during plantar flexion efforts obtained for one subject during passive stretching for different knee flexion angles ( $\theta_k$ ):  $0^\circ$  (corresponding to the leg fully extended),  $20^\circ$ ,  $40^\circ$ ,  $60^\circ$ ,  $80^\circ$  and  $100^\circ$ . The dotted line represents the ankle angle where ankle MAC maximal passive torque and stiffness were determined. (b). The tension-length relationship of *gastrocnemii* determined according to Hoang's model (Hoang et al., 2007) using the dorsi flexion part of the passive torque-angle relationships (ankle angle corresponds from  $0^\circ$  to  $30^\circ$  in dorsi flexion).

were also determined for each cyclic repetition for each passive test (Fig. 2(a)).

#### *Gastrocnemii's* musculo-tendinous tension and stiffness

The model of Hoang et al. (2005) assumes that the passive torque measured at the ankle joint is the sum of the passive torque produced by (i) mono-articular structures such as single-joint muscles (mainly the *soleus*) and ligaments that cross the ankle joint generating a passive torque in PF ( $T_P$ ); (ii) mono-articular structures of the ankle joint producing a passive torque in DF ( $T_D$ ); and (iii) bi-articular muscles (i.e. the *gastrocnemii*) crossing the ankle and the knee joints also generating a passive torque ( $T_G$ ). The contributions to the passive ankle torque from other structures such as the *plantaris* muscle, nerves, blood vessels and skin are expected to be negligible (Hoang et al., 2005). The torque-angle relationships of the single joint structures and length-tension relationships of the *gastrocnemii* were treated as exponential functions above slack length (Sten-Knudsen, 1953; Nordez et al., 2006). Under these assumptions, the total passive torque measured at the ankle joint was defined as follows (eq. [1]):

$$T(\theta_a, \theta_k) = T_P - T_D + T_G \quad (1)$$

with:

$$T_P = \frac{E_P}{\alpha_P} [e^{\alpha_P(\theta_a - \theta_P)} - 1] \quad \text{if } \theta_a > \theta_P \quad (2)$$

$$T_D = \frac{E_D}{\alpha_D} [e^{\alpha_D(\theta_D - \theta_a)} - 1] \quad \text{if } \theta_a < \theta_D \quad (3)$$

$$T_G = m_g \left( \frac{E_G}{\alpha_G} [e^{\alpha_G(l_g - l_G)} - 1] \right) \quad \text{if } l_g > l_G \quad (4)$$

where  $(E_P, \alpha_P)$ ,  $(E_D, \alpha_D)$  and  $(E_G, \alpha_G)$  are parameters relating to the stiffness of the mono-articular structures of the ankle in PF, DF and to the stiffness of the *gastrocnemii*, respectively.  $\theta_P$  and  $\theta_D$  are ankle angles where ankle plantar flexors and dorsi flexors are slack, respectively.  $m_g$  is the moment arm of the *gastrocnemii* at the ankle.  $l_g$  is the length of the *gastrocnemii* and  $l_G$  is the slack length of the *gastrocnemii*.

With respect to the parameters of eq. (1),  $T$  and  $\theta_a$  were determined from direct measurements.  $l_g$  and  $m_g$  were estimated using knee and ankle angle measurements according to published anthropometric data classically used in the literature (Grieve et al., 1978; Hoang et al., 2005). The mean anthropometric data of both groups of subjects are reported in Table 1. B stretching cycles were performed from 30° in DF to 30° in PF, data from the PF half (i.e. the data from 30° in PF to 0°) of each cycle were discarded. The remaining parameters ( $E_P, \alpha_P, E_D, \alpha_D, E_G$  and  $\alpha_G$ ) were unknown and were estimated with non-linear minimization of the least squared difference between modelled [i.e. eq. (1)] and experimental curves (Marquard, 1966).

In the present study, the three main parameters of interest were  $E_G, \alpha_G$  and  $l_G$  [eq. (4)], which were used to construct passive length ( $l_g$ )–tension ( $F$ ) curves of the *gastrocnemii* [Fig. 2(b)] using eqs. (5) and (6):

$$F(l_g) = \frac{E_G}{\alpha_G} [e^{\alpha_G(l_g - l_G)} - 1] \quad \text{if } l_g > l_G \quad (5)$$

$$F(l_g) = 0 \quad \text{if } l_g \leq l_G \quad (6)$$

The maximal tension and stiffness (i.e. calculated as the slope of the relationship) for the maximal common range of *gastrocnemii* length (i.e. between pre- and post-tests) were then extracted from this relationship.

#### Achilles tendon stiffness

For this test, subjects lay prone with the hip and shoulders secured by adjustable lap belts and held in position. The right ankle joint was securely strapped to the Biodex<sup>®</sup> dynamometer as described above, with the leg fully extended, and with the foot perpendicular to the tibia ( $\theta_a = 0^\circ$ ). After a warm-up, subjects practiced familiarization trials to perform a constant isometric increasing torque development in PF, from a relaxed state to 100 Nm within 10 s. Subjects were instructed to perform isometric PF at a constant velocity to 100 Nm as described by a feedback model on a white board where the curve of torque produced during isometric PF was visualized in real time by the subjects and the investigators. Three trials were performed by each subject with a 2-min rest between trials. Displacement of the distal myotendinous junction (MTJ) of *gastrocnemii* was measured using ultrasonography. The MTJ of *gastrocnemii* was defined at the most distal identifiable portion of the *gastrocnemii* muscle using ultrasonography (Rosager et al., 2002). An ultrasonic apparatus (Philips HD3, Philips Medical systems, Andover, Massachusetts, USA) with an electronic linear array probe (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems) mounted on an externally fixed bracket was strapped onto the skin of subjects

to obtain longitudinal ultrasonic images of the distal MTJ of *gastrocnemii*. The width of the transducer array was 45 mm.

Ultrasonographic videos were recorded on a hard disk at 25 Hz. In order to synchronize torque and ultrasonographic videos, the signal of the switch used to start the video was also recorded using the Delsys<sup>®</sup> system. Images were selected (Adobe Premiere element, Adobe Systems Inc., San Jose, California, USA) from a relaxed state to 100 Nm every 10%. Ultrasound images of the MTJ were quantified using open-source digital measurement software (Image J, NIH, Bethesda, MD, USA). The ratio of the calculated muscle force ( $F_m$ ) and the elongation of the Achilles tendon allows for calculation of the stiffness of the Achilles tendon. Tendon displacement is classically attributed to both angular rotation and contractile tension, because any angular joint rotation occurs in the direction of ankle PF during an “isometric” contraction (Magnusson et al., 2001). This MTJ displacement determined during isometric contraction is corrected by displacement of the MTJ attributed to joint rotation alone (i.e. during passive stretching on range of motion, between 0° and 20° in PF) (Magnusson et al., 2001). In the present study, no correction was applied considering that the ankle joint rotation effect is assumed to be similar for each subject between pre- and post-tests. Changes in elongation of the Achilles tendon between pre- and post-tests were then interpreted as an effect of the plyometric training protocol.

The ankle joint torque measured by the dynamometer was converted to muscle force ( $F_m$ ) by eq. (7) (Kubo et al., 2008):

$$F_m = k \times T \times m_g^{-1} \quad (7)$$

where  $k$  is the relative contribution of the physiological cross sectional area of the GM within the plantar flexors (18%) and  $m_g$  is the moment arm length of *gastrocnemii* at 0°, which was estimated from the limb length of each subject (Grieve et al., 1978). In the present study, the  $F_m$  and elongation values were fitted to a Sten-Knudsen model (Sten-Knudsen, 1953; Nordez et al., 2006), whose slope was adopted as stiffness for muscular forces of 80, 160, 240 and 320 N (Fig. 3).

#### Reliability

A pilot study was conducted in conjunction with the current study to estimate the reliability for the methods described above for determination of range of motion, ankle MAC passive stiffness and *gastrocnemii* MTC passive tension and stiffness. Five subjects ( $22.2 \pm 0.2$  years,  $181.7 \pm 6.1$  cm,  $74.1 \pm 6.1$  kg) participated in two repeated testing sessions,

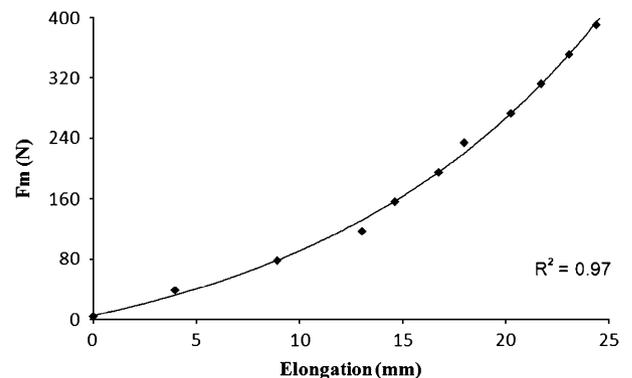


Fig. 3. A typical example of the muscle force ( $F_m$ )–elongation relationship obtained for one subject. The slope of the  $F_m$ –elongation relation for  $F_m$  of 80, 160, 240 and 320 N was calculated as the stiffness of the Achilles tendon.

with the same protocol, completed at the same time of the day with 2 days of rest in between. Day-to-day reliability was determined for the RoM, the maximal musculo-articular stiffness, the three parameters extracted from Hoang's model ( $E_G$ ,  $a_G$ ,  $l_G$ ), the maximal tension and the maximal stiffness of gastrocnemii. Intraclass correlation coefficients (ICC) (2,  $k$ ) (Fleiss, 1986) were calculated and are presented in Table 2 (ICC ranged from 0.80 to 0.99). In addition, the standard error of measurement and coefficient of variation associated with each ICC were calculated. Coefficients of variation ranged from 1.6% to 11.6% (Table 2). These results support the reliability of the methods proposed in the present study.

Statistics

After checking the distribution of data using a Shapiro–Wilk test, parametric statistical tests were performed using Statistica® software (Statsoft Inc., Tulsa, Oklahoma, USA). The Grubbs test was also applied to detect outliers in each group (Grubbs, 1969). Two-way multivariate analyses of variance (ANOVA) (group × test) were performed to assess the statistical significance of changes in RoM, jumps tests, global passive torque ( $T_{max}$ ) and stiffness ( $S_{max}$ ) at 29° in DF, maximal passive tension ( $T_{Gmax}$ ), maximal passive stiffness ( $S_{Gmax}$ ) of the gastrocnemii and of the Achilles tendon. A Newman–Keuls *post hoc* analysis was conducted where appropriate. The critical level of significance in the present study was set at  $P < 0.05$ .

Table 2. Intra-class correlation (ICC), standard error of measurement (SEM) and coefficient of variation (CV) calculated to establish day to day reliability for range of motion (RoM), maximal torque in plantar flexion ( $T_{max}$ ), maximal stiffness ( $S_{max}$ ), the three parameters ( $\alpha_G$ ,  $E_G$ ,  $l_G$ ) obtained using the model of Hoang et al. (2007), the maximal tension ( $T_{Gmax}$ ) and the maximal stiffness ( $S_{Gmax}$ ) of gastrocnemii

Day-to-day reliability (2, $k$ )	ICC	SEM	CV (%)
RoM (°)	0.83	2.9	6.9
$T_{max}$ (Nm)	0.99	0.8	1.6
$S_{max}$ (Nm/°)	0.80	0.10	11.6
$E_G$	0.94	0.001	9.4
$\alpha_G$	0.97	4.6	5.4
$l_G$ (m)	0.81	0.008	2.5
$T_{Gmax}$ (N)	0.98	30.8	5.6
$S_{Gmax}$ (N/mm)	0.98	4670.2	10.8

Table 3. Jump performances (SJ, squat jump and RJ, reactive jump), range of motion (RoM), maximal torque ( $T_{max}$ ), maximal musculo-articular stiffness ( $S_{max}$ ), maximal tension ( $T_{Gmax}$ ), maximal stiffness ( $S_{Gmax}$ ) of gastrocnemii and difference in gain between both control and trained groups

	Trained group		Control group		Gain (%)
	Pre test	Post test	Pre test	Post test	
SJ maximal height (cm)	42.8 ± 7.1	47.4 ± 5.7	42.1 ± 6.3	39.2 ± 2.8	+18 <sup>†</sup>
Average height on eight RJ (cm)	32.8 ± 6.2	39.8 ± 5.0	32.2 ± 6.0	33.1 ± 5.6	+20 <sup>‡</sup>
RoM (°)	44.7 ± 11.0	47.7 ± 5.1	48.4 ± 7.4	45.8 ± 8.1	+15 NS
$T_{max}$ (Nm)	28.1 ± 4.9	30.8 ± 7.5	25.7 ± 7.0	27.3 ± 6.3	+2 NS
$S_{max}$ (Nm/°)	0.67 ± 0.19	0.81 ± 0.16	0.73 ± 0.29	0.76 ± 0.23	+16 NS
$T_{Gmax}$ (N)	502.3 ± 110.9	603.3 ± 137.9	429.9 ± 99.5	478.4 ± 112.4	+10 NS
$S_{Gmax}$ (N/mm)	42 458 ± 11 495	57 780 ± 17 923	31 613 ± 10 385	33 696 ± 12 392	+33 <sup>‡</sup>

Results are presented as mean ± SD.

<sup>†</sup> $P < 0.01$ , <sup>‡</sup> $P = 0.001$  (Newman–Keuls *post hoc* test).

NS, non-significant (no interaction between group and test factors).

Results

Using the Grubbs test (e.g. Lambertz et al., 2003), one subject of the CG was excluded from the study because the  $S_{max}$  value difference between the pre- and the post-test represented a significant outlier ( $P < 0.05$ ) compared with all subjects of the CG.

Jumps performances

An interaction between “group” and “test” factors was found on SJ ( $P = 0.003$ ) and RJ ( $P = 0.01$ ) performances. For the TG, a significant increase in height was shown in SJ (mean: +17.6%,  $P = 0.008$ ) and in average performance on eight RJ (mean: +19.8%,  $P = 0.001$ ) in comparison with CG (Table 3).

Range of motion, musculo-articular passive torque and stiffness

No significant change in DF RoM was found ( $P = 0.35$ ) between pre- and post-tests regardless of the considered group (Table 3). Experimental data and a fourth-order polynomial model showed an excellent correlation with a mean  $R^2 = 0.99$ . For both groups, there were no differences between pre- and post-test torque–angle relationships (Fig. 4). No interaction between “group” and “test” factors was shown for  $T_{max}$  ( $P = 0.66$ ) and  $S_{max}$  ( $P = 0.42$ ) of ankle joint MAC (Table 3).

Gastrocnemii's musculo-tendinous tension and stiffness

With respect to  $T_{Gmax}$ , no significant interaction was found between “group” and “test” factors ( $P = 0.28$ ). Nevertheless, a significant interaction was found between “group” and “test” factors for  $T_{Gmax}$  ( $P = 0.03$ ). For the TG, there was a significant increase in  $T_{Gmax}$  (mean: +33.3%,  $P = 0.001$ ) relative to CG (Table 3).

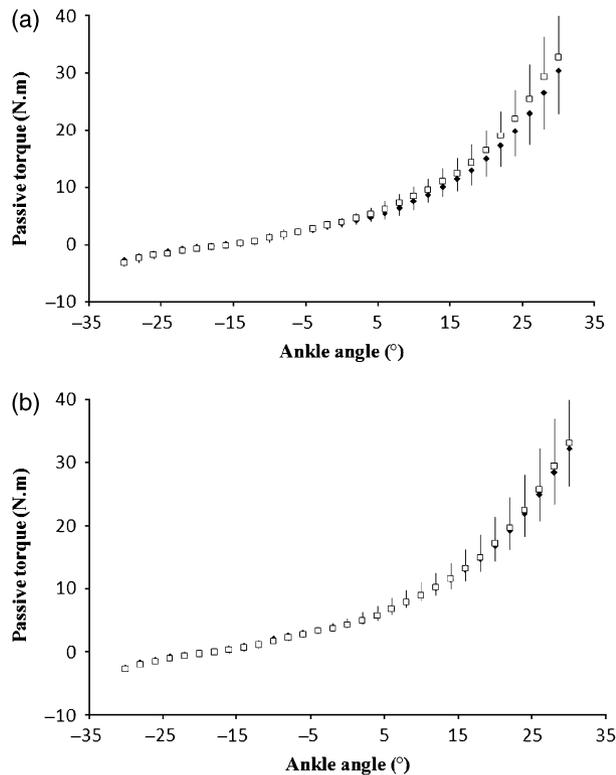


Fig. 4. Relationship between passive torque and ankle angle before (◆) and after (□) 8 weeks of plyometric training [(a) control group, (b) trained group]. Values are the mean  $\pm$  SD.

#### Achilles tendon stiffness

For technical reasons, some videos were unusable. The effects of plyometric training on Achilles tendon stiffness were analyzed in six subjects of the TG group and in seven subjects of the CG group. The Sten-Knudsen model applied on force–elongation curves showed an excellent correlation ( $R^2 = 0.98 \pm 0.02$ ). No significant change in Achilles tendon stiffness was found for 80 N (TG:  $15.0 \pm 2.6$  to  $17.3 \pm 8.5$  N/mm and CG:  $15.1 \pm 5.3$  to  $15.8 \pm 5.0$  N/mm), 160 N (TG:  $23.7 \pm 1.9$  to  $25.9 \pm 10.2$  N/mm and CG:  $24.7 \pm 12.4$  to  $23.4 \pm 11.7$  N/mm), 240 N (TG:  $32.5 \pm 2.2$  to  $34.4 \pm 13.6$  N/mm and CG:  $34.3 \pm 19.7$  to  $31.0 \pm 18.8$  N/mm) and 320 N (TG:  $41.3 \pm 3.3$  to  $43.0 \pm 17.8$  N/mm and CG:  $43.9 \pm 27.0$  to  $38.6 \pm 26.0$  N/mm) between pre- and post-tests for either the TG or the CG ( $P > 0.05$ ).

#### Discussion

The aim of this study was to determine the effects of plyometric training on the mechanical properties of the passive structures of the ankle joint MAC and specifically on the *gastrocnemii* and the Achilles tendon.

The results obtained with respect to the increases in SJ and RJ performances (respectively, +17.6%

and +19.8%) after the plyometric training for the TG are in accordance with the results published by other research groups. For instance, an increase of 9.1% was found in SJ after 8 weeks of plyometric training in handball players (Toumi et al., 2004). In addition, a meta-analytic review reported an increase of 4.7% in SJ performances after a plyometric training regime (Markovic, 2007). Therefore, our jumps results demonstrated the functional efficiency of our plyometric training program.

With respect to the ankle joint range of motion in DF, no significant change was found after our plyometric training program. To our knowledge, no previous study has determined the effect of plyometric training on ankle range of motion in DF. Mahieu et al. (2008) have shown that 6 weeks of eccentric training increased ankle joint range of motion in DF by approximately  $6^\circ$  for the TG, but no interaction was found between the group and the test factor. Nevertheless, these results are somewhat difficult to compare with the data reported herein, because the training intensity differed between these two training protocols. Indeed, eccentric training was performed every day over 6 weeks and our plyometric training was performed twice a week over 8 weeks. In addition, the experimental subjects' characteristics were also different from those in this study.

Interestingly, the major result of our study concerns the significant increase in MTC passive stiffness of *gastrocnemii* MTC during PF assessed non-invasively in humans after plyometric training. No significant change was found for either maximal passive torque or stiffness of ankle MAC. Mahieu et al. (2008) found that the passive resistive torque determined after 6 weeks of eccentric training using passive cyclic stretching on the plantar flexors decreased without any change in ankle MAC stiffness. These results emphasize the fact that the plyometric training may have a different effect on the passive properties of tissues crossing the ankle MAC.

The lack of change in ankle MAC stiffness and the increase in *gastrocnemii* MTC stiffness obtained in the present study could be explained through specific adaptations of mono-articular and bi-articular structures crossing the ankle joint. Indeed, bi-articular structures involved in PF (mainly *gastrocnemii* muscles) are largely composed of fast muscle fibers whereas mono-articular structures (mainly *soleus* muscle) are composed predominantly of slow muscle fibers (Nardone et al., 1990). It can then be hypothesized that MTC of *gastrocnemii* and *soleus* may have a different response to plyometric training. In addition, a significant increase in passive stiffness of *gastrocnemii* MTC had already been established 1 day after eccentric exercises (Hoang et al., 2007). Then, it appears that a specific adaptation of muscles involved in explosive actions (*gastrocnemii*) seems to

occur after plyometric training. Nevertheless, adaptation of *gastrocnemii* MTC stiffness after plyometric training did not lead to an increase in global ankle MAC stiffness.

Alternatively, the mechanical changes in *gastrocnemii* MTC stiffness observed could have arisen from different stiffness-specific adaptations of muscle and tendon as hypothesized in other studies (e.g. Pousson et al., 1990). Considering the effects of plyometric training on Achilles tendon stiffness as described in the literature, the results appear to be contradictory. For instance, it has been shown that Achilles tendon stiffness was unchanged after 12 weeks of plyometric training (Kubo et al., 2007). In contrast, Burgess et al. (2007) observed a 29.4% increase of Achilles tendon stiffness after 6 weeks of plyometric training (Burgess et al., 2007). It has been shown that an increase of tendon stiffness after isometric or strength training was identified as a better muscle strength transmission to the skeleton (e.g. Kubo et al., 2006). Before interpreting the present results on tendon stiffness, the calculation of the muscular force produced by the medial *gastrocnemius* during PF should be mentioned. The of GM to the muscular force production was defined as the percentage of the physiological cross-sectional area of this muscle to that of *triceps surae* muscles as has been described in previous studies e.g. Mahieu et al. (2008), and used 18% as the corresponding value in the light of the findings of Fukunaga et al. (1996). This approach assumes that the relative contribution of the plantar flexors remains constant. Our results are in accordance with those of Kubo et al. (2008) and showed that plyometric training had no effect on Achilles tendon stiffness. The strain magnitude (Arampatzis et al., 2007; Kongsgaard et al., 2007) and the duration of the applied mechanical load (Kubo et al., 2001) affect the adaptation responses of the human tendons. Further, it is questionable whether plyometric exercise in sportsmen (i.e. volleyball, handball and basketball players) twice a week over a period of 8 weeks is a sufficient stimulus to induce further adaptation effects on the Achilles tendon than the stimulus provided by the mechanical load applied during their normal physical exercise. In this study,

no change in Achilles tendon stiffness and an increase of *gastrocnemii* MTC passive stiffness were found after plyometric training. It can be hypothesized that the increase in MTC passive stiffness of *gastrocnemii* occurs mainly within muscular structures by an increase in the collagen concentration as described in isolated muscle after jump training (Ducomps et al., 2003).

Finally, this study has allowed for the determination of the effects of 8 weeks of plyometric training considering dissociated potential change in passive stiffness of the *gastrocnemii* MTC and Achilles tendon stiffness from global passive properties of ankle MAC measurements. This dissociation allows for assessment of non-invasively specific adaptations of mono and bi-articular structures and/or muscular and tendinous tissues that belong to the plantar flexors after plyometric training. The main conclusions are that plyometric training induces an increase in functional performance associated with an increase in *gastrocnemii* MTC passive stiffness, without any significant change in Achilles tendon stiffness.

### Perspectives

The actual implications *in vivo* of the passive properties of ankle MAC structures on functional performance are always unclear. Further research is required to identify the exact consequences of MAC passive properties on the active muscle contraction efficiency, which will allow us to model the behavior of the MAC passive elastic stiffness and to develop new rehabilitation programs taking into account this passive behavior implication for the force production and the locomotion efficiency. Alternatively, the implication of changes in passive elastic properties will affect the energy storage–recoil processes especially involved in plyometric and eccentric training. The comparison of the specific effects induced by these chronic solicitations on the passive elastic properties would be of interest to the field.

**Key words:** range of motion, jump, tendon, muscle, stiffness, torque, human.

### References

- Arampatzis A, Karamanidis K, Albracht K. Adaptational responses of the human Achilles tendon by modulation of the applied cyclic strain magnitude. *J Exp Biol* 2007; 210: 2743–2753.
- Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P, Pearson SJ. Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *J Strength Cond Res* 2007; 21: 986–989.
- Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F. Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 1997; 76: 282–288.
- Cutlip RG, Geronilla KB, Baker BA, Chetlin RD, Hover I, Kashon ML, Wu JZ. Impact of stretch-shortening cycle rest interval on *in vivo* muscle performance. *Med Sci Sports Exerc* 2005; 37: 1345–1355.
- Ducomps C, Mauriege P, Darche B, Combes S, Lebas F, Doutreloux JP.

- Effects of jump training on passive mechanical stress and stiffness in rabbit skeletal muscle: role of collagen. *Acta Physiol Scand* 2003; 178: 215–224.
- Fleiss JL. The design and analysis of clinical experiment. New York: John Wiley and Sons, 1986.
- Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Edgerton VR. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol* 1996; 80: 158–165.
- Gajdosik RL, Vander Linden DW, McNair PJ, Williams AK, Riggan TJ. Effects of an eight-week stretching program on the passive-elastic properties and function of the calf muscles of older women. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2005; 20: 973–983.
- Grieve DW, Cavanagh PR, Pheasant S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K, eds. *Biomechanics VI-A*. Baltimore: University Park Press, 1978: 405–411.
- Grubbs F. Procedures for detecting outlying observations in samples. *Technometrics* 1969; 11: 1–21.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361–374.
- Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC, Herbert RD. A new method for measuring passive length–tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *J Biomech* 2005; 38: 1333–1341.
- Hoang PD, Herbert RD, Gandevia SC. Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius *in vivo*. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 849–857.
- Komi PV. *Stretch-shortening cycle*. London, UK: Blackwell Science, 1992.
- Kongsgaard M, Reitelseder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)* 2007; 191: 111–121.
- Kubo K, Ishida Y, Suzuki S, Komuro T, Shirasawa H, Ishiguro N, Shukutani Y, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of 6 months of walking training on lower limb muscle and tendon in elderly. *Scand J Med Sci Sports* 2008; 18: 31–39.
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol* 2001; 536: 649–655.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of plyometric and weight training on muscle–tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 1801–1810.
- Kubo K, Ohgo K, Takeishi R, Yoshinaga K, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of isometric training at different knee angles on the muscle–tendon complex *in vivo*. *Scand J Med Sci Sports* 2006; 16: 159–167.
- Kyrolainen H, Avela J, McBride JM, Koskinen S, Andersen JL, Sipilä S, Takala TE, Komi PV. Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports* 2005; 15: 58–64.
- Lambertz D, Goubel F, Kaspranski R, Perot C. Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol* 2003; 94: 490–498.
- Magnusson SP. Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports* 1998; 8: 65–77.
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis *in vivo*. *J Physiol* 2001; 531: 277–288.
- Magnusson SP, Aagaard P, Simonsen EB, Bojsen-Moller F. Passive tensile stress and energy of the human hamstring muscles *in vivo*. *Scand J Med Sci Sports* 2000; 10: 351–359.
- Mahieu NN, McNair P, Cools A, D’Haen C, Vandermeulen K, Witvrouw E. Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle–tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc* 2008; 40: 117–123.
- Markovic G. Does plyometric training improve vertical jump height. A meta-analytic review. *Br J Sports Med* 2007; 41(6): 349–355.
- Marquard DW. An algorithm for least squares estimation of non-linear parameters. *J Soc Ind Appl Math* 1966; 2: 431–441.
- Nardone A, Corra T, Schieppati M. Different activations of the soleus and gastrocnemii muscles in response to various types of stance perturbation in man. *Exp Brain Res* 1990; 80: 323–332.
- Nordez A, Cornu C, McNair P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2006; 21: 755–760.
- Pousson M, Legrand J, Berjaud S, Van Hoecke J. Détente et élasticité: effets d’un entraînement pliométrique. *Sci Motric* 1995; 25: 19–26.
- Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F. Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech* 1990; 23: 343–348.
- Reid DA, McNair PJ. Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1944–1948.
- Riemann BL, DeMont RG, Ryu K, Lephart SM. The effects of sex, joint angle, and the gastrocnemius muscle on passive ankle joint complex stiffness. *J Athl Train* 2001; 36: 369–375.
- Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports* 2002; 12: 90–98.
- Siegler S, Moskowitz GD, Freedman W. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *J Biomech* 1984; 17: 647–652.
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 2003; 89: 1–7.
- Sten-Knudsen O. Torsional elasticity of the isolated cross striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand* 1953; 28: 1–240.
- Toumi H, Best TM, Martin A, Poumarat G. Muscle plasticity after weight and combined (weight+jump) training. *Med Sci Sports Exerc* 2004; 36: 1580–1588.
- Wright V. Stiffness: a review of its measurement and physiological importance. *Physiotherapy* 1973; 59: 107–111.

## **Annexe 2**

*In vivo* assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic components stiffness using the alpha method: a reliability study

**FOURÉ A., NORDEZ A., & CORNU C.**

*International Journal of Sports Medicine, 31(1):51-57*

# In Vivo Assessment of Both Active and Passive Parts of the Plantarflexors Series Elastic Component Stiffness Using the Alpha Method: A Reliability Study

## Authors

A. Fouré, A. Nordez, C. Cornu

## Affiliation

<sup>1</sup> University of Nantes, UFR STAPS – Laboratoire Motricité, Interactions, Performance (EA 4334), Nantes, France

## Key words

- biomechanics
- muscle
- tendon
- ankle joint
- compliance
- human

## Abstract

▼ The aim of this study was to investigate the reliability of an *in vivo* adaptation of the short range stiffness experiment associated with the application of a mathematical model to determine the stiffness of both torque dependent and independent components of the plantarflexors series elastic component. Fourteen subjects participated in this study. The experimental protocol consisted of quickly moving the ankle joint in dorsiflexion during constant voluntary isometric plantarflexion at 7 submaximal torque levels. Relationships

between joint stiffness and torque were established and the stiffness of both torque dependent and independent components were determined using the alpha method. The day-to-day reliability was assessed for joint stiffness and stiffness of both torque dependent and independent components (ICC higher than 0.88 and CVs lower than 6.0%). This method could then be used to better understand adaptive subjacent mechanisms to assess the effects of training protocols, and the rehabilitation of neuromuscular pathologies or traumatism.

## Introduction

▼ Since the mechanical properties of both muscle and tendon are highly involved in the process of energy storage and recovery and in muscle tension transmission [9] these properties play an important role in daily activities and sport practices. Stiffness is the most commonly used parameter to characterize muscle-tendon complex (MTC) mechanical properties. Several methods, such as sinusoidal perturbations [1, 19, 34] and the short range stiffness experiment [35, 36] were developed to determine non-invasively joint stiffness *in vivo* [7, 13, 20, 31]. From a physical point of view, the joint stiffness identified *in vivo* should be called “quasi-stiffness”, characterizing a system able to resist externally imposed displacements [29]. In the present study, this quasi-stiffness will be regarded as stiffness as in previous studies [7, 31, 38]. Furthermore, joint external torque is generated by synergistic muscle contraction (i.e. involving more than one muscle). *In vivo* measurement of the joint stiffness takes into account the synergy of the MTCs behaviors of the considered muscle group [14]. Then, considering the Hill-model type [23] adapted for *in vivo* experiments [10, 12, 18, 20],

this joint stiffness could be linked to the stiffness of the series elastic component (SEC), composed of a passive part (i.e. mainly tendons-aponeurosis structures) and an active part (i.e. contractile elements)[25].

In 1977, Morgan developed the alpha method in order to dissociate muscle and tendon stiffness from a global measurement [32]. This method assumes that the SEC of MTC is modelled as two springs connected in series, where each spring could represent either muscular or tendinous structures. Ettema and Huijing [17] corrected this interpretation of the alpha method considering that, in fact, it allows one to distinguish the force dependent and the force independent components of the SEC. In that way, the same mathematical model is used (i.e. in the studies of Morgan, and Ettema and Huijing) but its interpretation is different.

The adaptation of the alpha method for an *in vivo* measurement received little attention in the literature. In fact, this method has only been applied with electrostimulation on human first dorsal inter-osseous and plantarflexors muscles [11, 39]. Nevertheless, electrostimulation has some disadvantages, including pain, inaccurate stimulations or a low intensity of contraction. The low inten-

accepted after revision  
September 15, 2009

## Bibliography

DOI <http://dx.doi.org/10.1055/s-0029-1241210>  
Int J Sports Med 2010; 31:  
51–57 © Georg Thieme  
Verlag KG Stuttgart · New York  
ISSN 0172-4622

## Correspondence

Mr. Alexandre Fouré  
University of Nantes UFR STAPS  
25 bis boulevard Guy Mollet  
44322 Nantes  
France  
Tel.: +33(0)2/51/83 72 17  
Fax: +33(0)2/51/83 72 10  
alexandre.fouere@univ-nantes.fr

sity of contraction is a real problem to assess the behaviour of muscle and tendon stiffness considering assumption of the alpha method, as it was evoked in a study assessing the tendon stiffness using ultrasonography during voluntary isometric contraction [30]. In addition, the reliability of this method has never been demonstrated for *in vivo* measurements.

The purpose of this investigation was two-fold. Firstly, the method of assessing ankle joint stiffness was implemented *in vivo*. Secondly, the reliability of MTC stiffness measurements in plantarflexion, and characterization of both the torque dependent and independent components of the SEC stiffness obtained by using the alpha method was assessed.

## Materials and Methods

### Subjects

Eight healthy males (24.1 (2.2) years, 179.6 (9.1) cm, 74.3 (10.8) kg) and six healthy females (20.7 (1.6) years, 166.2 (7.5) cm, 58.0 (8.6) kg) volunteered to participate in the present study. This study was conducted according to the Helsinki Statement (last modified in 2004) and has been approved by the local ethics committee.

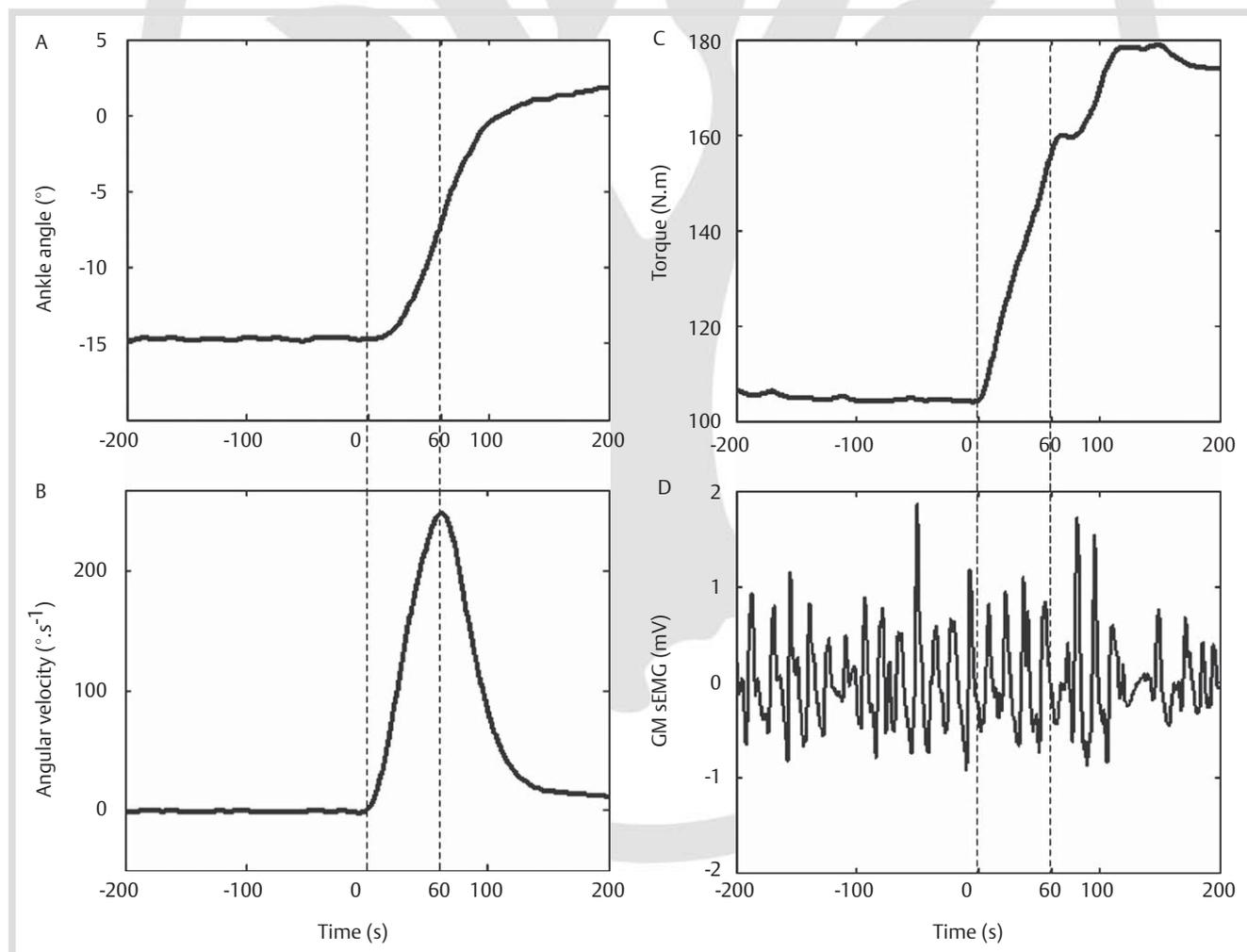
### Measurement techniques

A Biodex dynamometer (Biodex medical systems, Shirley, NY, USA) and the Biodex research toolkit were used to measure the external torque produced at the ankle joint ( $T$ ), the ankle angle ( $\theta$ ) and the ankle angular velocity ( $\omega$ ). Subjects were sat with the hip joint angle of  $70^\circ$  flexed (full extension =  $0^\circ$ ) and measurements were performed on the right leg which was fully extended (knee flexion angle =  $0^\circ$ ). The left leg was flexed as in the sitting position.

Surface electromyographic (sEMG) signals of the *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis*, *soleus* and *tibialis anterior* muscles were recorded using active surface electrodes with an inter-electrode distance of 10 mm (DE-2.1, Delsys Inc, Boston, MA, USA) placed on the belly of muscles according to SENIAM recommendations [22]. sEMG and mechanical ( $T$ ,  $\theta$  and  $\omega$ ) signals were recorded simultaneously and sampled at 1000 Hz using an A/D converter (National Instrument, Delsys Inc, Boston, MA, USA), and saved on a computer hard drive using EMGWorks 3.1 software (Delsys Inc, Boston, MA, USA).

### Experimental protocol

Each subject completed two test sessions with two days of rest in between. The protocol performed during each session included: i) A warm-up composed of three min of submaximal



**Fig. 1** Typical raw data obtained during a trial of the short range stiffness experiment: A- ankle angle, B- angular velocity, C- external torque and D- surface electromyographic (sEMG) signals of gastrocnemius medialis (GM sEMG) (gastrocnemius lateralis, soleus and tibialis anterior which are not shown on the figure). After the isometric contraction, triceps surae was quickly stretched. The first 60 ms of the stretch were used to determine the joint stiffness.

plantarflexions (PF) in isometric conditions. *ii*) After two min of rest, two trials of maximal voluntary contraction (MVC) in PF were performed at 75° (full PF=0°) with two min of rest after each trial. *iii*) Subjects were familiarized with a short-range stiffness experiment. They had to sustain two submaximal torques of 40% and 80% of MVC. A stretch was then applied as fast as possible using the dynamometer in dorsiflexion (DF) on a range of motion of 20° (i.e. from 75° to 95°). The first 60ms were considered for the data processing. Sixty ms after the beginning of the stretch, a range of motion of about 7° was performed, the angular velocity reached about 250°/s and the acceleration was null (to avoid inertial effects on torque measurements). Two min of rest were observed after each trial. *iv*) Short range stiffness experiments (14 trials) were performed at 7 levels of torque in a random order (two trials each 10% of MVC from 30–90% of MVC) similarly to the protocol described in *iii*). Between each trial, two min of rest were observed.

**Data processing**

Mechanical and sEMG signals were respectively filtered using a low pass (100 Hz) and a band pass (6–400 Hz) zero-phase second order Butterworth filters. A preliminary study had shown that this filter induces negligible distortion of mechanical signals. The torque measured by the dynamometer was corrected from inertia and the weight of the dynamometer tool to obtain the external torque at the ankle joint. The external torque and the ankle angle were determined when the joint started being moved (i.e. when  $\omega > 0$ ) and 60ms after (○ Fig. 1). This time period was chosen to avoid any potential neural effects that would occur with a longer duration stretch [7, 8]. The joint stiffness (S) was calculated as the ratio between external torque and ankle joint angle changes [2, 7, 31] for each isometric torque level. Furthermore, parallel elastic component was ignored considering passive forces at ankle angle used in the present study. In the same way, any viscous behaviour of the SEC was ignored as the literature suggests that the viscous effects are small [15]. The joint compliance (C) (i.e. inverse of joint stiffness) was considered as the compliance of two springs placed in series, one representing compliance of a torque dependent and the other a torque independent component (i.e.  $C_{SEC1}$  and  $C_{SEC2}$  respectively):

$$C = C_{SEC1} + C_{SEC2} \quad (1)$$

$C_{SEC1}$  is assumed to be inversely proportional to the torque [32]:

$$C_{SEC1} = \frac{\alpha_0}{T} \quad (2)$$

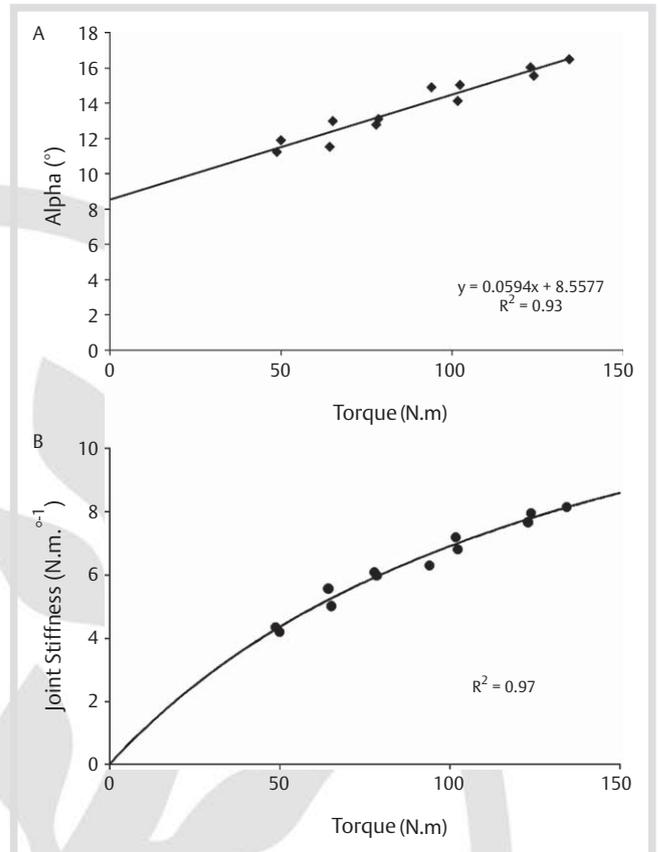
where  $\alpha_0/T$  represents the torque dependent component compliance of the SEC. The  $C_{SEC2}$  is assumed to be constant (i.e. torque independent component).

Eq. 1 could then be written as follows:

$$\alpha = C \times T = \alpha_0 + C_{SEC2} \times T \quad (3)$$

where  $\alpha$  is calculated as the product between torque and compliance, and  $\alpha_0$  represents the elastic extension with the torque dependent component of the SEC.  $\alpha_0$  is assumed to be constant for all isometric torques [16, 17, 32].

Thus, a linear regression was applied to the relationship alpha ( $\alpha$ ) – torque (T). The correlation coefficient of this linear fit was



**Fig. 2** Typical example of relationships obtained on a range of torque from 30 to 90% of MVC for one subject during short range stiffness experiment to determine joint stiffness (S) and alpha method application to distinguish behaviour of series elastic components. **A-** Alpha-Torque relationship plotted with the stiffness index of active structures ( $S_{SEC1}$ ) defined as the inverse of the Y-axis intercept and the stiffness of passive structures ( $S_{SEC2}$ ) as the inverse of the slope of the relationship, **B-** Joint Stiffness-Torque relationship.

calculated. Then,  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$  were extracted as the Y-intercept, and the slope, respectively (○ Fig. 2-A). These two parameters (i.e.  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$ ) were used to calculate the joint stiffness using Eq.4.

$$S = \frac{T}{T \times C_{SEC2} + \alpha_0} \quad (4)$$

A joint stiffness (S) – torque (T) relationship (○ Fig. 2-B) for each test session was fitted using Eq.4 on full range of torque (i.e. from 0 to 100% of MVC). A correlation coefficient ( $R^2$ ) between model (i.e. joint stiffness calculated using Eq.4) and experimental data (i.e. calculation of joint stiffness as the ration of torque and ankle angle changes) was calculated. The minimal ( $S_{min}$ ) and maximal ( $S_{max}$ ) joint stiffness on the considered range of torque were assessed from model for each subject and each session. A stiffness index of torque dependent components ( $SI_{SEC1}$ ) and a stiffness of torque independent components ( $S_{SEC2}$ ) were also characterised as the inverse of  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$  respectively.

In addition, sEMG activities were visually checked to ensure that no stretch reflex was present in the first 60ms of the stretch, otherwise the trial was excluded from further analysis. The trial was also excluded if the external torque was not kept constant by the subject before the stretch. Day-to-day reliability of the five parameters of interest, MVC,  $S_{min}$ ,  $S_{max}$ ,  $C_{SEC2}$ ,  $S_{SEC2}$ ,  $\alpha_0$  and

This is a copy of the author's personal reprint

**Table 1** Determination of the day to day reliability for the stiffness parameters.

	Test 1		Test 2		SEM	CV (%)	ICC	Lower and upper CL
	Mean	SD	Mean	SD				
MVC (N.m)	127	23	134	21	6.7	5.4	0.91	(0.74–0.97)
$\alpha_0$ (°)	6.16	1.58	5.88	1.63	0.34	6.0	0.96	(0.86–0.99)
$C_{SEC2}$ (°·N <sup>-1</sup> ·m <sup>-1</sup> )	0.087	0.022	0.093	0.026	0.006	5.9	0.94	(0.80–0.98)
$SI_{SEC1}$ (° <sup>-1</sup> )	0.17	0.04	0.18	0.05	0.01	6.0	0.94	(0.83–0.98)
$S_{SEC2}$ (N.m.° <sup>-1</sup> )	12.19	3.10	11.54	3.11	0.65	5.9	0.96	(0.86–0.99)
$S_{min}$ (N.m.° <sup>-1</sup> )	4.04	0.43	4.21	0.46	0.16	3.8	0.88	(0.64–0.96)
$S_{max}$ (N.m.° <sup>-1</sup> )	7.17	0.81	7.15	0.84	0.20	3.1	0.94	(0.83–0.98)

SD: standard deviation, SEM: standard error of measurement and CV: coefficient of variation, ICC: intra-class correlation, CL: confidence limits

MVC: maximal voluntary contraction,  $\alpha_0$ : elastic extension with the torque dependent component of the SEC

$C_{SEC2}$ : passive part of the SEC compliance,  $SI_{SEC1}$ : active part of the SEC stiffness index,  $S_{SEC2}$ : passive part of the SEC stiffness,  $S_{min}$ : ankle joint stiffness for 30% of MVC and  $S_{max}$ : ankle joint stiffness for 90% of MVC

$SI_{SEC1}$  was assessed using intraclass correlation coefficient (ICC) assessed with a 2,  $k$  formula [37], associated standard error of measurement (SEM) and coefficient of variation (CV) for each parameter [24]. Bland-Altman plots were performed to determine the relation between error and size of measured values for joint stiffness,  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  as previously described in the literature [3, 4, 6]. Bias, limits of agreement and interval confidence of the limits of agreement for those parameters were then determined.

## Results

Linear regression applied on alpha-torque relationship for each subject and test session showed a very good determination coefficient (mean  $R^2=0.89\pm0.05$ , range: 0.72–0.95). A high correlation was found between joint stiffness experimental data and model fit (mean  $R^2=0.87\pm0.09$ , range: 0.66–0.97). The mean results obtained on 14 subjects in MVC,  $S_{min}$ ,  $S_{max}$ ,  $C_{SEC2}$ ,  $S_{SEC2}$ ,  $\alpha_0$ ,  $SI_{SEC1}$  and the associated ICC, SEM and CV for each parameter are reported in **Table 1**. These results (**Table 1**) show an excellent reliability for MVC,  $S_{max}$ ,  $C_{SEC2}$ ,  $S_{SEC2}$ ,  $\alpha_0$ ,  $SI_{SEC1}$  (ICC of 0.90, 0.94, 0.96, 0.94 and 0.96, respectively) and a very good reliability for  $S_{min}$  (ICC of 0.88). For all parameters CVs were lower than 6.0%. Considering the Bland-Altman plots, (**Fig. 3**), the bias and the limits of agreement ( $\pm$  confidence interval) were 0.078 ( $\pm 0.101$ ) N.m.°<sup>-1</sup> and  $-0.437$ – $0.592$  ( $\pm 0.176$ ) N.m.°<sup>-1</sup> for measurement of joint stiffness;  $0.010$  ( $\pm 0.09$ ) °<sup>-1</sup> and  $-0.019$ – $0.040$  ( $\pm 0.015$ ) °<sup>-1</sup> for  $SI_{SEC1}$  measurements;  $-0.65$  ( $\pm 0.53$ ) N.m.°<sup>-1</sup> and  $-2.45$ – $1.15$  ( $\pm 0.93$ ) N.m.°<sup>-1</sup> for measurement of  $S_{SEC2}$ .

## Discussion

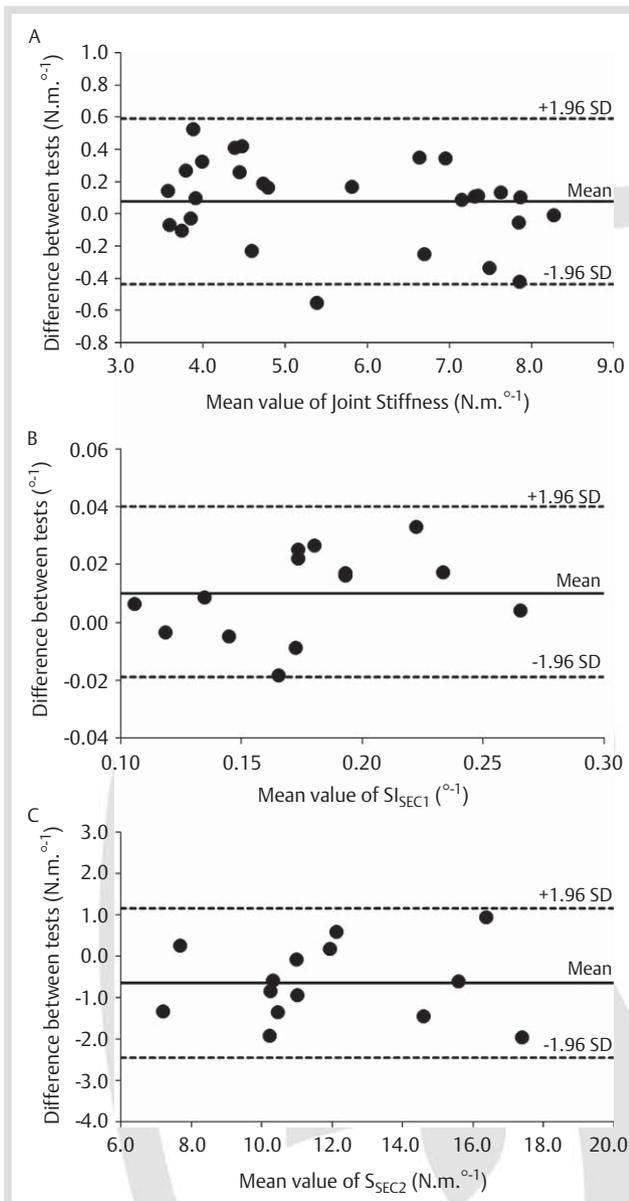
Many different methods have been developed to assess ankle joint and MTC stiffness. However, the majority of the previous methods are not capable of simultaneously determining the stiffness of the different structures, including structures of passive and active parts of the SEC. In the present study, the alpha method was adapted to determine the stiffness of both force dependent and force independent components of the plantarflexors SEC, *in vivo*, during voluntary contractions and to assess the reliability of measurements.

Joint stiffness has been measured *in vivo* during voluntary contractions of the plantarflexors [7,8], dorsiflexors [38] and knee

extensors [31] using techniques similar to that of the present study. The joint stiffness values in the present study ranged from an average of 4.13 N.m.°<sup>-1</sup> at 30% and 7.16 N.m.°<sup>-1</sup> at 90% of MVC. These values are within the range of those presented by Blanpied and Smidt [7], who also examined stiffness in plantarflexors. At a maximal stretch velocity of 170°/s<sup>-1</sup>, these authors found that joint stiffness was between 3.61 and 5.75 N.m.°<sup>-1</sup> for contractions ranging from 30–60% of MVC. The minimal and maximal joint stiffness extracted from the modelled joint stiffness-torque relationship were found to be reliable (ICC of 0.88 and 0.94, respectively). In addition, Bland-Altman plots showed uniform random error with no systematic error (**Fig. 3**). Considering the narrow limits of agreement and relative changes in joint stiffness values observed after chronic interventions described in previous studies [e.g. 21, 28], the statistical error found in the present study is within an acceptable range.

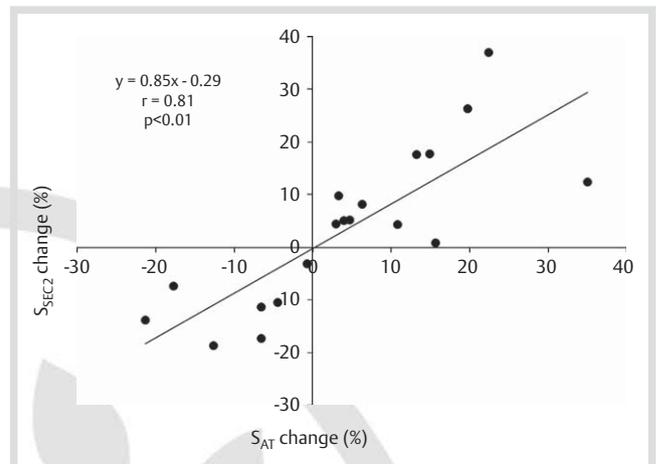
The mechanical loads applied to the muscle in the present *in vivo* study were similar to those reported by previous investigators using the alpha method on isolated muscle. The stretch velocity was set as fast as possible using our isokinetic dynamometer. The MTC stretching velocity, estimated from published anthropometric data [19], was about 90–110 mm.s<sup>-1</sup>. This is similar to the velocity of muscle stretch reported by Morgan et al. [33] on isolated muscle, which was between 100 and 200 mm.s<sup>-1</sup>. The stretching velocity used in the present study was greater than other *in vivo* studies. For instance, Blanpied and Smidt [7] used a maximal stretching velocity that was about 105°/s<sup>-1</sup> compared to maximal stretching velocity of 250°/s<sup>-1</sup> in the study. The mean stretching velocity used by McHugh and Hogan [31] was about 30°/s<sup>-1</sup>, notably slower than 120°/s<sup>-1</sup> used in the present study. Using methodology similar to that of the present study, the influence of stretching velocity on stiffness-torque relationship was shown to be negligible for maximal stretching velocities greater than 70°/s<sup>-1</sup> [7]. Therefore, it can be assumed that the stretching velocity in the present study was sufficient to prevent contributions from the contractile component into the stiffness measurement.

The moment arm length of the plantar flexor muscles was not constant throughout the range of stretch used in the present study. This may affect the stiffness-torque relationship. Using the model of Grieve et al. [19], we estimated that the change in moment arm length was only about 4.4%. This slight error has negligible influences in determining effect of chronic interventions on the same subject. Similarly, this would also not likely affect stiffness comparisons across different populations. Using the alpha method for a range of forces from 30 to 90% of MVC



**Fig. 3** Bland-Altman analysis for the inter-test agreement for each of the mechanical properties assessed. The parameters measured were: **A-** joint stiffness, **B-** stiffness index of the active part of the series elastic component, **C-** stiffness of the passive part of the series elastic component.

dissociates the joint stiffness in a torque dependent and a torque independent component [17]. Original results of the present study showed that  $S_{SEC2}$  and  $SI_{SEC1}$  are reliable (ICC of 0.96 and 0.94 for  $S_{SEC2}$  and  $SI_{SEC1}$ , respectively). Initially, the alpha method was developed to separate both muscle and tendon stiffness [32,33]. However, this method assumes that tendon stiffness remains constant throughout the range of force and this assumption could be discussed within this framework. Proske and Morgan [33] considered that tendon stiffness was constant for muscle forces higher than 20–30% of the maximal isometric force. More recent *in vivo* studies using ultrasonography have shown that tendon stiffness in Achilles tendon could be considered as constant for torque greater than 50% of MVC [26,27]. Therefore, a preliminary study was performed on the range of force from 50 to 90% of MVC. Moderate reliability was observed for  $S_{SEC2}$  and  $SI_{SEC1}$  (ICC of 0.77 and 0.88, respectively) which can



**Fig. 4** Relationship between changes in the Achilles tendon stiffness ( $S_{AT}$ ) determined using ultrasonography during isometric contraction and the stiffness of passive structures of the series elastic component ( $S_{SEC2}$ ) determined using the alpha method after 14 weeks of plyometric training.

be mainly explained by the small range of forces between 50 and 90% of MVC. Nevertheless, stiffness index values obtained in the present study for 30–90% and 50–90% MVC ranges were compared. No significant difference ( $p > 0.05$ ) was found between values of  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  in these two ranges. Considering these preliminary results and the high reliability of measurements obtained from 30–90% MVC range led us to consider the  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  calculated over this entire range of 30–90% MVC. It can be assumed that the torque dependent component could be mainly considered as the active part of the SEC (i.e. muscular structures), and, the torque independent component as the passive part of the SEC (i.e. tendinous structures).

There is, to our knowledge, no *in vivo* method to simultaneously determine the stiffness of each component of the SEC. Therefore, stiffness values obtained in the present study using the alpha method are quite difficult to validate. Nevertheless, since the Achilles tendon is a structure included in the passive part of the SEC [5], it is possible to compare the passive part of SEC stiffness ( $S_{SEC2}$ ) obtained using the alpha method to Achilles tendon stiffness ( $S_{AT}$ ) as determined using ultrasonography during an isometric contraction [26,27]. A pilot study showed no significant correlation ( $n = 32$ ,  $p > 0.05$ ) between these two parameters. This can be explained by differences in experimental conditions. For instance, there was a difference in the assessed structures (i.e. distal tendon of the GM *versus* passive structures of the SEC) and stretching velocity (i.e. a “low” velocity of 3–5  $\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$  during the isometric contraction *versus* a “high” velocity of about 90–110  $\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$  in the present study). Despite the differences, changes induced by a chronic intervention (e.g. bed rest or training) should be similar for the passive part of the SEC stiffness and Achilles tendon stiffness. To determine the effect of 14 weeks of plyometric training,  $S_{AT}$  and  $S_{SEC2}$  were assessed in two groups, a trained group ( $n = 9$ ) and a control group ( $n = 10$ ). The preliminary results showed a significant increase of  $S_{SEC2}$  and  $S_{AT}$  for the trained group after the 14 week period. Furthermore, the Achilles tendon stiffness (using ultrasonography) and the passive part of SEC stiffness (using the alpha method) demonstrated a mean increase of 10.0 and 13.2% respectively. A significant correlation was found ( $r = 0.81$ ,  $p < 0.01$ ) between changes in these two parameters after 14 weeks of plyometric training (● Fig. 4).

Therefore, it can be reasonably considered that the stiffness of the passive part of the SEC determined using the alpha method is representative of the real behaviour of the SEC passive structures.

The linear relationship between  $S_{SEC1}$  and torque that is assumed in the alpha method cannot be evaluated without using invasive *in vivo* techniques. Nevertheless, a linear relationship between stiffness of the SEC and torque has been determined in previous *in vivo* studies [7,8,13,21,28]. In addition, previous studies [16,17,33] have considered the relationship between muscular stiffness and torque to be linear, assuming that if the short-range stiffness was due to deformation of existing bridges without significant breakdown or reformation, then the stiffness would be proportional to the number of bridges. Hence, the stiffness of the cross-bridge array should be directly proportional to the tension, as both are proportional to the number of bridges [32].

This study non-invasively implemented the alpha method during submaximal voluntary contractions using *in vivo* techniques. Two previous studies adapted the alpha method in humans [11,39], however, using electrostimulation. While these studies used the alpha method to dissociate muscle and tendon stiffness, the results may not be as valid for higher force magnitudes. Electrostimulation produces force values between 15–30% of MVC [39], which may be too low for the assumption concerning the range of force where the tendon stiffness remains constant. The alpha method provides reliable measurement of joint stiffness (i.e.  $S_{min}$  and  $S_{max}$ ), and stiffness of both torque dependent and independent components of plantarflexors (i.e.  $S_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$ ) which could be linked to both active and passive parts of the SEC. Simultaneously determining  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  allows for a better understanding of the mechanical behaviours and interactions between muscle and tendon structures. This method could also be used to assess changes in active and passive parts of SEC stiffness for different populations (i.e. age, gender, sport activity, pathologies) and/or after different kinds of interventions (e.g. training, pathological processes, rehabilitation).

## Acknowledgements

The present study was supported by grants from the AFM (Association Française contre les Myopathies, grant n° 13923) and Nantes Métropole.

## References

- 1 Agarwal GC, Gottlieb GL. Oscillation of the human ankle joint in response to applied sinusoidal torque on the foot. *J Physiol* 1977; 268: 151–176
- 2 Allum JH, Mauritz KH. Compensation for intrinsic muscle stiffness by short-latency reflexes in human triceps surae muscles. *J Neurophysiol* 1984; 52: 797–818
- 3 Atkinson G, Davison RC, Nevill AM. Performance characteristics of gas analysis systems: what we know and what we need to know. *Int J Sports Med* 2005; 26 Suppl 1: S2–S10
- 4 Atkinson G, Nevill A. Method agreement and measurement error in the physiology of exercise. In: Winter EM, Jones AM, Davison RC, Bromley PD, Mercer TH (eds). *Sport and Exercise Physiology Testing Guidelines*. New-York: Routledge; 2006; 41–46
- 5 Babic J, Lenarcic J. *In vivo* determination of triceps surae muscle-tendo complex viscoelastic properties. *Eur J Appl Physiol* 2004; 92: 477–484
- 6 Bland JM, Altman DG. Applying the right statistics: analyses of measurement studies. *Ultrasound Obstet Gynecol* 2003; 22: 85–93
- 7 Blanpied P, Smidt GL. Human plantarflexor stiffness to multiple single-stretch trials. *J Biomech* 1992; 25: 29–39
- 8 Blanpied P, Smidt GL. The difference in stiffness of the active plantarflexors between young and elderly human females. *J Gerontol* 1993; 48: M58–63
- 9 Bosco C, Tihanyi J, Komi PV, Fekete G, Apor P. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 1982; 116: 343–349
- 10 Bouisset S, Goubel F. Integrated electromyographical activity and muscle work. *J Appl Physiol* 1973; 35: 695–702
- 11 Cook CS, McDonagh MJ. Measurement of muscle and tendon stiffness in man. *Eur J Appl Physiol* 1996; 72: 380–382
- 12 Cornu C, Goubel F. Musculo-tendinous and joint elastic characteristics during elbow flexion in children. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2001; 16: 758–764
- 13 Cornu C, Goubel F, Fardeau M. Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *J Physiol* 2001; 533 (Pt 2): 605–616
- 14 de Zee M, Voigt M. Moment dependency of the series elastic stiffness in the human plantar flexors measured *in vivo*. *J Biomech* 2001; 34: 1399–1406
- 15 Ettema GJ. Contractile behaviour in skeletal muscle-tendon unit during small amplitude sine wave perturbations. *J Biomech* 1996; 29: 1147–1155
- 16 Ettema GJ, Huijting PA. Series elastic properties of rat skeletal muscle: distinction of series elastic components and some implications. *Neth J Zool* 1993; 43: 306–325
- 17 Ettema GJ, Huijting PA. Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomech* 1994; 27: 1361–1368
- 18 Goubel F, Lensel-Corbeil G. *Biomécanique, éléments de mécanique musculaire*. Paris: Masson; 2003
- 19 Grieve DW, Cavanagh PR, Pheasant S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture In: Asmussen E, Jorgensen K (eds). *Biomechanics VI-A*, University Park Press, Baltimore; 1978; 405–412
- 20 Grosset JF, Mora I, Lambertz D, Perot C. Changes in stretch reflexes and muscle stiffness with age in prepubescent children. *J Appl Physiol* 2007; 102: 2352–2360
- 21 Grosset JF, Piscione J, Lambertz D, Perot C. Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol* 2009; 105: 131–139
- 22 Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000; 10: 361–374
- 23 Hill AV. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B* 1938; 126: 136–195
- 24 Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med* 2000; 30: 1–15
- 25 Huxley AF, Simmons RM. Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol (Lond)* 1971; 218: 59–60
- 26 Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Influences of tendon stiffness, joint stiffness, and electromyographic activity on jump performances using single joint. *Eur J Appl Physiol* 2007; 99: 235–243
- 27 Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 2007; 39: 1801–1810
- 28 Lambertz D, Goubel F, Kaspranski R, Perot C. Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol* 2003; 94: 490–498
- 29 Latash ML, Zatsiorsky VM. Joint stiffness: Myth or reality? *Hum Mov Sci* 1993; 12: 653–692
- 30 Maganaris CN, Paul JP. *In vivo* human tendon mechanical properties. *J Physiol* 1999; 521, Pt 1: 307–313
- 31 McHugh MP, Hogan DE. Effect of knee flexion angle on active joint stiffness. *Acta Physiol Scand* 2004; 180: 249–254
- 32 Morgan DL. Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol* 1977; 232: C45–49
- 33 Morgan DL, Proske U, Warren D. Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol* 1978; 282: 253–261
- 34 Rack PM. The behaviour of a mammalian muscle during sinusoidal stretching. *J Physiol* 1966; 183 (1): 1–14
- 35 Rack PM, Westbury DR. The short range stiffness of active mammalian muscle. *J Physiol* 1973; 229: 16P–17P
- 36 Rack PM, Westbury DR. The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J Physiol* 1974; 240: 331–350

- 37 *Shrout PE, Fleiss JL.* Intraclass correlations: Uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* 1979; 86: 420–428
- 38 *Sinkjaer T, Toft E, Andreassen S, Hornemann BC.* Muscle stiffness in human ankle dorsiflexors: intrinsic and reflex components. *J Neurophysiol* 1988; 60: 1110–1121

- 39 *Svantesson U, Takahashi H, Carlsson U, Danielsson A, Sunnerhagen KS.* Muscle and tendon stiffness in patients with upper motor neuron lesion following a stroke. *Eur J Appl Physiol* 2000; 82: 275–279



## **Annexe 3**

Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*

**NORDEZ A., FOURÉ A., DOMBROWSKI E., MARIOT J.P., CORNU C. & MCNAIR P.J.**

*Journal of Biomechanics, 43(2):379-381*



## Short communication

Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length–tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*A. Nordez<sup>a,\*</sup>, A. Fouré<sup>a</sup>, E.W. Dombroski<sup>b</sup>, J.-P. Mariot<sup>c</sup>, C. Cornu<sup>a</sup>, P.J. McNair<sup>b</sup><sup>a</sup> Université de Nantes, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance", EA 4334, UFR STAPS, Nantes, F-44000, France<sup>b</sup> Health and Rehabilitation Research Centre, Auckland University of Technology, Private Bag 92006, Auckland 1, New Zealand<sup>c</sup> Université du Maine, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance", EA 4334, UFR Sciences, Le Mans, F-72085, France

## ARTICLE INFO

## Article history:

Accepted 20 July 2009

## Keywords:

Passive force–length relationship  
Muscle–tendon unit  
Stiffness  
Slack length  
Optimization

## ABSTRACT

While the passive mechanical properties of a musculo-articular complex can be determined using the relationship between the articular angle and the passive torque developed in resistance to motion, the properties of different structures of the musculo-articular complex cannot be easily assessed. Recently, an elegant method has been proposed to estimate the passive length–tension properties of gastrocnemius muscle–tendon unit (Hoang et al., 2005). In the present paper, two improvements of this method are proposed to decrease the number of parameters required to assess the passive length–tension relationship from 9 to 2. Furthermore, these two parameters have physical meaning as they represent a passive muscle–tendon stiffness index ( $\alpha$ ) and the muscle–tendon slack length ( $l_0$ ).  $\alpha$  and  $l_0$  are relevant clinical parameters to study the chronic effects of aging, training protocols or neuromuscular pathologies on the passive mechanical properties of the muscle–tendon unit. Eight healthy subjects performed passive loading/unloading cycles at 5°/s with knee angle at 6 knee angles to assess the torque–angle relationships and to apply the modified method. Numerical optimization was used to minimize the squared error between the experimental and the modeled relationships. The experiment was performed twice to assess the reliability of  $\alpha$  and  $l_0$  across days. The results showed that the reliability of the two parameters was good ( $\alpha$ : ICC=0.82, SEM=6.1 m<sup>-1</sup>, CV=6.3% and  $l_0$ : ICC=0.83, SEM=0.29 cm, CV=0.9%). Using a sensitivity analysis, it was shown that the numerical solution was unique. Overall, the findings may provide increased interest in the method proposed by Hoang et al. (2005).

© 2009 Elsevier Ltd. All rights reserved.

## 1. Introduction

In humans, the passive mechanical properties of a musculo-articular complex, including structures spanning the joint (Riemann et al., 2001), can be determined using the relationship between the articular angle and the passive torque developed in resistance to motion (Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998; McNair et al., 2001, 2002; Nordez et al., 2008, 2009). However, these properties represent global passive joint mechanical properties, and the contributions of different structures of the musculo-articular complex cannot be easily determined. In that framework, Hoang et al. (2005) have recently proposed an elegant method to assess the passive length–tension properties of human gastrocnemius muscle–tendon unit *in vivo*. Therefore, this methodology has important applications for understanding the behavior of the muscle–tendon complex *in vivo* as demonstrated by recent works by the same group (Hoang et al., 2007a, b, 2009).

The method proposed by Hoang et al. (2005) is based on the reasonable assumption that the gastrocnemius muscle–tendon unit is the major structure that crosses both ankle and knee joints and that it produces a significant passive torque during the ankle motion. Experiments are then performed at different knee angles to obtain its influence upon the passive torque–angle relationships of the ankle. Thereafter, numerical optimization is used to minimize the squared error between the experimental and the modeled relationships. In the method of Hoang et al. (2005), 3 parameters are required to model each of the 3 contributions to the external torque: (i) mono-articular structures in plantar aspect of the ankle, (ii) mono-articular structures in dorsal aspect of the ankle and (iii) bi-articular structures crossing ankle and the knee joints (i.e., the gastrocnemius muscle–tendon unit). The passive force–length relationship of the *gastrocnemii* is then reconstructed using the level arm estimated from the Grieve's Model (Grieve et al., 1978) and the parameters determined for (iii). However, using such optimization with 9 parameters, it is quite difficult to verify the uniqueness of the numerical solution, and the parameters estimated for (i) and (ii) may influence the parameters of (iii). The presence of several numerical solutions may explain

\* Corresponding author.

E-mail address: [antoine.nordez@univ-nantes.fr](mailto:antoine.nordez@univ-nantes.fr) (A. Nordez).

the lack of reliability for some parameters in the study of Hoang et al. (2005).

In the present paper, two techniques are utilized to improve the methodology proposed by Hoang et al. (2005). They involve decreasing the number of parameters required to reconstruct the passive force–length relationship. These parameters could be relevant for clinical studies that would aim to assess changes in the passive muscle–tendon mechanical properties.

## 2. Material and method

Eight healthy males ( $24.3 \pm 3.0$  years, height:  $177.0 \pm 7.8$  cm and weight:  $72.2 \pm 7.7$  kg) volunteered to participate in the present study. All procedures were approved by the University Ethics Committee and all subjects signed a document of informed consent.

After a familiarization session, the maximal range of motion in dorsiflexion was determined. The subject was placed into the dynamometer and the foot was slowly manually dorsiflexed. The subject stopped the motion when the maximal tolerable stretch was reached (Nordez et al., 2006, 2008). This test was repeated three times, and the maximal angle of these three trials was considered as the maximal range of motion in dorsiflexion. The maximal range of motion was determined with the knee set at  $0^\circ$  and  $80^\circ$ . Then, the subjects performed 5 loading/unloading cycles on a Biodex dynamometer (Biodex medical, Shirley, NY, USA) set in a passive mode at  $5^\circ/\text{s}$  at each of the following knee angles (Fig. 1A):  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  and  $80^\circ$  in a randomized order ( $0^\circ$ =knee fully extended), with 5 min rest between each set of the 5 cycles. For all these loading/unloading cycles, the maximal angle in plantarflexion was  $20^\circ$  of the plantarflexion. The maximal angle in dorsiflexion for the cycles with the knee angle at  $0^\circ$  and  $80^\circ$  was set at 80% of the maximal range of motion previously determined at the corresponding knee angles. At  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  and  $60^\circ$  of the knee angle, the maximal angle in dorsiflexion was increased with a constant step between 80% of the maximal range of motion at  $0^\circ$  until 80% of the maximal range of motion at  $80^\circ$ . Since no significant changes in passive musculo-articular mechanical properties occurred between the fourth and the fifth cycle (McNair et al., 2002; Nordez et al., 2009), the fifth cycle was considered for the analysis for each knee angle test. Subjects were tested twice at the same hour with two days between sessions.

Bipolar electrodes (Delsys DE 02.3, Delsys Inc, Boston, USA) were placed on *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis*, *soleus* and *tibialis anterior* with a 10 mm interelectrode distance according to the recommendations of the surface electromyography for the non-invasive assessment of muscle project (SENIAM) (Hermens et al., 2000). Using electromyographic feedback, the subjects and the experimenter were able to visualize any muscle activity, and subjects were asked to be as relaxed as possible. Electromyographic activity was normalized to activity recorded from a maximal isometric contraction performed at the end of the testing session. A requirement was that EMG activity was less than 1% of that recorded during the maximal contraction (McNair et al., 2001, 2002). This was achieved in all subjects.

Mechanical (torque, angle and angular velocity provided by the Biodex dynamometer) and electromyographic signals were collected synchronously at 1000 Hz with analog/digital converter (Bagnoli 16, Delsys Inc, Boston, USA). All the collected data were stored in a computer hard drive for further analyses.

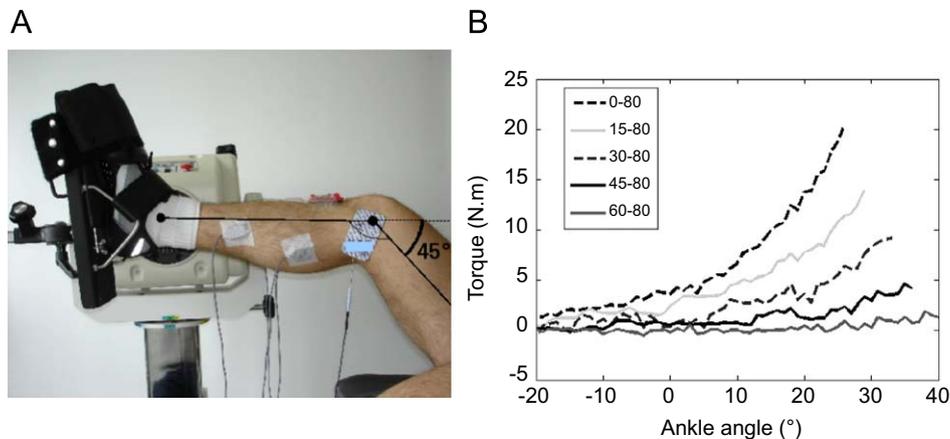


Fig. 1. (A) Position of the subject on the dynamometer and (B) typical example of plantarflexors muscles' torque–angle relationships: differences between torque–angle relationships obtained at the different knee angles and at  $80^\circ$  were calculated to perform the optimization (see text).

The improvements of the original methods were

1. An optimization procedure performed on the differences between the torque–angle relationships obtained at  $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$ ,  $60^\circ$  and  $80^\circ$  of the knee angle (Fig. 1B). Thus, contributions of mono-articular structures (i) and (ii) were removed and the contributions of the gastrocnemius could be determined directly, according to the following equation:

$$T_k - T_{80} = m_G(F_{Gk} - F_{G80}) \quad (1)$$

where  $T_k$  and  $F_{Gk}$  are the ankle torque and the gastrocnemius force determined at different knee angles ( $0^\circ$ ,  $15^\circ$ ,  $30^\circ$ ,  $45^\circ$  and  $60^\circ$ );  $T_{80}$  and  $F_{G80}$  are the ankle torque and the gastrocnemius force determined at  $80^\circ$  of knee angle, respectively,  $m_G$  is the gastrocnemius level arm assessed using Grieve et al. model (1978). Using this new optimization scheme, the number of parameters required to determine  $F_G$  dropped from 9 to 3.

2. The exponential model used in the study of Hoang et al. (2005) to compute  $F_G$  was replaced with the Sten–Knudsen Model (Sten–Knudsen, 1953; Nordez et al., 2006):

$$F_G = \frac{E_0}{\alpha} (e^{\alpha(l-l_0)} - 1) \quad \text{if } l > l_0 \quad (2)$$

$$F_G = 0 \quad \text{if } l < l_0$$

where  $l$  is the gastrocnemius length (assessed using Grieve's model),  $E_0$  and  $\alpha$  are parameters determined using the optimization that concerns the muscle

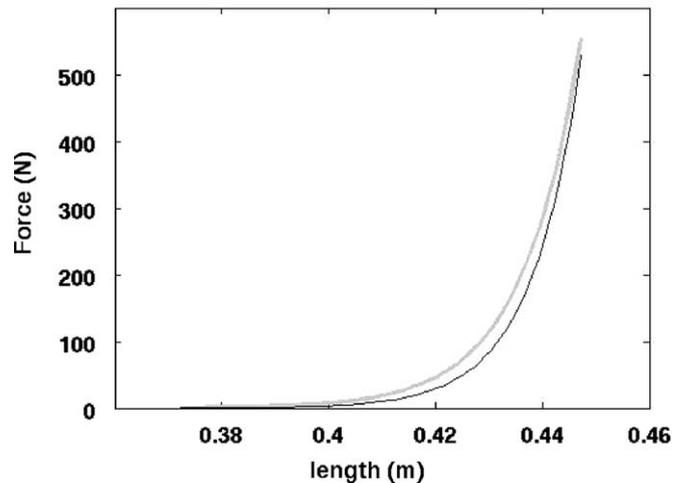
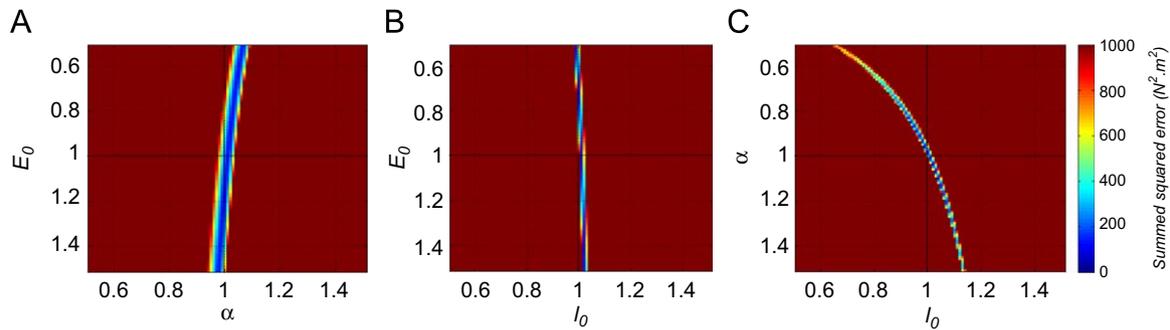


Fig. 2. Typical example of gastrocnemii's force–length relationships obtained using the original method of Hoang et al. (2005) (gray line) and the proposed method (black line).



**Fig. 3.** Typical results of the sensitivity analysis. Color maps of the summed squared difference between the experimental and the modeled results as functions of  $E_0$  and  $\alpha$  (A),  $E_0$  and  $l_0$  (B) and  $\alpha$  and  $l_0$  (C) (see material and method section for parameter signification). Parameter values are expressed as the ratio of values found with the optimization (i.e., 1.0 represents the actual value found with the optimization).

stiffness, and  $l_0$  the gastrocnemius slack length determined using the optimization.

Using this exponential model the gastrocnemius stiffness ( $S_G$ , i.e., the derivative of the force in respect to the muscle length) can be written as

$$S_G = \alpha \times F_G + E_0 \quad (3)$$

Therefore, the parameters of the Sten–Knudsen Model have physical meaning since  $\alpha$  represents a stiffness index,  $E_0$  represents the stiffness for a null force (Nordez et al., 2006) and  $l_0$  the gastrocnemius slack length. It was then hypothesized that  $E_0$  has a much lower influence than  $\alpha$  and  $l_0$ . Thus, the number of important parameters required to determine the passive force–length relationship of the gastrocnemius muscle could be decreased to 2.

The 3 parameters of the Eq. (2) were determined by minimizing the squared difference between the experimental and the modeled (Eqs. (1) and (2)) responses using Matlab (The Mathworks, Natick, USA) and the optimization toolbox (Levenberg–Marquard algorithm). Initial values of the three parameters were chosen as  $0.03 \text{ N m}^{-1}$ ,  $70 \text{ m}^{-1}$  and  $0.3 \text{ m}$  for  $E_0$ ,  $\alpha$ , and  $l_0$ , respectively. A pilot study had shown that the results were unaffected by these initial values. A sensitivity analysis was performed on the three remaining parameters to determine whether the solution was unique. The 9 parameters of the initial method were also calculated as described in Hoang et al. (2005) to compare the obtained force–length relationships.

### 3. Results

For each subject, the reconstructed force–length relationship assessed using the novel method slightly underestimated the force in comparison to the force obtained using the original method (Fig. 2).

Reliability was good for  $\alpha$  (ICC=0.82, SEM=6.1  $\text{m}^{-1}$ , CV=6.3%) and  $l_0$  (ICC=0.83, SEM=0.29 cm, CV=0.9%) while the reliability was low for  $E_0$  (ICC=0.49, SEM=0.26  $\text{N m}^{-1}$ , CV=128%).

Fig. 3 is a typical example for one subject but similar results were found for all the subjects. It can be seen in Fig. 3A and B that  $E_0$  has no notable influence on the force–length relationship, validating our initial hypothesis and showing that only two important parameters ( $\alpha$  and  $l_0$ ) were required to assess the passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle–tendon unit. In addition, Fig. 3C shows that the numerical solution is unique.

### 4. Conclusion

It was demonstrated that the passive mechanical properties of the gastrocnemius can be determined by a unique numerical solution using only 2 reliable parameters ( $\alpha$  and  $l_0$ ) in comparison to the 9 parameters that are required in the method proposed by Hoang et al. (2005). Thus, our findings may provide increased interest in the method proposed by Hoang et al. (2005).

It can be noticed that the Hoang’s method includes the extraction of the mono-articular structure contributions. These contributions

cannot be directly assessed with the method proposed in the present paper. For that purpose, once the bi-articular contribution is assessed using the improved method, the mono-articular contribution can be easily estimated using a second optimization on the data removed by the differences of the Eq. (1).

Changes in the passive muscle force can be due to both muscle resting length and/or tissue stiffness changes. Therefore,  $l_0$  and  $\alpha$  could be used to dissociate changes related in muscle–tendon length and the changes in muscle–tendon stiffness, respectively. Thus, these parameters seem relevant for clinical studies that might be interested in the effects of aging, training protocols or neuromuscular pathologies on the passive mechanical properties of the muscle–tendon unit.

### Conflict of interest

None of the authors have any financial and personal relationships with other people or organizations that could inappropriately influence this work.

### References

- Gajdosik, R.L., 2001. Passive extensibility on skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clinical Biomechanics* 16, 87–101.
- Grieve, D.W., Cavanagh, P.R., Pheasant, S., 1978. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen, E., Jorgensen, K. (Eds.), *Biomechanics VI-A*. University Park Press Baltimore, pp. 405–412.
- Hermens, H.J., Frericks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedure. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 10, 361–374.
- Hoang, P.D., Gorman, R.B., Todd, G., Gandevia, S.C., Herbert, R.D., 2005. A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *Journal of Biomechanics* 38, 1333–1341.
- Hoang, P.D., Herbert, R.D., Gandevia, S.C., 2007a. Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius *in vivo*. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39, 849–857.
- Hoang, P.D., Herbert, R.D., Todd, G., Gorman, R.B., Gandevia, S.C., 2007b. Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons *in vivo*. *Journal of Experimental Biology* 210, 4159–4168.
- Hoang, P., Saboisky, J.P., Gandevia, S.C., Herbert, R.D., 2009. Passive mechanical properties of gastrocnemius in people with multiple sclerosis. *Clinical Biomechanics* 24, 291–298.
- McNair, P.J., Dombroski, E.W., Hewson, D.J., Stanley, S.N., 2001. Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to holds and continuous passive motion. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 33, 354–358.
- McNair, P.J., Hewson, D.J., Dombroski, E., Stanley, S.N., 2002. Stiffness and passive peak force changes at the ankle joint: the effect of different joint angular velocities. *Clinical Biomechanics* 17, 536–540.
- Nordez, A., Cornu, C., McNair, P., 2006. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics* 21, 755–760.
- Nordez, A., Casari, P., Cornu, C., 2008. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *European Journal of Applied Physiology* 103, 243–250.

- Nordez, A., McNair, P.J., Casari, P., Cornu, C., 2009. Effects of cyclic stretching on passive mechanical properties of the knee joint: influence of stretching velocity. *Clinical Biomechanics* 23, 77–81.
- Magnusson, S.P., 1998. Passive properties of human skeletal muscle during stretch manoeuvres: a review. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports* 8, 65–77.
- Riemann, B.L., DeMont, R.G., Ryu, K., Lephart, S.M., 2001. The effects of sex, joint angle and the gastrocnemius muscle on the passive ankle joint complex stiffness. *Journal of Athletic Training* 36, 369–375.
- Sten-Knudsen, O., 1953. Torsional elasticity of the isolated cross-striated muscle fibre. *Acta Physiologica Scandinavica* 28, 1–240.

# **Annexe 4**

Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties

**FOURÉ A., NORDEZ A., & CORNU C.**

*Journal of Applied Physiology, 109:849-854*

# Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties

Alexandre Fouré, Antoine Nordez, and Christophe Cornu

Université de Nantes, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance," UFR STAPS, Nantes, France

Submitted 8 October 2009; accepted in final form 22 June 2010

**Fouré A, Nordez A, Cornu C.** Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol* 109: 849–854, 2010. First published June 24, 2010; doi:10.1152/jappphysiol.01150.2009.—The aim of this study was to determine the effects of 14 wk of plyometric training on mechanical properties of the Achilles tendon. Nineteen subjects were randomly assigned to trained or control group. Cross-sectional area (CSA), stiffness, and dissipation coefficient of the Achilles tendon were measured before and after the training period. In the trained group, a decrease in dissipation coefficient ( $-35.0\%$ ;  $P < 0.05$ ) and an upward trend in stiffness ( $+24.1\%$ ) of the Achilles tendon was found, without any changes in Achilles tendon CSA ( $P > 0.05$ ). Plyometric training enhances the muscular tension transmission mainly through a reduction in energy dissipated by the tendon. The lack of changes in the Achilles tendon CSA indicates that changes in mechanical properties would mainly result from a qualitative change in tendinous tissues rather than from changes in the geometry of the Achilles tendon.

hysteresis; energy; cross-sectional area; jump training

PLYOMETRIC TRAINING IS KNOWN to improve vertical jump performances (9, 22). During a plyometric exercise, the mechanical properties of the Achilles tendon, such as stiffness and dissipative properties, underlie the elastic energy storage-recoil process and the transmission of muscular tension (4). These mechanical properties may also play a role in debilitating injuries, including Achilles tendon rupture or tendinopathy (46).

It has been shown that strength and stretch training induce changes in the stiffness and dissipative properties of the Achilles tendon (19, 21). The results of previous studies on the effects of plyometric training on Achilles tendon stiffness remain conflicting. Burgess et al. (6) and Wu et al. (47) found an increase in Achilles tendon stiffness after 6 and 8 wk of plyometric training, respectively, whereas Kubo et al. (22) found no significant change in Achilles tendon stiffness after 12 wk of plyometric training.

Although Achilles tendon stiffness is considered an important mechanical property of the tendon, dissipative properties also influence the functional behavior of the tendon. Thus, during the loading and unloading of the tendon, the force-length relationship of the Achilles tendon classically displays a hysteresis, demonstrating the ability of the tendon to dissipate energy (23). This energy dissipation indicates that the muscular tension is not fully transmitted to the skeleton. Considering the process of plyometric training, if this hysteresis were to be decreased, the efficiency of the storage-recoil process in the tendon structure could be increased after 14 wk of strength

training, as shown by Reeves et al. (37). Surprisingly, changes in dissipative properties of the tendon have received little attention in the literature. To our knowledge, only one recent study has demonstrated that, astonishingly, the hysteresis characteristics of the tendon remained unchanged after 8 wk of plyometric training (47), contrasting with results obtained after 8 wk of combined strength and stretching training (19) (i.e., decrease in hysteresis). The plyometric training period of 8 wk may have been too brief to result in significant changes in the dissipative properties of the tendon. The effects of plyometric training on the dissipative properties of the tendon remain unclear. Hence, it is germane to assess tendon adaptation after a longer training period.

In addition, changes in the mechanical properties of the Achilles tendon after training may be due to changes in qualitative properties of the tendinous tissue (i.e., intrinsic mechanical properties of tendinous tissues) and/or changes in geometric parameters of the Achilles tendon structure (27). A review of the literature has revealed only one study that has investigated changes in Achilles tendon cross-sectional area (CSA) after plyometric training. These authors found no change in tendon CSA after 12 wk of plyometric training (22).

A comprehensive assessment of the geometric properties of the Achilles tendon (i.e., length and CSA) is needed to discuss the nature of the potential physiological mechanisms involved in the changes in mechanical properties after plyometric training.

The aim of the present study was to determine effects of 14 wk of plyometric training on the stiffness, dissipative properties, and geometric parameters of the Achilles tendon.

## MATERIALS AND METHODS

**Subjects.** Nineteen men volunteered to participate in this study and were randomly assigned to the trained group ( $n = 9$ ,  $18.8 \pm 0.9$  yr,  $177.3 \pm 6.2$  cm,  $68.4 \pm 6.5$  kg) or control group ( $n = 10$ ,  $18.9 \pm 1.0$  yr,  $179.8 \pm 5.4$  cm,  $73.3 \pm 8.0$  kg). All subjects were involved in regular sport practices ( $10.5 \pm 6.2$  h/wk) and did not change their usual activity during the period of the study. Subjects were fully informed about the nature and the aim of the study before they signed a written consent form. This study was conducted according to the Helsinki Statement and has been approved by the local ethics committee.

**Training.** The plyometric training program consisted of standardized jumping protocols that have been defined in the literature (7, 36, 42). Specifically, the subjects performed the following: 1) squat jumps (SJ), defined as vertical jumps without prior counter-movement; 2) vertical counter movement jumps (CMJ); 3) drop jumps [i.e., hopping, jumps from either low (40 cm), medium (60 cm), or high (80 cm) platforms]; and 4) a series of jumps over hedges alternating between one foot and both feet. A constant increase in the number of exercises, the number of jumps per exercise, and intensity of the exercises (series of jumps from platforms where the height was increased) was performed. The duration of the training period was 14

Address for reprint requests and other correspondence: A. Nordez, Laboratoire "Motricité, Interactions, Performance" (EA 4334), UFR STAPS—Université de Nantes, 25 bis Bd Guy Mollet, 44 322 Nantes cedex 3, France (e-mail: antoine.nordez@univ-nantes.fr).

wk and included 34 one-hour sessions for a total of ~6,800 jumps (from 200 to 600 jumps/session).

**Experimental design.** All of the subjects of the trained group participated in three testing sessions before (pre-tests) and 1 wk after the end of the plyometric training period (post-tests). Untrained subjects were retested 15 wk after their respective baseline evaluation. The three independent testing sessions were performed on different days in a randomized order and were defined as follows: 1) a jump test session to determine performances in SJ, CMJ, and reactive jump (RJ); 2) a session to assess Achilles tendon mechanical properties (i.e., stiffness and dissipative properties) during isometric plantar flexion; and 3) a session to assess Achilles tendon geometric parameters (i.e., CSA and length).

**Jump performances.** Performances in SJ, CMJ, and RJ were determined for all subjects, using Bosco's jumping mat (Ergojump, Globus Italia, Codogne, Italy). The SJ was performed with a start angle of 90° of knee flexion. The maximal heights in SJ and CMJ were determined from the maximum of three trials. Average height in the eight RJ without knee flexion was also assessed. During all jump tests, subjects were instructed to place hands on their hips to minimize contribution of the arms during the jumps. The test was repeated if the subject did not adhere to the specific jumping protocol.

**Achilles tendon geometric parameters.** Measurements of the Achilles tendon CSA were performed by ultrasonographic imaging scans (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA) with an electronic linear array probe (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips Medical Systems, Andover, MA). Subjects were positioned in a prone position on an examination couch with legs fully extended, with the ankle angle at 90°. A stand-off pad was placed over the posterior aspect of the ankle. CSA measurements were performed in the transverse plane with the transducer perpendicular to the Achilles tendon at the level of the medial malleolus (48). Images were saved to a hard disk, and CSA was determined using open-source digital measurement software (Image J, NIH, Bethesda, MD). The CSA was averaged over at least three images. Achilles tendon length (L) was defined as the distance between the most distal identifiable portion of the gastrocnemius medialis muscle (23, 39) and Achilles tendon insertion on calcaneum, measured via ultrasonography. L was measured by using a ruler (30).

**Achilles tendon mechanical properties.** A Biodex System 3 Research (Biodex Medical, Shirley, NY) isokinetic dynamometer was used to measure the external torque, ankle joint angle, and ankle joint angular velocity during a muscular contraction. Subjects were positioned prone with their legs fully extended. Thighs, hips, and shoulders were secured by adjustable lap belts and were held in position as previously described (9, 33). The right ankle joint was securely strapped to a footplate connected to the arm of the dynamometer. The input axis of the dynamometer was carefully aligned with the supposed rotational axis of the right ankle joint. External torque, ankle angle, and angular velocity were sampled at 1,000 Hz using an analog-to-digital converter (National Instrument, Delsys, Boston, MA) and stored on a hard drive using EMGWorks 3.1 software (Delsys) for further analysis.

The session that assessed the mechanical properties of Achilles tendon included the following protocols. 1) A warm-up consisting of constant submaximal isometric plantar flexion. 2) Two maximal voluntary isometric contractions in plantar flexion and dorsi flexion, with the knee fully extended at an ankle angle of 90°. The maximal isometric torque in plantar flexion (MVC) was then determined as the maximal value for the two trials. The maximal rate of torque development in plantar flexion (RTD<sub>max</sub>), defined as the maximal slope of the torque-time relationship, was also characterized for the two MVC trials. 4) Familiarization trials to perform a constant increase in isometric torque in plantar flexion, from a relaxed state to 90% of MVC within 5 s, followed by a constant decrease in isometric torque, from 90% of MVC to the rest state within 5 s. Visual feedback was used to regulate and train the subjects for this task. 5) Five trials of

constant isometric torque development in plantar flexion as described in *point 3* were then performed by each subject with 2 min of rest between each trial. Displacement of the distal myotendinous junction of the gastrocnemii was measured during the test using ultrasonography. The linear array probe mounted on an externally fixed bracket was strapped onto the skin of subjects to obtain longitudinal ultrasonic images of the distal myotendinous junction of the gastrocnemii.

Ultrasonographic videos were recorded on a hard disk at 25 Hz. To synchronize the torque signal and ultrasonographic images from the videos, the signal of the switch used to start the video was also recorded using the Delsys system. A selection of 40 images, comprised of 20 images equally spaced from both the loading and unloading phases of torque development, were collected (Adobe Premiere Elements, Adobe Systems, San Jose, CA) from each trial. Displacements of the myotendinous junction were quantified on these 40 images using open-source digital measurement software (Image J).

The ankle joint torque measured by the dynamometer was converted to tendon force (Ft) using Eq. 1 (3):

$$F_t = T / m_g \quad (1)$$

where T is the ankle joint torque and  $m_g$  is the moment arm length of gastrocnemii at 0°, which was estimated from the limb length of each subject (12). Myotendinous junction displacement is classically attributed to both angular rotation and contractile tension, since any angular joint rotation occurs in the direction of ankle plantar flexion during an "isometric" contraction (1, 25). This myotendinous junction displacement determined during isometric contraction is usually corrected by the displacement of the myotendinous junction attributed to joint rotation alone (i.e., during passive stretching on range of motion, between 0 and 20° in plantar flexion) (1, 25). In the present study, corrections were applied using an electronic goniometer (Biopac Systems, Santa Barbara, CA) synchronized with the analog signals and ultrasonic images (24). The ratio of the calculated Ft and the corrected elongation ( $\Delta L$ ) (i.e., displacement of myotendinous junction) were used to calculate the stiffness of the Achilles tendon.

The Ft- $\Delta L$  relationship is classically curvilinear, consisting of an initial region (toe region), characterized by a large increase in  $\Delta L$  with increasing force, and a linear region after the toe region. In the present study, the Ft and  $\Delta L$  values from the ascending curve between 50 and 90% of minimal MVC (i.e., determined before and after intervention period) were fitted to a linear regression equation, the slope of which was defined as the Achilles tendon stiffness ( $S_{AT}$ ) (19). In addition, a stiffness index ( $SI_{SK}$ ) was determined from a Sten-Knudsen model (34, 43) fitted to the Ft and  $\Delta L$  values. Thus the  $SI_{SK}$  allows the assessment of changes in stiffness, independent of tendon force changes.

The maximal elongation was defined as  $\Delta L_{max}$ . Areas under the ascending and descending phases of the curve were calculated and represent the potential elastic energy stored ( $E_S$ ) and recoiled energy ( $E_R$ ), respectively (23, 32, 35). From these parameters, a dissipation coefficient (DC) was calculated by using Eq. 2:

$$DC : (E_S - E_R) / 1 \quad (2)$$

**Statistics.** After checking the distribution of data, parametric statistical tests were performed using Statistica software (Statsoft, Tulsa, OK). Two-way multivariate ANOVA (group  $\times$  test) were performed to assess the statistical significance of changes in jump performances, MVC, RTD<sub>max</sub>,  $\Delta L_{max}$ , L, CSA,  $S_{AT}$ , normalized stiffness ( $S_{AT}/CSA$ ),  $SI_{SK}$ , and DC. A Newman-Keuls post hoc analysis was conducted where appropriate. The critical level of significance in the present study was set at  $P < 0.05$ .

**Reliability.** A pilot study was conducted on seven subjects (25.4  $\pm$  2.4 yr, 178.7  $\pm$  8.8 cm, 72.8  $\pm$  9.9 kg) in conjunction with the present study to assess the reliability of the methods to determine the MVC, the RTD<sub>max</sub>, and the geometric and mechanical properties of the Achilles tendon. Two repeated testing sessions completed at the same

Table 1. Reliability assessment for each parameters

Day-to-Day Reliability (2,k)	ICC	CV, %	SE
MVC, N·m	0.93	5.7	5
RTD <sub>max</sub> , N·m/s	0.91	7.2	63
L, mm	0.95	1.9	4
rL <sub>max</sub> , mm	0.95	4.1	0.7
CSA, mm <sup>2</sup>	0.99	2.2	0.8
SI <sub>SK</sub> , mm <sup>-1</sup>	0.98	9.6	0.013
S <sub>AT</sub> , N/mm	0.98	4.7	17.5
S <sub>AT</sub> /CSA, N/mm <sup>3</sup>	0.99	3.2	0.22
DC, %	0.94	20.0	4.6

Intraclass correlation coefficient (ICC), variation coefficient (CV), and standard error of the mean (SE) were calculated to establish day-to-day reliability for maximal voluntary contraction (MVC), maximal rate of torque development (RTD<sub>max</sub>), Achilles tendon length (L), Achilles tendon maximal elongation (rL<sub>max</sub>), Achilles tendon cross-sectional area (CSA), Sten-Knudsen stiffness index (SI<sub>SK</sub>), tendon stiffness (S<sub>AT</sub>), and dissipation coefficient (DC) of the Achilles tendon during isometric contraction and relaxation.

time of day with 2 days of rest in between were performed. Intraclass correlation coefficients (ICC) (8) were calculated and are presented in Table 1 (ICC ranged from 0.82 to 1.00). In addition, the standard error of the mean and coefficient of variation associated with each ICC were calculated (Table 1). These results support the reliability of the methods proposed in the present study described herein.

## RESULTS

An interaction between “group” and “test” factors was found for SJ, CMJ, and RJ performances ( $P < 0.05$ ). For the trained group, a significant increase in height was shown in the SJ (mean: +11.0%;  $P < 0.001$ ), CMJ (mean: +7.4%;  $P < 0.02$ ), and average performance on eight RJ (mean: +27.7%;  $P < 0.001$ ). A significant increase in MVC was also seen for the trained group (+5.2%;  $P < 0.01$ ), whereas no significant change in RTD<sub>max</sub> was found ( $P = 0.10$ ) (Table 2). For the control group, no significant changes were observed for any of the considered parameters ( $P > 0.05$ ).

The mean relationships between Ft and  $\Delta L$  for both groups are presented in Fig. 1. Linear regression and the Sten-Knudsen model applied on individual Ft- $\Delta L$  curves showed a very good correlation coefficient (mean  $R^2 = 0.98 \pm 0.02$  and  $0.99 \pm 0.01$ , respectively), which allowed the calculation of S<sub>AT</sub> and SI<sub>SK</sub>, respectively.

No significant difference was found at baseline between control and trained groups for all the parameters. Interactions

Table 2. Functional performances for trained and control groups

	Trained Group		Control Group	
	Pretest	Posttest	Pretest	Posttest
SJ maximal height, cm	37.5 ± 4.4	41.5 ± 4.2*	34.7 ± 7.8	35.5 ± 8.3
CMJ maximal height, cm	44.5 ± 4.8	47.5 ± 3.8†	40.3 ± 7.8	39.5 ± 6.9
Average height on 8 RJ, cm	32.3 ± 5.1	40.6 ± 3.0*	27.8 ± 2.8	25.2 ± 4.2
MVC, N·m	133 ± 16	141 ± 18‡	131 ± 16	132 ± 15
RTD <sub>max</sub> , N·m/s	1,389 ± 447	1,490 ± 426	1,448 ± 362	1,386 ± 331

Jump performances (SJ, squat jump; CMJ, counter movement jump; RJ, reactive jump), MVC, and RTD<sub>max</sub> in trained and control groups before (pretest) and after (posttest) 14 wk of plyometric training. Results are presented as means ± SD. Post hoc test: \* $P < 0.001$ ; † $P < 0.02$ ; ‡ $P < 0.01$ .

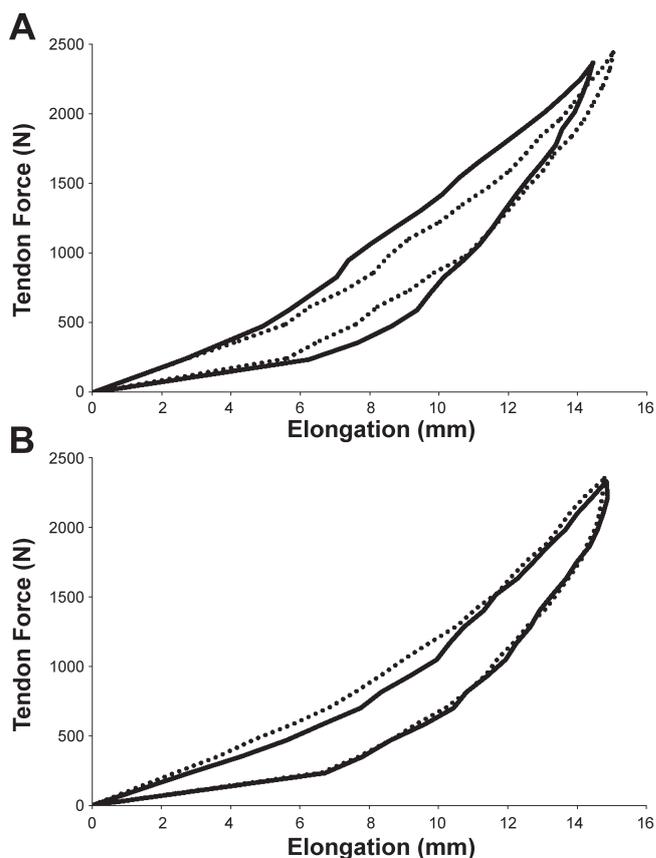


Fig. 1. Mean relationship between the tendon force (Ft) and the Achilles tendon elongation ( $\Delta L$ ) in the trained group (A) and the control group (B) in pretest (solid line) and posttest (broken line). Standard deviation bars were removed for clarity.

were found between “group” and “test” factors on SI<sub>SK</sub>, S<sub>AT</sub>, S<sub>AT</sub>/CSA, and DC ( $P < 0.05$ ) (Table 3; Fig. 2). Individual changes in S<sub>AT</sub> and DC are also shown on Fig. 2. Significant increases of 24.1 and 65.2% in S<sub>AT</sub> and SI<sub>SK</sub> were found for the trained group ( $P < 0.05$ ). Concerning normalized stiffness (i.e., S<sub>AT</sub>/CSA), a significant increase of 21.0% was observed ( $P < 0.05$ ), and a decrease of 35.0% in DC was determined for the trained group ( $P < 0.05$ ). There was no significant effect of training on L,  $\Delta L_{max}$ , and CSA ( $P > 0.05$ ) (Table 3). For the control group, no significant changes were observed, whatever the considered parameters ( $P > 0.05$ ).

Table 3. Tendon geometric and mechanical parameters for trained and control groups

	Trained Group		Control Group	
	Pretest	Posttest	Pretest	Posttest
L, mm	199 ± 24	200 ± 25	198 ± 24	200 ± 25
$\Delta L_{max}$ , mm	14.5 ± 2.8	15.1 ± 2.5	14.8 ± 2.1	14.8 ± 2.8
CSA, mm <sup>2</sup>	55.6 ± 12.2	57.3 ± 13.1	53.8 ± 9.7	55.3 ± 8.6
SI <sub>SK</sub> , mm <sup>-1</sup>	0.09 ± 0.07	0.11 ± 0.06	0.13 ± 0.07	0.09 ± 0.07
S <sub>AT</sub> /CSA, N/mm <sup>3</sup>	4.40 ± 2.47	5.54 ± 3.74*	5.54 ± 2.25	5.15 ± 2.55

Achilles tendon L,  $\Delta L_{max}$ , CSA, SI<sub>SK</sub>, and S<sub>AT</sub>/CSA before and after plyometric training period for both control and trained groups. Results are means ± SD. Post hoc test: \* $P < 0.01$ .

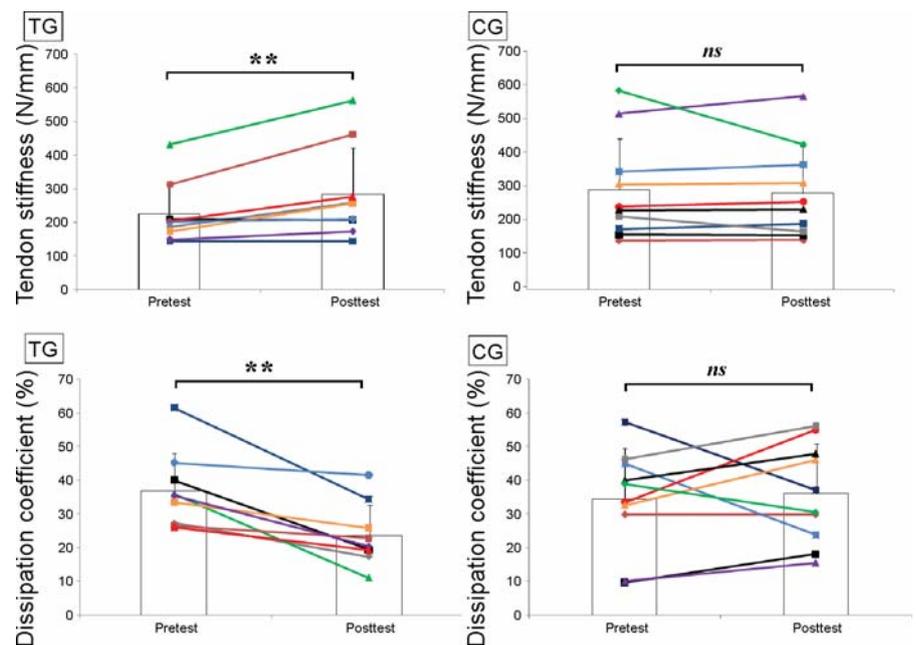


Fig. 2. Mean  $\pm$  SD and individual values of the tendon stiffness and the dissipation coefficient between pretest and posttest for both trained (TG) and control (CG) groups. ns, Nonsignificant. \*\*Significant difference ( $P < 0.05$ ).

## DISCUSSION

The aim of the present study was to determine the effects of 14 wk of plyometric training on the stiffness and dissipative properties of the Achilles tendon. The main results revealed a decrease in the dissipation coefficient of the Achilles tendon ( $-35.0\%$ ,  $P < 0.05$ ) as a result of training without any changes in geometric parameters (i.e., CSA and  $L$ ;  $P > 0.05$ ).

The increases in jump performances (between 7.4 and 27.7% according to the respective jump form) and MVC (+5.2%) after the plyometric training for the trained group are in agreement with published results from the literature. For example, a meta-analytic review reported an increase of 4.7 and 8.7% in SJ and CMJ performances, respectively, after 4–24 wk of plyometric training (29). In addition, a 13% increase in MVC has been reported after a similar training protocol (22). The values and change in  $RTD_{max}$  assessed in the present study are also in close agreement with other studies (15). The upward trend in  $RTD_{max}$  of 12.7% ( $P = 0.10$ ) has been shown to exist after plyometric training (6). Therefore, jumps, MVC, and  $RTD_{max}$  results obtained in the present study demonstrate the functional efficiency of the described plyometric training program herein.

Nevertheless, some methodological points of the present study should be discussed before further discussion. First of all, the reliability of the methods proposed to study changes in tendon mechanical properties may limit the ability to detect small changes in some parameters. However, a satisfactory reliability for all of the parameters is reported in Table 1, indicating that they could be used to assess the effects of a chronic intervention.

Second, the relative contribution of muscles other than the triceps surae to active plantar flexion torque is not taken into account in the present study. This is the situation for many other studies determining effects of chronic intervention on Achilles tendon mechanical properties (e.g., Refs. 17–20, 28, 37, 44). Nevertheless, the relative contribution of the triceps surae muscles and other muscles to active ankle plantar flexor

torque could have changed in a different way in subjects who do and do not undertake plyometric training. The contribution of the triceps surae muscles to active plantar flexion torque could be estimated from relative physiological CSA (11). In an additional study, architectural parameters and CSA of the triceps surae muscles (i.e., averaged on three levels of the lower leg length) were assessed using ultrasonography. No significant change was found in pennation angle, fascicle length, and CSA for each muscle of the triceps surae ( $P > 0.05$ ). Architectural parameters and CSA of the other muscles involved in plantar flexion torque were not assessed in the present study, but the contribution of other muscles to plantar flexion torque production is limited to  $\sim 20\%$  in our experiments (2, 31, 45). Thus even a significant change of  $\sim 10\%$  of the PCSA of the other muscles should have a minor influence on the results of the present study ( $\sim 2\%$ ). Therefore, considering the magnitude of the changes in  $S_{AT}$  and DC (i.e., +24 and 35%, respectively, for the trained group), the contribution of other muscles is likely to have a minor influence on the results of the present study concerning the effects of plyometric training.

In addition, due to an increase (i.e., +5.2%) of the MVC after the training period, the force level was not identical before and after the intervention period. Since the stiffness of the Achilles tendon was calculated at the same level of force for both tests, this parameter was not affected by this limit. To determine whether the range of force production has influence on parameters related to DC, a supplementary experiment was performed. Seven subjects ( $27.7 \pm 4.8$  yr,  $178.0 \pm 7.9$  cm,  $72.0 \pm 13.7$  kg) volunteered to participate in this experiment to determine the DC during three different isometric contractions from rest, to 90, 84, and 70% of MVC, respectively. The force range excluded, the same protocol as described in MATERIALS AND METHODS was performed. One-way ANOVA revealed no significant effect of the force range (i.e., 70, 84, and 90%) for the DC ( $P = 0.48$ ; 70% of MVC:  $16.3 \pm 13.0\%$ ; 84% of MVC:

18.2 ± 16.1%; 90% of MVC: 18.8 ± 15.1%), indicating that, due to the normalization of the energy dissipated with energy stored, the force range has no significant influence on this parameter. Therefore, this parameter truly represents the ability of the tendon to dissipate potential elastic energy independently from the chosen range of force.

Changes in tendon stiffness after plyometric training remain an issue under debate. A significant increase in  $S_{AT}$  was found for the trained group ( $P < 0.05$ ). Nevertheless, a nonsignificant baseline imbalance ( $P > 0.05$ ) in  $S_{AT}$  is observed between trained (224.7 ± 92.2 N/mm) and control (301.8 ± 149.8 N/mm) groups (Fig. 2). The baseline imbalance is detrimental for statistical evidence of a training effect (e.g., Ref. 5), and a significant effect in the trained group could then potentially be misleading. Therefore, we conclude that the significant increase in  $S_{AT}$  would more appropriately be considered as an upward trend for the trained group. The upward trend in  $S_{AT}$  is consistent with most previous studies concerning plyometric training effect on tendon stiffness (10, 22). This upward trend in  $S_{AT}$  was not concomitant with an increase in CSA ( $P < 0.05$ ). The lack of change in CSA after training is similar to the findings of Kubo et al. (22).

To our knowledge, only two studies have reported results on tendon elastic energy utilization after a plyometric training period (22, 47). Kubo et al. (22) showed an increase of ~9.5 and 19.6% in maximal tendon elongation and energy stored by the tendon during loading phase, respectively, after 12 wk of training. Wu et al. (47) also found an increase of ~32.5% in energy stored during the loading phase. Although a similar increase in the recoiled energy was found in the study by Wu et al. (47), no change in the hysteresis area (i.e., dissipation coefficient) was determined compared with a control group after 8 wk of plyometric training. In the present study, a significant decrease of 35.0% in the dissipation coefficient without any significant change in energy storage and recoil was characterized as a result of 14 wk of plyometric training. This decrease in dissipation coefficient was also observed after long-term strength training (38). The discrepancy in the dissipative properties of the Achilles tendon change, considering studies dealing with plyometric training effects may be due to training intensity and volume [i.e., ~1,500 jumps in the study of Wu et al. (47) vs. ~6,800 jumps in the present study] and/or duration of training (i.e., 8 wk vs. 14 wk, respectively). It has already been shown in animal models that tendons submitted to high physiological loading levels exhibit lower mechanical hysteresis than tendons subjected to smaller loads (41). The decrease in hysteresis area improves muscular tension transmission and probably partially contributes to the increase in jump performance.

Considering the lack of change in CSA in the present study, changes in  $S_{AT}$  and DC mainly result from qualitative change of tendinous tissues (i.e., intrinsic mechanical properties of tendinous tissues) rather than from changes in the geometric parameters of the Achilles tendon structures. Since long-term recreational running in untrained individuals was not sufficient to increase the Achilles tendon CSA (13, 26), the increase in tendon CSA in humans may require prolonged anamnesis of training (14). Nevertheless, it has recently been shown that changes in tendon CSA seem to be inhomogeneous and rather occur near the tendon insertions as observed on the patellar tendon after 9 and 12 wk of knee extension heavy resistance

training (16, 40). Even if our results concerning change in Achilles tendon CSA are similar to those of Kubo et al. (22), it must be considered that change in Achilles tendon CSA could have been undetectable in the present study, considering the measurement of CSA was performed at the middle level of the Achilles tendon.

As described in the present study, appropriate mechanical loading can result in positive changes in the tendinous structures and may lead to improved performance, whereas excessive loading may induce tendon degeneration (28). However, the lack of change in CSA found in the present study combined with the increase in MVC and subsequent tendon stress may predispose the tendon to injuries (i.e., rupture and tendinopathy). In addition, the decrease in Achilles tendon DC would reduce the tendon capacity to protect muscles from mechanical loading and potentially increase risks of muscle or tendon injuries.

In summary, the present study determined the plyometric training effects on the stiffness, dissipative properties, and geometric parameters of the Achilles tendon. Plyometric training enhances the muscular tension transmission and storage-recoil of elastic energy via a decrease in energy dissipated by tendon structures and an upward trend in Achilles tendon stiffness. Thus long-term plyometric training induced changes in mechanical properties of tendinous structures, which partially explain the performance improvements, but may also increase the risk of muscle or tendon injuries.

#### GRANTS

The present study was supported by grants from the AFM (Association Française contre les Myopathies Grant No. 13923) and Nantes Métropole.

#### DISCLOSURES

No conflicts of interest, financial or otherwise, are declared by the author(s).

#### REFERENCES

1. Arampatzis A, Monte GD, Karamanidis K. Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Electromyogr Kinesiol* 18: 503–508, 2007.
2. Arndt AN, Komi PV, Brüggemann GP, Lukkariniemi J. Individual muscle contributions to the in vivo achilles tendon force. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 13: 532–541, 1998.
3. Arya S, Kulig K. Tendinopathy alters mechanical and material properties of the Achilles tendon. *J Appl Physiol* 108: 670–675, 2010.
4. Bosco C, Tihanyi J, Komi PV, Fekete G, Apor P. Store and recoil of elastic energy in slow and fast types of human skeletal muscles. *Acta Physiol Scand* 116: 343–349, 1982.
5. Brookes ST, Whitely E, Egger M, Smith GD, Mulheran PA, Peters TJ. Subgroup analyses in randomized trials: risks of subgroup-specific analyses; power and sample size for the interaction test. *J Clin Epidemiol* 57: 229–236, 2004.
6. Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P, Pearson SJ. Plyometric vs. isometric training influences on tendon properties and muscle output. *J Strength Cond Res* 21: 986–989, 2007.
7. Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F. Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76: 282–288, 1997.
8. Fleiss JL. *The Design and Analysis of Clinical Experiment*. New York: Wiley, 1986, p. 186–192.
9. Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C. Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports*. In press.
10. Fukunaga T, Roy RR, Shellock FG, Hodgson JA, Edgerton VR. Specific tension of human plantar flexors and dorsiflexors. *J Appl Physiol* 80: 158–165, 1996.

12. Grieve DW, Cavanagh PR, Pheasant S. Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: *Biomechanics VI-A*, edited by Asmussen E, Jorgensen K. Baltimore, MD: University Park Press Baltimore, 1978, p. 405–411.
13. Hansen P, Aagaard P, Kjaer M, Larsson B, Magnusson SP. Effect of habitual running on human Achilles tendon load-deformation properties and cross-sectional area. *J Appl Physiol* 95: 2375–2380, 2003.
14. Kjaer M. Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev* 84: 649–698, 2004.
15. Klass M, Baudry S, Duchateau J. Age-related decline in rate of torque development is accompanied by lower maximal motor unit discharge frequency during fast contractions. *J Appl Physiol* 104: 739–746, 2008.
16. Kongsgaard M, Reitelsheder S, Pedersen TG, Holm L, Aagaard P, Kjaer M, Magnusson SP. Region specific patellar tendon hypertrophy in humans following resistance training. *Acta Physiol (Oxf)* 191: 111–121, 2007.
17. Kubo K, Akima H, Ushiyama J, Tabata I, Fukuoka H, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of 20 days of bed rest on the viscoelastic properties of tendon structures in lower limb muscles. *Br J Sports Med* 38: 324–330, 2004.
18. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effect of stretching training on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 92: 595–601, 2002.
19. Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol* 538: 219–226, 2002.
20. Kubo K, Kanehisa H, Ito M, Fukunaga T. Effects of isometric training on the elasticity of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 91: 26–32, 2001.
21. Kubo K, Kanehisa H, Kawakami Y, Fukunaga T. Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol* 90: 520–527, 2001.
22. Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1801–1810, 2007.
23. Maganaris CN. Tensile properties of in vivo human tendinous tissue. *J Biomech* 35: 1019–1027, 2002.
24. Maganaris CN. Validity of procedures involved in ultrasound-based measurement of human plantarflexor tendon elongation on contraction. *J Biomech* 38: 9–13, 2005.
25. Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol* 531: 277–288, 2001.
26. Magnusson SP, Beyer N, Abrahamsen H, Aagaard P, Neergaard K, Kjaer M. Increased cross-sectional area and reduced tensile stress of the Achilles tendon in elderly compared with young women. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci* 58: 123–127, 2003.
27. Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol* 586: 71–81, 2008.
28. Mahieu NN, McNair P, Cools A, D'Haen C, Vandermeulen K, Witvrouw E. Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc* 40: 117–123, 2008.
29. Markovic G. Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytic review. *Br J Sports Med* 41: 349–355, 2007.
30. Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. Elastic properties of human Achilles tendon are correlated to muscle strength. *J Appl Physiol* 99: 665–669, 2005.
31. Murray MP, Guten GN, Baldwin JM, Gardner GM. A comparison of plantar flexion torque with and without the triceps surae. *Acta Orthop Scand* 47: 122–124, 1976.
32. Nordez A, Casari P, Cornu C. Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *Eur J Appl Physiol* 103: 243–250, 2008.
33. 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* 42: 767–773, 2009.
34. Nordez A, Cornu C, McNair P. Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21: 755–760, 2006.
35. Nordez A, McNair P, Casari P, Cornu C. Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *Int J Sports Med* 29: 414–418, 2008.
36. Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F. Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech* 23: 343–348, 1990.
37. Reeves ND, Narici MV, Maganaris CN. Strength training alters the viscoelastic properties of tendons in elderly humans. *Muscle Nerve* 28: 74–81, 2003.
38. Rosager S, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Neergaard K, Kjaer M, Magnusson SP. Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis and tendon in runners and non-runners. *Scand J Med Sci Sports* 12: 90–98, 2002.
39. Seynnes OR, Erskine RM, Maganaris CN, Longo S, Simoneau EM, Grosset JF, Narici MV. Training-induced changes in structural and mechanical properties of the patellar tendon are related to muscle hypertrophy, but not to strength gains. *J Appl Physiol* 107: 523–530, 2009.
40. Shadwick RE. Elastic energy storage in tendons: mechanical differences related to function and age. *J Appl Physiol* 68: 1033–1040, 1990.
41. Spurr RW, Murphy AJ, Watsford ML. The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89: 1–7, 2003.
42. Sten-Knudsen O. Torsional elasticity of the isolated cross striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand* 28: 1–240, 1953.
43. Urlando A, Hawkins D. Achilles tendon adaptation during strength training in young adults. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1147–1152, 2007.
44. van Zandwijk JP, Bobbert MF, Harlaar J, Hof AL. From twitch to tetanus for human muscle: experimental data and model predictions for m. triceps surae. *Biol Cybern* 79: 121–130, 1998.
45. Witvrouw E, Mahieu N, Danneels L, McNair P. Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports Med* 34: 443–449, 2004.
46. Wu YK, Lien YH, Lin KH, Shih TT, Wang TG, Wang HK. Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scand J Med Sci Sports* 20: 80–86, 2009.
47. Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi CW. Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol* 29: 637–642, 2003.

## **Annexe 5**

Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex

**FOURÉ A., NORDEZ A., MCNAIR P.J. & CORNU C.**

*European Journal of Applied Physiology, in press*

# Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle–tendon complex

Alexandre Fouré · Antoine Nordez ·  
Peter McNair · Christophe Cornu

Accepted: 20 September 2010  
© Springer-Verlag 2010

**Abstract** The aims of this study were to determine the effects of plyometric training on both active and passive parts of the series elastic component (SEC) stiffness, and on geometrical parameters [i.e., muscle architecture, muscle and tendon cross-sectional area (CSA)] of the plantarflexors muscle–tendon complex to assess possible specific adaptations of the elastic properties. Nineteen subjects were randomly divided into a trained group and a control group. Active and passive components of the SEC stiffness were determined using a fast stretch during submaximal voluntary isometric plantarflexor activity. Geometrical parameters of the *triceps surae* muscles and the Achilles tendon were determined using ultrasonography. A significant increase in the passive component of the SEC stiffness was found ( $p < 0.05$ ). In contrast, a significant decrease in the active part of the SEC stiffness was observed ( $p < 0.05$ ). No significant changes in plantarflexor muscles CSA, architecture and Achilles tendon CSA were seen ( $p > 0.05$ ). Thus, plyometric training led to specific adaptations within each part of the SEC. These adaptations

could increase both the efficiency of the energy storage–recoil process and muscular tension transmission leading to an increase in jump performances.

**Keywords** Stiffness · Cross-sectional area · Muscle architecture · Achilles Tendon · Jump training

## Introduction

The stretch shortening cycle is a mechanism of the human muscle–tendon complex (MTC) for improving both the performance and economy of motion. It primarily involves the mechanical properties of MTC and utilizes an elastic energy storage–recoil process and muscular tension transmission (Komi 1992). Plyometric training has been shown to increase performance in jumping activities (e.g., Fouré et al. 2009; Kyrolainen et al. 2005; Spurr et al. 2003). These increases in performance have traditionally been explained by MTC mechanical properties changes (i.e., involvement of elastic energy storage-recoil process and muscular tension transmission) as well as the optimization of neural properties (i.e., stretch reflex, muscle-activation strategies). Of these explanations, it has been recently shown that improvements in jump performance after plyometric training are more likely a consequence of changes in the mechanical properties of the MTC rather than muscle activation strategies (Kubo et al. 2007).

A number of authors (e.g., Cornu et al. 1997; Grosset et al. 2009; Kubo et al. 2007; Pousson et al. 1995; Spurr et al. 2003) have noted that one of the mechanical properties that undergo changes as a result of such training is musculotendinous stiffness. Musculotendinous stiffness refers to the degree of resistance offered by tissues in response to specific lengthening. Several methods can be

---

Communicated by Alain Martin.

---

**Electronic supplementary material** The online version of this article (doi:10.1007/s00421-010-1667-4) contains supplementary material, which is available to authorized users.

---

A. Fouré · A. Nordez · C. Cornu (✉)  
Laboratoire “Motricité, Interactions, Performance”,  
Université de Nantes, UFR STAPS, EA 4334,  
25 bis Bd Guy Mollet, 44322 Nantes Cedex 3, France  
e-mail: christophe.cornu@univ-nantes.fr

P. McNair  
Health and Rehabilitation Research Institute,  
Auckland University of Technology,  
Private Bag 92006 Auckland 1, New Zealand

used to determine musculotendinous stiffness, most through indirect measurements that assess how a joint resists externally imposed displacements (Latash and Zatsiorsky 1993) and such measurements are often termed joint stiffness, and where quick-release and short range methods are utilized, it was assumed that the musculotendinous stiffness is the major part of the joint stiffness and that the other components could be considered as negligible in stiffness measurements (e.g., Blanpied and Smidt 1992; Goubel and Pertuzon 1973). There is conflicting evidence in the literature showing that both increases and decreases in stiffness may lead to improvements in performance. In respect to jumping performance following plyometric training, Kubo et al. (2007) recently reported an increase of 63.4% in joint stiffness assessed during drop jumps as a result of 12 weeks of plyometric training, a finding consistent with earlier studies by Spurrs et al. (2003) and Pousson et al. (1995) that assessed stiffness using an oscillation technique and a quick-release method, respectively. In contrast, Cornu et al. (1997) found a decrease of 32.7% in ankle joint stiffness after 7 weeks of plyometric training using sinusoidal perturbations. Similarly, Grosset et al. (2009) reported that 10 weeks of plyometric training led to a decrease of 21% in musculotendinous stiffness assessed using the quick-release method.

These contrasting findings may reflect a number of issues. First, the measurement techniques used to evaluate stiffness, particularly whether the technique utilized was more suited or applicable to determine a specific component of musculotendinous stiffness. Hills model type (Hill 1938) shows that the stiffness of the series elastic component (SEC) is composed of a passive part (i.e., mainly tendon and aponeuroses) and an active part (i.e., contractile elements) (Huxley and Simmons 1971). Secondly, these specific components may respond differently to training. It may be that plyometric training induces specific changes in different elements of the MTC. There is some evidence to support this conjecture. Using an invasive technique, Malisoux et al. (2006) found an increase in Young's modulus of type II muscle fibers myosin heavy chain isoforms only, as a result of 8 weeks of stretch shortening cycle training. These authors also noted a significant increase in cross-sectional area (CSA) of the muscle fibers and the proportion of type II muscle fibers. Other authors have focused on tendon stiffness. For instance, Burgess et al. (2007) and Wu et al. (2009) found an increase in Achilles tendon stiffness after 6 and 8 weeks of plyometric training, respectively, while Kubo et al. (2007) and Fouré et al. (2010a) found no significant change in Achilles tendon stiffness 12 and 8 weeks of training, respectively. To our best knowledge, no studies have determined the effects of a plyometric training program simultaneously

and non-invasively on both active and passive parts of the SEC stiffness.

The assessment of muscle mechanical properties remains difficult to perform non-invasively *in vivo*. However, a recent study by Fouré et al. (2010a) adapted the alpha method, which was previously developed in isolated muscle (Morgan 1977) to determine the stiffness of both components of the SEC simultaneously *in vivo*. Thus, Fouré et al. (2010a) work provides the opportunity to explore the effects of plyometric training on musculotendinous stiffness in more depth.

Specifically, the aims of the current study were to determine the effects of plyometric training on both parts of the SEC stiffness non-invasively *in vivo* (Fouré et al. 2010a) to clarify possible local adaptations (1) between muscle and tendon structures mechanical properties within the *triceps surae* muscle group; and (2) between muscular and tendinous intrinsic mechanical properties and geometrical parameters (i.e., CSA and architecture) of the *triceps surae* MTC.

## Methods

### Subjects

Nineteen males volunteered to participate in this study and were randomly assigned to trained [ $n = 9$ , 18.8 (0.9) years, 177.3 (6.2) cm, 68.4 (6.5) kg] and control groups [ $n = 10$ , 18.9 (1.0) years, 179.8 (5.4) cm, 73.3 (8.0) kg]. All subjects were involved in regular sport practices [10.5 (6.2) h week<sup>-1</sup>] and did not change their usual activity during the period of the study. Subjects were fully informed about the nature and the aim of the study, before they signed a written informed consent form. This study was conducted according to the Helsinki Statement (last modified in 2004) and was approved by the local ethics committee.

### Training

The plyometric training program was based on the different kinds of jumps, as defined in the literature (e.g., Cornu et al. 1997; Pousson et al. 1990; Spurrs et al. 2003). More precisely, the subjects performed: (1) squat jumps (SJ) defined as vertical jumps without prior counter movement, (2) vertical counter movement jumps (CMJ), (3) drop jumps [i.e., hopping, jumps from either low (35 cm), medium (50 cm) or high (65 cm) platforms], (4) a series of repetitive jumps over 40 cm high barriers using one foot or both feet. The program was progressed by increasing the number of exercises, the number of jumps per exercise and the intensity of the exercises (e.g., the height was

increased). The training program lasted for 14 weeks and included 34 sessions of 1 h for a total of approximately 6,800 jumps (from 200 to 600 jumps per session).

### Experimental design

Subjects were tested over three sessions performed on different days in a randomized order: (i) a jump test session to determine performances in SJ, CMJ and reactive jump (RJ), (2) a session to assess the ankle joint stiffness called the “short range stiffness experiment”, (3) a session to assess Achilles tendon CSA, *triceps surae* muscles CSA and architecture. Subjects performed the three test sessions before (pretests) and over 1 week after the end of the plyometric training period (posttests).

### Jump performance session

Performances in SJ, CMJ and RJ were determined for all subjects, using a Bosco jumping mat (Ergojump, Globus Italia, Codogne, Italy). The SJ was performed with a start angle fixed at 90° of knee flexion. The RJ consists of eight maximal jumps performed consecutively only using ankle joint movements (i.e., without knee or hip flexion). The maximal heights in SJ and CMJ and the average height in RJ were determined as the best from three trials. During all jump tests, subjects were instructed to put their hands on their hips. The test was repeated if the subject did not follow the instructions concerning jump procedures (i.e., hands positions, knee flexion during RJ).

### Active and passive parts of the SEC stiffness

A Biodex system 3 research® (Biodex medical, Shirley, NY, USA) isokinetic dynamometer was used to measure the external torque produced, ankle joint angle and ankle joint angular velocity. Subjects were seated, legs fully extended with thighs, the hip and shoulders secured by adjustable lap belts and held in position as described in previous studies (Fouré et al. 2009; Nordez et al. 2009). The right ankle joint was strapped securely to a footplate connected to the lever arm of the dynamometer. The input axis of the dynamometer was aligned to the presumed rotational axis of the right ankle joint. The ankle joint angle was fixed at 75° (the foot perpendicular to the tibia = 90° with angles <90° being in plantarflexion), and hip angle was flexed to 140° (full extension = 180°).

Subjects performed: (1) a warm up which consisted of submaximal isometric plantarflexor activation, (2) two maximal voluntary contractions under isometric conditions in plantarflexion performed at 75° with 2 min of rest between each trial. The maximal isometric torque in plantarflexion (MVC) was utilized in subsequent analyses,

(3) a familiarization to the short range stiffness experiment in which subjects had to sustain two submaximal torques at 40 and 80% of their MVC. In each of these trials, a fast stretch into dorsiflexion was then applied through a range of motion of 20° (i.e., from 75° to 95°). The acceleration of this stretch was controlled by the Biodex Research Tool kit software and the angular velocity during the stretch reached 250°/s, (4) the short range stiffness experiments (14 trials) outlined above were then performed at seven levels of submaximal torque in a random order (2 trials at each 10% of MVC from 30 to 90% of MVC). Between each trial, 2 min of rest was provided.

Surface electromyographic (sEMG) signals of the lateral *gastrocnemius* (GL), medial *gastrocnemius* (GM), and *soleus* (SO) muscles were recorded. Active surface electrodes with an inter-electrode distance of 10 mm (DE-2.1, Delsys® Inc., Boston, MA, USA) were placed on muscles according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 2000). One reference electrode was placed on the medial femoral epicondyle. sEMG and mechanical (i.e., external torque, ankle angle and angular velocity) signals were sampled at 1,000 Hz using an A/D converter (National Instrument, Delsys® Inc., Boston, MA, USA), and stored on a hard drive using EMGWorks 3.1 software (Delsys® Inc., Boston, MA, USA) for further analyses. In particular, EMG values were determined for a 100-ms period prior to and after the stretching trials to detect potential effects of short latency reflex on EMG signals.

Thereafter, the data processing was similar to that of Fouré et al. (2010a). The torque measured by the dynamometer was corrected for inertia and the weight of the dynamometer attachment to obtain the external torque at the ankle joint. The external torque and the ankle angle were determined when the joint commenced movement (i.e., when velocity > 0) and 60 ms thereafter. The joint compliance (i.e., inverse of joint stiffness) was considered as the compliance of two springs placed in series, one representing compliance of the active component, and the other, the passive component of the SECs. The active component of the SEC compliance was thought to be inversely proportional to the torque (Morgan 1977) and the passive component of the series elastic component compliance ( $C_{SEC2}$ ) was assumed to be constant across the range of torque investigated. The influence of this second assumption on the results is assessed in the electronic supplementary material 1. The relationship between ankle joint compliance and torque can be written as follows:

$$\alpha = C \times T = \alpha_0 + C_{SEC2} \times T \quad (1)$$

where  $\alpha$  is calculated as the product between external torque ( $T$ ) and ankle joint compliance ( $C$ ), and  $\alpha_0$  represents the elastic extension with the torque-dependent component of the SEC.

A linear regression was applied on the relationship alpha ( $\alpha$ ) – torque ( $T$ ). Then,  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$  were extracted as the Y-intercept, and the slope, respectively. These two parameters (i.e.,  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$ ) were used to calculate the joint stiffness ( $S$ ) using Eq. 2:

$$S = \frac{T}{T \times C_{SEC2} + \alpha_0} \quad (2)$$

The joint stiffness-torque relationship was assessed for each subject and each session (i.e., pre and posttests). A stiffness index of the active component of the SEC ( $SI_{SEC1}$ ) and a stiffness of the passive component of the SEC ( $S_{SEC2}$ ) were calculated as the inverse of  $\alpha_0$  and  $C_{SEC2}$ , respectively.

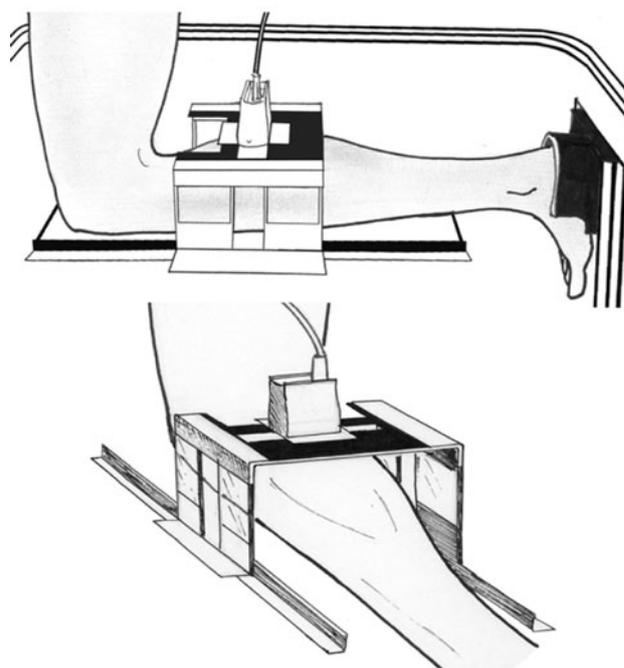
#### CSA and architecture measurement session

##### *Achilles tendon geometrical parameters*

Measurements of the Achilles tendon cross-sectional area ( $CSA_{AT}$ ) were carried out by ultrasonographic imaging scans (Philips HD3, Philips Medical Systems, Andover, MA, USA) with an electronic linear array probe (7.5-MHz wave frequency; L9-5, Philips medical systems, Andover, MA, USA). Subjects lay in a prone position on an examination couch with legs fully extended and the ankle joint angle set at  $90^\circ$ . A water bag was placed over the posterior aspect of the ankle. The measurement of  $CSA_{AT}$  was performed in a transversal plane with the transducer perpendicular to the Achilles tendon at the level of the medial malleolus (Ying et al. 2003). Images were saved on a hard disk and  $CSA_{AT}$  was determined using open-source digital measurement software (Image J, NIH, Bethesda, MD, USA). The  $CSA_{AT}$  were averaged over at least three images.

##### *Triceps surae muscles CSA*

Measurement of the plantarflexor muscles CSA was performed using the same ultrasonographic device and the same probe. Subjects stood on one leg with the ankle and knee joints of the other leg flexed at  $90^\circ$ , and fully immersed in a water-filled container (Fig. 1). Using a specific guide, 12 images were taken transversally (4 images on each side of the lower leg) on 3 levels of the lower leg length, this being defined as the distance between the centre of the lateral malleolus and the popliteal crease. The cross-sectional area of *triceps surae* muscles ( $CSA_{TS}$ ) was averaged across points at 50, 60 and 70% of lower leg length. More specifically, images were saved on a hard disk and then, at each point of the lower leg length, all images were assembled to obtain a full lower leg CSA image using powerpoint software format (Powerpoint 2007, Microsoft

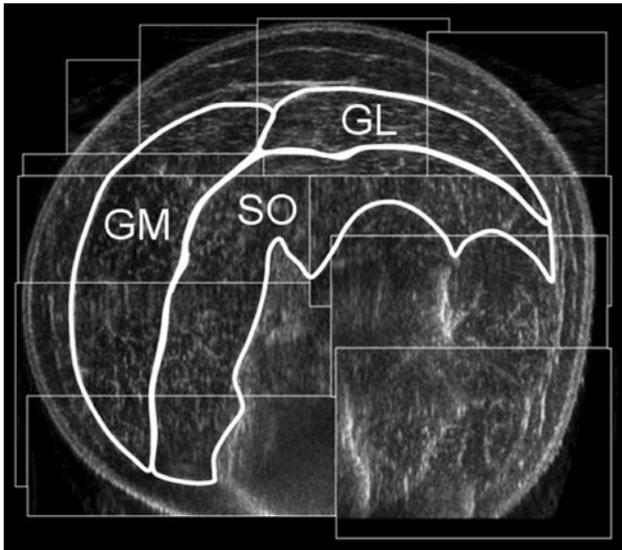


**Fig. 1** Subject position for ultrasound scanning in the water-field container (cut away). The subjects were kneeling and water covered the entire lower leg. The foot was rigidly stabilized at  $90^\circ$  of ankle flexion. Knee angle was maintained at  $90^\circ$  of knee flexion by having the leg supported at the end of the water-field container. Ultrasound images were acquired transversally on each side of the lower leg using a specific probe guide

Corp., Redmond, WA, USA). From these images of the lower leg (Fig. 2), the CSA of *triceps surae* muscles was determined using open-source digital measurement software (Image J, NIH, Bethesda, MD, USA).

##### *Triceps surae muscles architecture*

Muscle architectural parameters were measured on the three muscles of the *triceps surae* (i.e., SO, GM and GL). Subjects lay in a prone position on an examination couch with legs fully extended and their ankle angle fixed at  $90^\circ$ . Using longitudinal ultrasonographic images captured along the belly of each muscle as detailed in previous studies (Kawakami et al. 1998, 2002), fascicle length and pennation angle were measured. Fascicle length was defined as the length of the fascicular path between the superficial and deep aponeurosis. In some cases, the fascicles extended off the acquired image. The length of the missing portion was estimated by linear extrapolation. This was done by measuring the linear distance from the identifiable end of a fascicle to the intersection of a line drawn from the fascicle and a line drawn from the superficial aponeurosis (e.g., Blazevich et al. 2007). The pennation angle was determined on each image as the angle between fascicle and



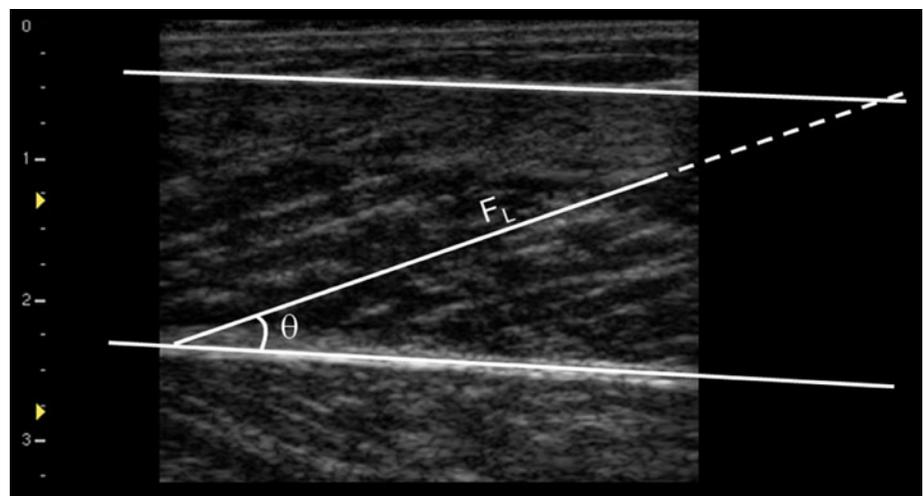
**Fig. 2** Typical ultrasonographic images of the triceps surae muscles obtained at 70% of the lower leg length. The lateral gastrocnemius (GL), the medial gastrocnemius (GM) and the soleus (SO) are labeled and outlined

deep aponeurosis (Fig. 3). Each measurement was averaged across three fascicles on at least three images.

### Reliability

The reliability of the stiffness parameters (i.e., joint stiffness values,  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$ ) have been previously determined and shown to be good (ICCs higher than 0.88 and CVs lower than 6.0 Fouré et al. (2010a)). A pilot study was conducted for the current study to assess the reliability of the methods used to determine the geometrical properties of plantarflexors MTC. Data from two repeated testing sessions completed at the same time of the day with a 2-day interval were examined. Intraclass correlation coefficients (ICC) (2,  $k$ ) (Fleiss 1986) were calculated, and are

**Fig. 3** Typical ultrasonographic image of the medial gastrocnemius obtained on one subject. Lines delineating the deep aponeurosis and visible fascicles are used to determine fascicle length ( $F_L$ ) and pennation angle ( $\theta$ )



presented in Table 1 (ICC ranged from 0.82 to 1.00). In addition, the standard error of measurement and coefficient of variation associated with each ICC were calculated (Table 1). The results supported the reliability of the methods proposed in the present study.

### Statistics

After checking the distribution of data, parametric statistical tests were performed using Statistica® software (Statsoft Inc., Tulsa, OK, USA). Descriptive data included means (SD). Two-way multivariate analyses of variance (ANOVA) (group  $\times$  time) were performed to assess the statistical significance of changes in jumps performances, joint stiffness,  $SI_{SEC1}$ ,  $S_{SEC2}$ ,  $CSA_{AT}$ ,  $CSA_{TS}$  and architectural parameters of *triceps surae* muscles. A Newman–Keuls post hoc analysis was conducted where appropriate. The critical level of significance in the present study was set at  $p < 0.05$ .

## Results

### Jump performances

A significant interaction ( $p < 0.05$ ) between “group” and “time” factors was found for SJ, CMJ and RJ performances (Table 2). For the trained group, a significant increase in height was shown in SJ (mean +11.0%,  $p < 0.001$ ), CMJ (mean +7.4%,  $p < 0.02$ ) and RJ (mean +27.7%,  $p < 0.001$ ). For the control group, no significant change in these parameters was observed ( $p > 0.05$ ).

### Active and passive components of the SEC stiffness

A significant interaction ( $p < 0.05$ ) was found between “group” and “time” factors for  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$ . Mean

**Table 1** Intraclass correlation coefficient (ICC), variation coefficient (CV) and standard error of measurement (SEM) calculated to establish day to day reliability for Achilles tendon cross-sectional area ( $CSA_{AT}$ ), cross-sectional area of the triceps surae muscles ( $CSA_{TS}$ ) meaning on the cross-sectional areas determined at 50, 60 and 70% of the lower leg length defined as the distance between the center of the lateral malleolus and the popliteal crease, architecture parameters (pennation angle and fascicule length) for lateral gastrocnemius (GL), medial gastrocnemius (GM) and soleus (SO)

	Day to day reliability (2, <i>k</i> )	ICC	CV	SEM	<i>N</i>
	$CSA_{AT}$ (mm <sup>2</sup> )	0.99	2.2	0.8	8
	$CSA_{TS}$ (mm <sup>2</sup> )	0.97	4.8	165	16
GL	Pennation angle (°)	0.86	6.4	0.9	13
	Fascicule length (cm)	0.81	6.9	0.5	13
GM	Pennation angle (°)	0.96	4.3	1.1	13
	Fascicule length (cm)	0.91	4.4	0.2	13
SO	Pennation angle (°)	0.91	10.9	2.8	13
	Fascicule length (cm)	0.85	12.1	0.5	13

*N* number of subjects

relationships between ankle joint stiffness and external torque for both trained and control group are presented in Fig. 4. The joint stiffness values at high torque levels were significantly higher in the posttest as compared to the pretest for the trained group ( $p < 0.05$ ) (Fig. 4). For the trained group, a significant decrease of 10.4% in  $SI_{SEC1}$  (Fig. 5a) and a significant increase of 13.2% in  $S_{SEC2}$  was observed after training (Fig. 5b). For the control group, no significant change was observed ( $p > 0.05$ ).

#### Electromyographic activity

Mean EMG activity recorded before and after the stretching protocol is shown in Fig. 6. EMG activity was not observed to change until a latency of 45 ms following the onset of motion. At this point, EMG activity from *gastrocnemius* and *soleus* muscles increased for a 20–30 ms period. Activity from *tibialis anterior* was unchanged through the recording period.

**Table 2** Jump performances (SJ squat jump, CMJ counter movement jump and RJ reactive jump) in trained and control groups before (pretest) and after (posttest) 14 weeks of plyometric training

	Trained group		Control group	
	Pretest	Posttest	Pretest	Posttest
SJ maximal height (cm)	37.5 (4.4)	41.5 (4.2) <sup>‡</sup>	34.7 (7.8)	35.5 (8.3)
CMJ maximal height (cm)	44.5 (4.8)	47.5 (3.8) <sup>†</sup>	40.3 (7.8)	39.5 (6.9)
Average height on 8 RJ (cm)	32.3 (5.1)	40.6 (3.0) <sup>‡‡</sup>	27.8 (2.8)	25.2 (4.2)

The results are presented as mean (standard deviation)

Post hoc test: <sup>†</sup> $p < 0.02$ ; <sup>‡</sup> $p < 0.01$ ; <sup>‡‡</sup> $p < 0.001$

#### Geometrical parameters of the triceps surae MTC

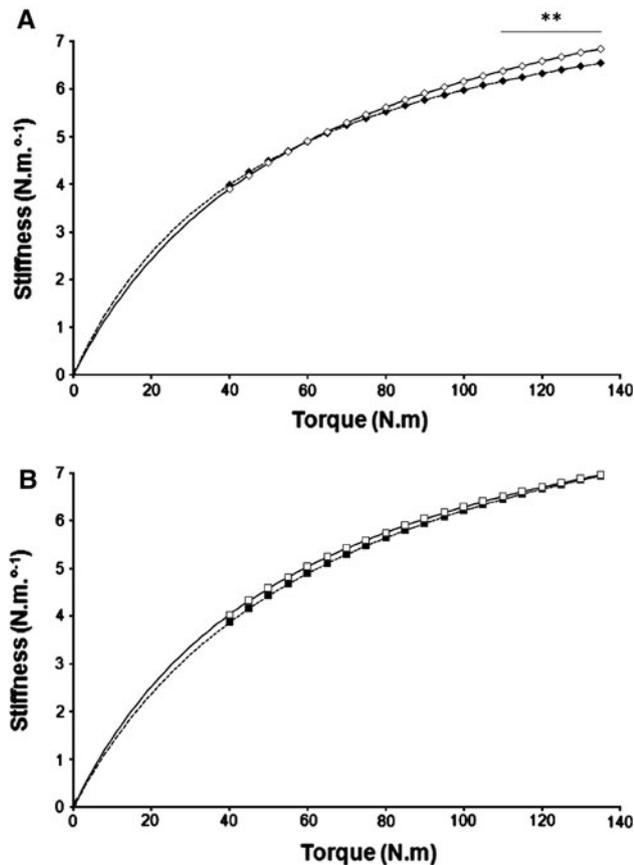
After plyometric training, no significant effect of training was observed in  $CSA_{TS}$ ,  $CSA_{AT}$  and architectural parameters ( $p > 0.05$ ) (Table 3). For the control group, no significant change in geometrical parameters was observed ( $p > 0.05$ ).

#### Discussion

The aims of this study were to determine the effects of 14 weeks of plyometric training on jumping performance, together with biomechanical and muscle architectural properties of the plantarflexor MTC. With respect to the former, the increase in jump performances (between 7.4 and 27.7% according to the jump type) after the plyometric training for the trained group was in agreement with the published results. A recent meta-analysis reported an increase of 4.7 and 8.7% in SJ and CMJ performances, respectively, after 4 to 24 weeks of plyometric training (Markovic 2007). Therefore, our jump results demonstrated the efficacy of our training program.

In the present study, an increase in joint stiffness at higher levels of torque was found. Other studies have also found increases between 8.2 and 63.4% (i.e., depending on the stiffness measurement methods used) in global ankle stiffness (Kubo et al. 2007; Pousson et al. 1995; Spurr et al. 2003; Toumi et al. 2004). However, there are contrasting findings. For instance, both Cornu et al. (1997) and Grosset et al. (2009) have noted decreases in stiffness after plyometric training.

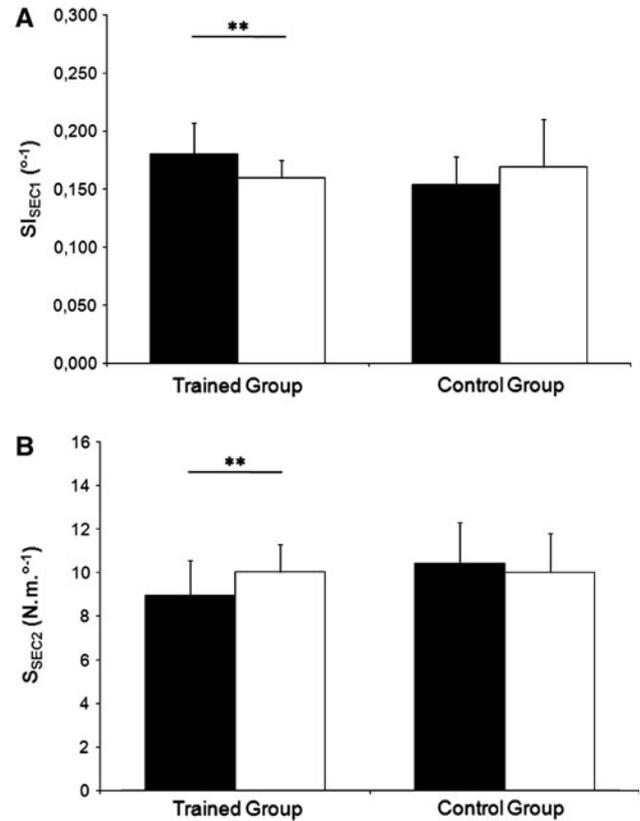
In the current study, measurements of both active and passive components of the SEC stiffness were performed from a global measurement simultaneously in vivo using a new methodology (Fouré et al. 2010a). With regard to the specific adaptations of each component of the SEC stiffness, the decrease in the active component of the SEC stiffness (i.e., located in muscular structures) after plyometric training is in agreement with the findings in isolated



**Fig. 4** Mean joint stiffness–torque relationships obtained before (filled diamond) and after (open diamond) 14 weeks of plyometric training for both trained (a) and control (b) groups. \*\*Statistically significant difference between pretest and posttest values ( $p < 0.05$ )

muscle (Almeida-Silveira et al. 1994; Pousson et al. 1991). While speculative, considering the lack of change in *triceps surae* muscles architecture and the CSA, the change in stiffness is most likely due to changes in the intrinsic mechanical properties of the muscle fibers. As hypothesized in previous studies (Cornu et al. 1997; Malisoux et al. 2006; Pousson et al. 1991), a fiber type transition phenomenon could occur. Supporting this conjecture in rat soleus muscle, plyometric training can induce a relative increase in type II fibers (Almeida-Silveira et al. 1994) which are more compliant than type I fibers (Goubel and Marini 1987). From a practical standpoint, the decrease in the active component of the SEC stiffness probably allows a better storage of elastic energy during the eccentric phase of the stretch-shortening cycle.

The increase in the passive component of the SEC stiffness (i.e., mainly located in tendon structures) found in the present study is in agreement with previous work studying effects of plyometric training on Achilles tendon (Burgess et al. 2007; Wu et al. 2009). In addition, the lack of change in  $CSA_{AT}$  after training is also similar to the

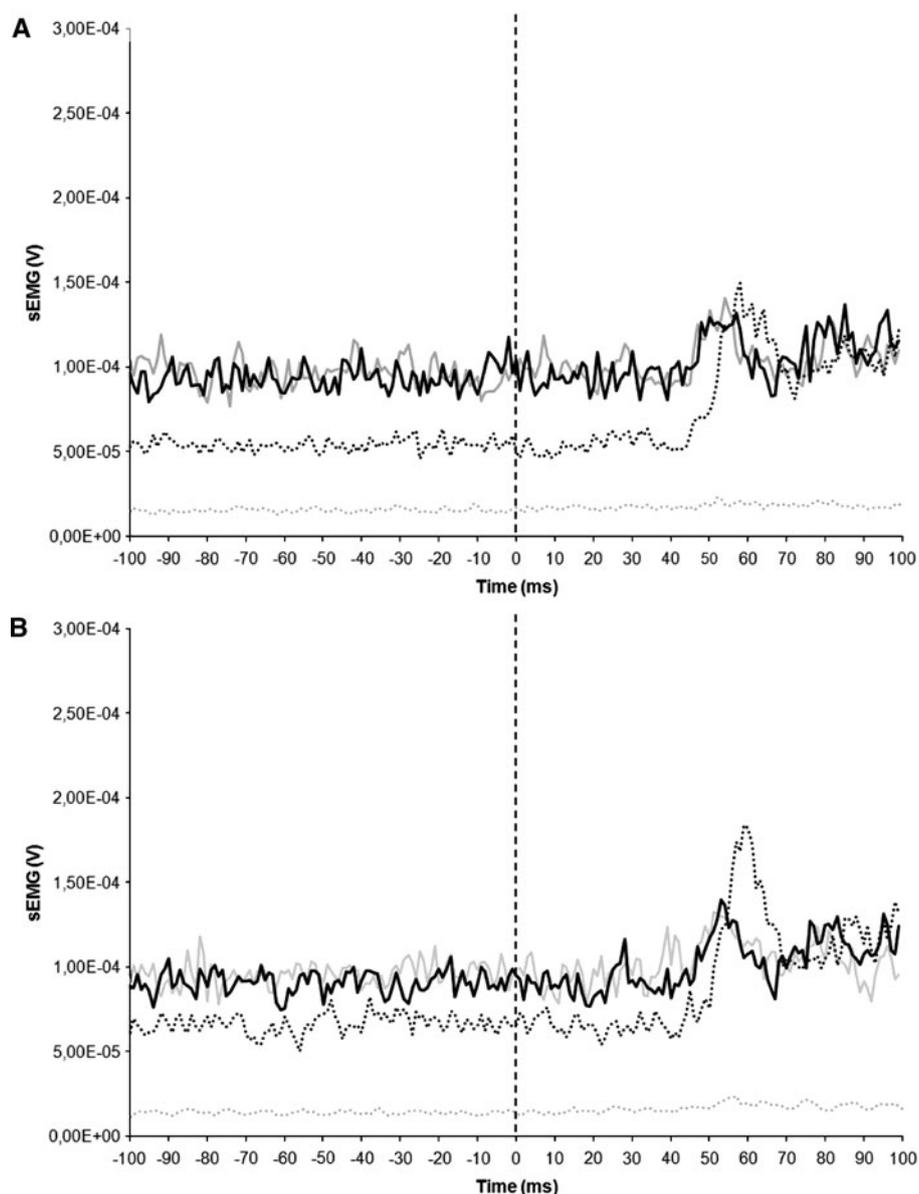


**Fig. 5** a Mean  $\pm$  standard deviation of the stiffness index of the active part of the series elastic component ( $SI_{SEC1}$ ) and b mean  $\pm$  standard deviation of the passive part of the series elastic component stiffness ( $S_{SEC2}$ ) determined before (filled bar) and after (open bar) 14 weeks of plyometric training for both trained and control groups. \*\*Statistically significant difference between pretest and posttest values ( $p < 0.05$ )

findings of Kubo et al. (2007). Thus, it seems likely that the observed increases in the SEC tendon stiffness may result from intrinsic structural changes (e.g., increases in cross linkages between collagen fibrils), rather than changes in the gross geometrical parameters of the tendon.

With respect to the methodology utilized in the current study, initially, the alpha technique was developed to separate both muscle and tendon stiffness behavior in isolated muscle–tendon preparations (Morgan 1977; Morgan et al. 1978). This method assumes that tendon stiffness remains constant throughout the range of force (Morgan, 1977). In the Electronic Supplementary Material 1, the effects of the assumption of constant stiffness of the  $SEC_1$  for force levels higher than 30% of MVC is quantified. Using data from the same subjects who were participants in the present study (Fouré et al. 2010b), where Achilles tendon stiffness was assessed using ultrasonography during increased isometric plantarflexion, it is clearly shown that a nonlinear model slightly, but significantly improves the calculations of tendon stiffness,  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  using the alpha method. However, it can also be concluded that the alpha method is

**Fig. 6** Mean sEMG–time relationships for each muscles: *gastrocnemius lateralis* (gray line), *gastrocnemius medialis* (black line), *soleus* (dotted black line) and *tibialis anterior* (dotted gray line) obtained for data 100 ms before and after the beginning of the stretch (*solidus*) on all valid trials for the trained group before (a) and after (b) 14 weeks of plyometric training



only slightly affected by the constant stiffness hypothesis (i.e., mean error of +3.4% for the  $SI_{SEC1}$  and  $-4.3\%$  for  $SI_{SEC2}$ ), indicating that the linear model can be utilized in the alpha method in vivo. This result confirms the conclusion of Proske and Morgan (1987) that, for ex vivo muscle, “above 20–30% of maximal isometric tension, tendon stiffness is more nearly constant than proportional to the tension”.

Some consideration should be given to neural signals affecting the current findings. In the current study, the method utilized assumes that change in muscular activation has no impact on the measurement of stiffness. From a theoretical perspective, studies have shown that the onset of a change in EMG activity as a result of the short latency stretch reflex generally occurs between 40 and 60 ms (Cronin et al. 2008; Obata et al. 2010). An analysis on

sEMG signal was performed on the data before and after the beginning of the stretch using a similar method to that described by Cronin et al. (2008). When compared with the results of Cronin et al., the short latency reflex occurred later and with smaller amplitude (Fig. 6). This difference could be explained by the ankle angle used before the stretch (i.e.,  $15^\circ$  in plantarflexion, whereas  $0^\circ$  was used in the study of Cronin et al.). In the current study, reflex activity was shown to occur at least 45 ms or more after the beginning of the stretch (Fig. 6). In the literature, the electromechanical delay for the plantarflexors is between 16 ms (at  $15^\circ$  in plantarflexion) during electrically evoked contractions (Muraoka et al. 2004) and 24 ms (at  $0^\circ$ ) during voluntary contractions (Wu et al. 2009). Therefore, the influence of such activity on the external torque and

**Table 3** Achilles tendon cross-sectional area ( $CSA_{AT}$ ), mean cross-sectional area of the triceps surae muscles ( $CSA_{TS}$ ) calculated from CSA determined at 50, 60 and 70% of the lower leg length, pennation angle and fascicule length for each muscle of the triceps surae (soleus [SO], gastrocnemius medialis [GM] and gastrocnemius lateralis [GL]) with gain between pre and posttests for both control and trained groups

	Trained group		Control group	
	Pretest	Posttest	Pretest	Posttest
$CSA_{AT}$ ( $mm^2$ )	55.6 (12.2)	57.3 (13.1)	53.8 (9.7)	55.3 (8.6)
$CSA_{TS}$ ( $mm^2$ )	3,432 (538)	3,659 (487)	3,900 (612)	3,783 (646)
GL				
Pennation angle ( $^\circ$ )	11.6 (3.6)	12.3 (2.9)	11.9 (1.6)	13.8 (1.4)
Fascicule length (cm)	8.9 (2.5)	8.6 (0.9)	8.7 (1.0)	7.7 (1.0)
GM				
Pennation angle ( $^\circ$ )	24.4 (3.2)	23.1 (2.2)	23.5 (3.0)	23.1 (1.9)
Fascicule length (cm)	5.5 (0.6)	5.9 (0.7)	5.6 (0.7)	5.7 (0.5)
SO				
Pennation angle ( $^\circ$ )	26.0 (4.6)	23.9 (6.2)	26.3 (5.8)	23.7 (4.3)
Fascicule length (cm)	3.6 (0.8)	4.1 (0.9)	3.5 (0.8)	3.9 (0.7)

The results are the mean (standard deviation)

stiffness assessed in the present study is likely to be minimal. In addition, a recent study showed that plyometric training did not change the short latency reflex apparition delay (Potach et al. 2009).

In summary, the present study has determined effects on both active and passive component of the SEC stiffness, and on geometrical properties of *triceps surae* MTC as a result of plyometric training. This type of training may enhance the elastic energy storage via the decrease in the active component of the SEC stiffness, but also increases muscular tension transmission and recoil of elastic energy due to an increase in the passive component of the SEC stiffness leading to an increase in MTC mechanical efficiency and consequently higher functional performance associated with this training program. Further research is needed to determine the likely physiological mechanisms involved in specific adaptations of the different structures within the MTC.

**Acknowledgments** The authors thank the volunteers who accepted to participate in this study and Jean Hug for drawing (Fig. 1). This study was supported by Grants from the AFM (Association Française contre les Myopathies, Grant n° 13923), Nantes Métropole and the RSPDL network (Recherche et Sport en Pays de la Loire).

## References

- Almeida-Silveira MI, Perot C, Pousson M, Goubel F (1994) Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflugers Arch* 427:289–294
- Blanpied P, Smidt GL (1992) Human plantarflexor stiffness to multiple single-stretch trials. *J Biomech* 25:29–39
- Blazevich AJ, Cannavan D, Coleman DR, Home S (2007) Influence of concentric and eccentric resistance training on architectural adaptation in human quadriceps muscles. *J Appl Physiol* 103:1565–1575
- Burgess KE, Connick MJ, Graham-Smith P, Pearson SJ (2007) Plyometric vs isometric training influences on tendon properties and muscle output. *J Strength Cond Res* 21:986–989
- Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F (1997) Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76:282–288
- Cronin NJ, Peltonen J, Ishikawa M, Komi PV, Avela J, Sinkjaer T, Voigt M (2008) Effects of contraction intensity on muscle fascicle and stretch reflex behavior in the human triceps surae. *J Appl Physiol* 105:226–232
- Fleiss JL (1986) The design and analysis of clinical experiment. Wiley, New York, pp 186–192
- Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C (2009) Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports* 19:811–818
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (2010a) In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study. *Int J Sports Med* 31:51–57
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (2010b) Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol* 109:849–854
- Goubel F, Marini JF (1987) Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflugers Arch* 410:321–325
- Goubel F, Pertuzon E (1973) Evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick-release method. *Arch Int Physiol Biochim* 81:697–707
- Grosset JF, Piscione J, Lambertz D, Perot C (2009) Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol* 105:131–139
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G (2000) Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 10:361–374
- Hill AV (1938) The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B* 126:136–195
- Huxley AF, Simmons RM (1971) Mechanical properties of the cross-bridges of frog striated muscle. *J Physiol (Lond)* 218:59–60
- Kawakami Y, Ichinose Y, Fukunaga T (1998) Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction. *J Appl Physiol* 85:398–404
- Kawakami Y, Muraoka T, Ito S, Kanehisa H, Fukunaga T (2002) In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol* 540:635–646
- Komi PV (1992) Stretch-shortening cycle. Blackwell, London
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T (2007) Effects of plyometric and weight training on

- muscle–tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc* 39:1801–1810
- Kyrolainen H, Avela J, McBride JM, Koskinen S, Andersen JL, Sipilä S, Takala TE, Komi PV (2005) Effects of power training on muscle structure and neuromuscular performance. *Scand J Med Sci Sports* 15:58–64
- Latash ML, Zatsiorsky VM (1993) Joint stiffness: myth or reality? *Human Mov Sci* 12:653–692
- Malisoux L, Francaux M, Nielens H, Theisen D (2006) Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J Appl Physiol* 100:771–779
- Markovic G (2007) Does plyometric training improve vertical jump height? A meta-analytic review. *Br J Sports Med* 41:349–355
- Morgan DL (1977) Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol* 232:C45–C49
- Morgan DL, Proske U, Warren D (1978) Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol* 282:253–261
- Muraoka T, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H (2004) Influence of tendon slack on electromechanical delay in the human medial gastrocnemius in vivo. *J Appl Physiol* 96:540–544
- Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C (2009) Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *J Biomech* 42:767–773
- Obata H, Kawashima N, Akai M, Nakazawa K, Ohtsuki T (2010) Age-related changes of the stretch reflex excitability in human ankle muscles. *J Electromyogr Kinesiol* 20:55–60
- Potach DH, Katsavelis D, Karst GM, Latin RW, Stergiou N (2009) The effects of a plyometric training program on the latency time of the quadriceps femoris and gastrocnemius short-latency responses. *J Sports Med Phys Fitness* 49:35–43
- Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F (1990) Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech* 23:343–348
- Pousson M, Perot C, Goubel F (1991) Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch* 419:127–130
- Pousson M, Legrand J, Berjaud S, Van Hoecke J (1995) Détente et élasticité: effets d'un entraînement pliométrique. *Sci Motric* 25:19–26
- Proske U, Morgan DL (1987) Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J Biomech* 20:75–82
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML (2003) The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol* 89:1–7
- Toumi H, Best TM, Martin A, Poumarat G (2004) Muscle plasticity after weight and combined (weight + jump) training. *Med Sci Sports Exerc* 36:1580–1588
- Wu YK, Lien YH, Lin KH, Shih TT, Wang TG, Wang HK (2009) Relationships between three potentiation effects of plyometric training and performance. *Scand J Med Sci Sports* 20:80–86
- Ying M, Yeung E, Li B, Li W, Lui M, Tsoi CW (2003) Sonographic evaluation of the size of Achilles tendon: the effect of exercise and dominance of the ankle. *Ultrasound Med Biol* 29:637–642

# Electronic Supplementary Material 1

*Title:* Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex.

*Authors:*

Alexandre FOURE<sup>1</sup>, Antoine NORDEZ<sup>1</sup>, Peter MCNAIR<sup>2</sup>, Christophe CORNU<sup>1</sup>✉

*Affiliations:*

<sup>1</sup>Université de Nantes, Laboratoire “Motricité, Interactions, Performance” - EA 4334, UFR STAPS, Nantes, France

<sup>2</sup> Health and Rehabilitation Research Institute, Auckland University of Technology, Private Bag 92006, Auckland 1, New Zealand.

*Corresponding author:*

Christophe Cornu

✉Laboratoire “Motricité, Interactions, Performance”, UFR STAPS

25 bis Bd Guy Mollet

44 322 Nantes cedex 3, France

Tel: +33 (0)2 51 83 72 17

Fax: +33 (0)2 51 83 72 10

E-mail: [christophe.cornu@univ-nantes.fr](mailto:christophe.cornu@univ-nantes.fr)

## Introduction

In the present article, the alpha method initially developed by Morgan (1977) for *ex vivo* muscle is adapted to analyse the effects of plyometric training *in vivo*. The alpha method has two assumptions associated with its use: *i*) the stiffness of the active series elastic component ( $SI_{SEC1}$ ) is assumed to be proportional to the torque (Morgan 1977) and *ii*) the stiffness of the passive series elastic component ( $S_{SEC2}$ ) is assumed to be constant across the range of torque investigated. In some recent studies on Human Achilles tendon, tendon stiffness is considered as constant for force levels higher than 50% of the maximal voluntary contraction (MVC) in order to calculate the tendon stiffness as the slope of the force-length relationship (e.g., Kubo et al. 2002; Kubo et al. 2007). However, a non-linearity is obviously present on this range of force. The question then is how much is the alpha method affected by the assumption of constant stiffness of the  $SEC_1$  in the range of force used in the present study (i.e., higher than 30% of the MVC)? In attempting to answer this question, we firstly conducted an analysis on tendon force-length relationship obtained by using ultrasonography to compare the linear model and a non linear model to fit the tendon force-length relationships. Secondly, these two models were compared in the determination of  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  using the alpha method.

### 1- Comparison of the linear model and a non linear model to fit tendon force-length relationships

In order to compare linear and non linear models, data from a previous study (Fouré et al. In press) were used. The subjects were the same as those in the present study ( $n = 19$ ). They were also tested to assess the effects of plyometric training on the Achilles tendon mechanical properties assessed using ultrasonography. The method used to obtain force-length relationships is described in

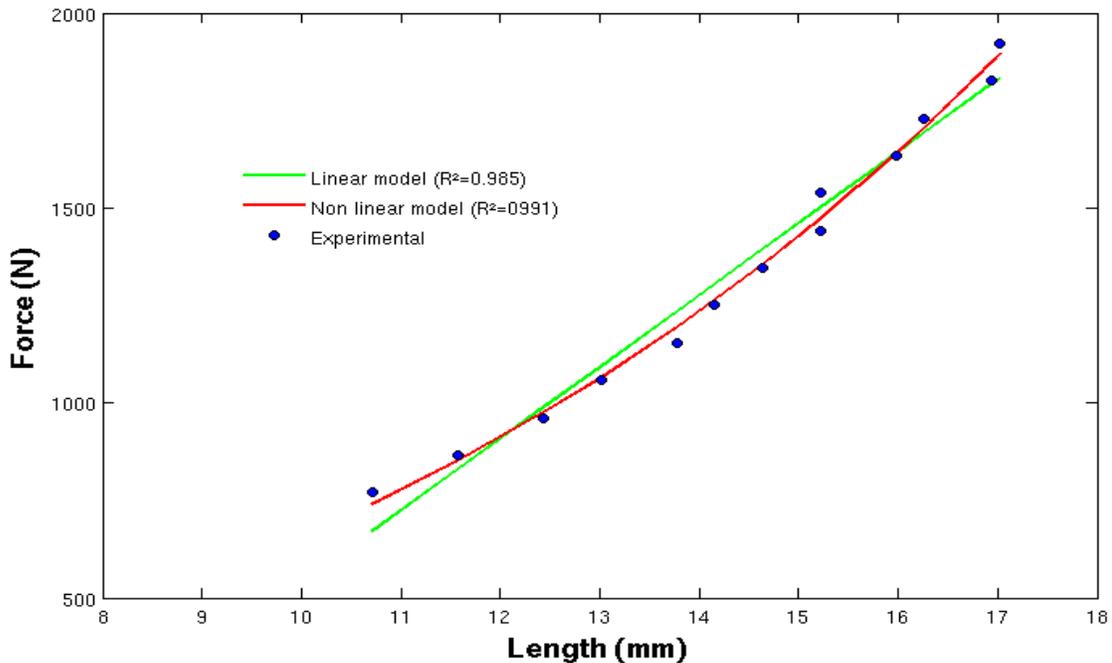
details in Fouré et al. (In press). The range of force from 30% to 90% of the MVC was extracted from these relationships. Thereafter, a linear model and a Sten-Knudsen model (1) (Nordez et al. 2006) were fitted on the tendon force-elongation relationships using an optimization procedure based on a non-linear least squares method (Levendberg–Marquardt algorithm (Marquard 1966)).

$$F = \frac{R_T}{A} (e^{AL} - a) \quad (1)$$

$F$ : force,  $L$ : length,  $A$ : tendon stiffness index,  $R_T$ : tendon stiffness,  $a$ : constant

This non linear model was chosen because an exponential function is appropriate to fit to force-length relationships of biological tissues (Fung 1981). The main advantage of this exponential model is that it provides a linear relationship between stiffness and force (Nordez et al. 2006):

$$R = \frac{dF}{dL} = AF + R_T \quad (2)$$



**Figure 1:** Typical example of Achilles tendon force-length relationship fitted with the linear and the non-linear models

$R^2$  values obtained using both models were compared using a paired T-test. The stiffness

obtained using the linear model was also compared to minimal and maximal stiffness obtained using the non-linear model. A typical example of the lines of best fit is shown Figure 1.

$R^2$  values were slightly but significantly ( $P < 0.05$ ) higher for the non linear model ( $R^2 = 0.988 \pm 0.010$ ) in comparison to the linear model ( $R^2 = 0.980 \pm 0.020$ ). Using the linear model in comparison to the non linear model, the minimal tendon stiffness was over-estimated from  $17.2 \pm 18.1\%$ , while the maximal tendon stiffness was underestimated from  $22.8\% \pm 17.4\%$ .

This first part clearly shows that the non linear model slightly but significantly improves the tendon stiffness calculation. The same model was then compared to the linear model in the estimation of  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  performed with the alpha method.

## 2- Comparison of the linear model and a non linear model in the alpha method

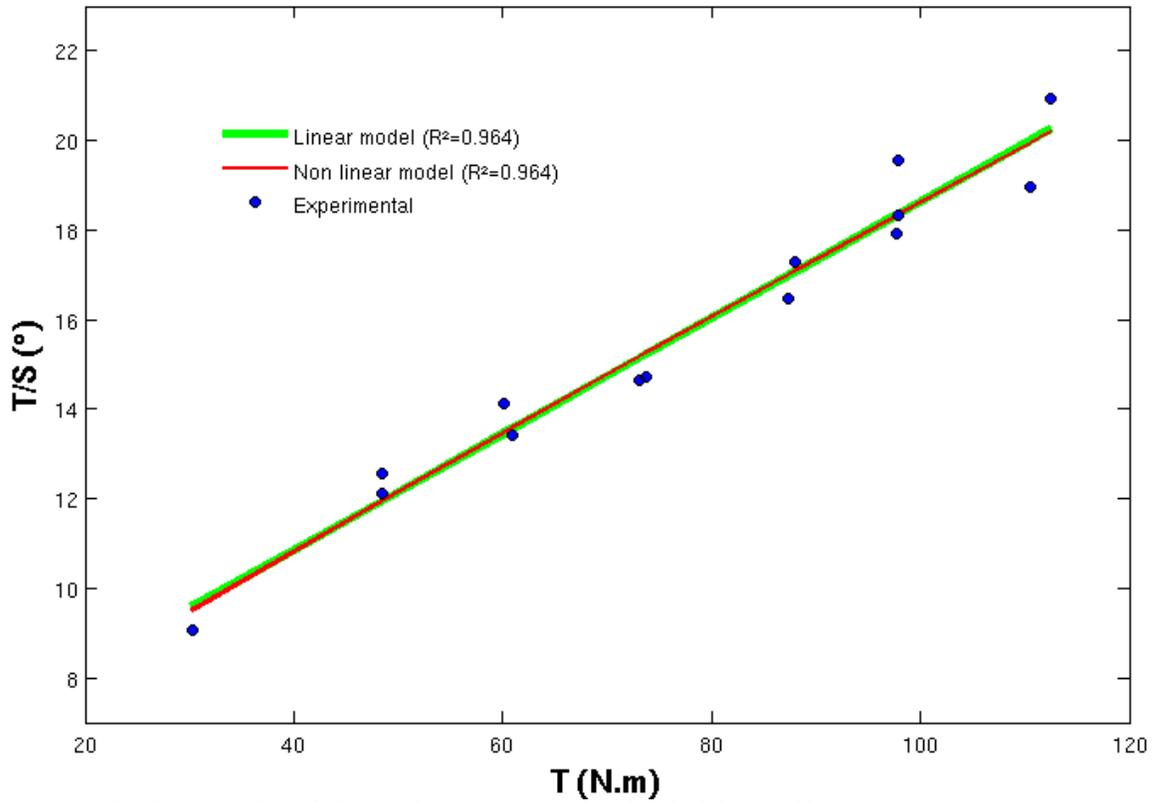
A linear increase in  $S_{SEC2}$  with ankle torque ( $T$ ) was introduced in the alpha method (3).

$$\alpha = \frac{T}{S} = \frac{T}{AT + S_{SEC2}} + \frac{1}{\alpha_0} \quad (3)$$

$S$ : ankle stiffness,  $A$ : stiffness index of the  $SEC_2$ ,  $\frac{1}{\alpha_0}$  :  $SI_{SEC1}$

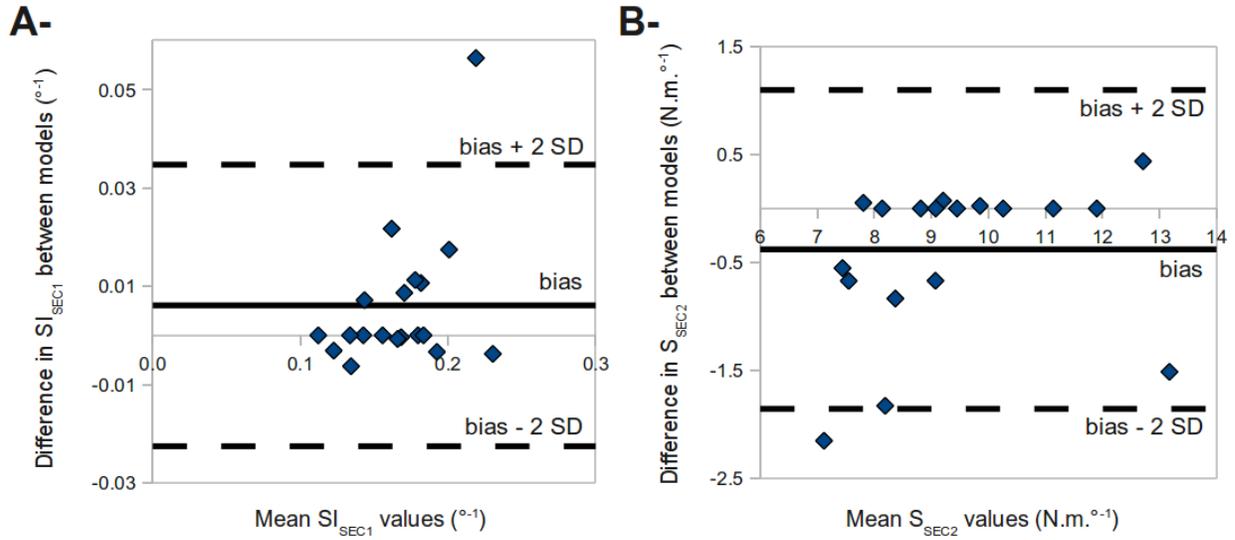
The equation (3) was fitted on the alpha-torque relationship using an optimization procedure based on a non-linear least squares method (Levendberg–Marquardt algorithm (Marquard 1966)), and this fit was compared with the linear model used by Morgan (1977) and described in the manuscript.

$R^2$  values obtained using both models were compared using a paired T-test, and  $S_{SEC2}$  and  $SI_{SEC1}$  values obtained using both models were compared using Bland-Altman procedures (Bland and Altman 1986). A typical example of the fit is shown Figure 1.



**Figure 2:** Typical example of the  $\alpha$  (i.e., torque (T) divided by stiffness (S)) – T relationship fitted with the linear and the non-linear model. For this subject the error between models was 6.0% and -7.2% for  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$ , respectively.

While  $R^2$  values were significantly different ( $P < 0.05$ ), mean values were very similar across models (linear model:  $R^2 = 0.9449 \pm 0.0276$ , non-linear model:  $R^2 = 0.9450 \pm 0.0278$ ). The differences between both models for  $SI_{SEC1}$  ( $3.41 \pm 7.84\%$ ) and  $S_{SEC2}$  ( $-4.28 \pm 7.99\%$ ) were significant ( $P < 0.05$ ) and Bland-Altman procedures are shown Figure 3.



**Figure 3:** Bland-Altman procedures for the comparisons between the linear and the non linear models A- of the stiffness index of the active series elastic component ( $SI_{SEC1}$ ) and B- of the stiffness of the passive series elastic component ( $S_{SEC2}$ ). Biases are significantly different from 0 for both comparisons. SD: standard deviation

The results of this second analysis confirm those of the previous section in that the non-linear model for tendon and  $SEC_2$  slightly improves the parameter estimation. The error in assuming linear elastic properties in the tendon through the range from 30% to 90% of the MVC (3.4% for the  $SI_{SEC1}$  and 4.3% for  $S_{SEC2}$ ) can be considered as acceptable. It is notable that this error is lower than that reported by Fouré et al. (2010) (i.e., 6.0% and 5.9% for  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$ , respectively).

### 3- Conclusions

In this Electronic Supplementary Material, the effects of the assumption of constant stiffness of the  $SEC_2$  for force levels higher than 30% of the MVC is quantified. It is clearly shown that a non linear model slightly but significantly improves the calculations of tendon stiffness (part 1) and  $SI_{SEC1}$  and  $S_{SEC2}$  using the alpha method (part 2). However, it can be concluded that the alpha method

is only slightly affected by the assumption of constant stiffness (i.e., 3.4% for the  $SI_{SEC1}$  and 4.3% for  $S_{SEC2}$ ), indicating that the linear model can be utilised in the alpha method *in vivo*. This result confirms those of Proske and Morgan (1987) who concluded that, for *ex vivo* muscle, “above 20-30% of maximal isometric tension, tendon stiffness is more nearly constant than proportional to the tension”.

#### **4- References**

- Bland JM, Altman DG (1986) Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1: 307-310.
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (2010) In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study. *Int J Sports Med* 31: 51-57.
- Fouré A, Nordez A, Cornu C (In press) Plyometric training effects on Achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol*
- Fung YC (1981) *Biomechanics : mechanical properties of living tissues*. Springer-Verlag, New-York.
- Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T (2002) Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports* 12: 3-8.
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T (2007) Effects of Plyometric and Weight Training on Muscle-Tendon Complex and Jump Performance. *Med Sci Sports Exerc* 39: 1801-1810.
- Marquard DW (1966) An algorithm for least squares estimation of non-linear parameters. *J Soc Ind Appl Math* 2: 431-441.

Morgan DL (1977) Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle.

Am J Physiol 232: C45-49.

Nordez A, Cornu C, McNair P (2006) Acute effects of static stretching on passive stiffness of the

hamstring muscles calculated using different mathematical models. Clin Biomech (Bristol,

Avon) 21: 755-760.

Proske U, Morgan DL (1987) Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the

control of movement. A review. J Biomech 20: 75-82.

## Résumé

### **Caractérisation des propriétés mécaniques et géométriques des structures musculaires et tendineuses des fléchisseurs plantaires de la cheville *in vivo*. Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique.**

Les modalités d'exercice pliométriques et excentriques induisent une utilisation différente de l'énergie élastique potentielle par les structures musculaires et tendineuses. Afin de déterminer les adaptations des structures du système musculo-tendineux des fléchisseurs plantaires de la cheville à 14 semaines d'entraînement pliométrique et excentrique, un travail de développement et de validation méthodologique a été nécessaire. La géométrie des muscles du triceps sural et du tendon d'Achille ainsi que les propriétés mécaniques de l'ensemble des composantes élastiques du modèle rhéologique de Zajac (1989) ont pu être caractérisées non-invasivement *in vivo*. Les résultats ont montré que les propriétés mécaniques du tendon et du muscle s'adaptent de manière spécifique et différente selon le type d'entraînement afin d'optimiser les processus de transmission de la tension musculaire au squelette et de stockage-restitution de l'énergie potentielle élastique lors du mouvement. Les entraînements pliométrique et excentrique aboutissent à une diminution de la raideur du muscle permettant une augmentation du stockage d'énergie élastique. En revanche, seul l'entraînement pliométrique a provoqué une augmentation de la raideur tendineuse et une diminution de l'énergie dissipée par le tendon permettant une meilleure restitution de l'énergie élastique stockée. L'entraînement excentrique n'a pas modifié les propriétés mécaniques du tendon, la finalité de la contraction excentrique consistant à dissiper l'énergie stockée plutôt qu'à la restituer. La nature des adaptations des propriétés mécaniques des muscles et du tendon après les deux types d'entraînement est associée à une modification de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus musculaires et tendineux plutôt qu'à un changement au niveau des paramètres géométriques des muscles et du tendon.

**Mots-clés :** Entraînement pliométrique, entraînement excentrique, sauts, souplesse, composante élastique, raideur musculo-articulaire, CSA du tendon, architecture du muscle, énergie dissipée.

## Abstract

### **Characterization of the geometrical and mechanical properties of ankle plantar flexors muscle and tendon structures *in vivo*. Effects of plyometric and eccentric training.**

Plyometric and eccentric contractions lead to a different use of potential elastic energy by muscular and tendinous structures. To determine the geometrical and mechanical properties adaptations of the ankle plantar flexors musculo-tendinous complex to 14 weeks of plyometric and eccentric training, a methodological development was required. The geometry of the *triceps surae* muscles and the Achilles tendon and also the mechanical properties of each elastic components based on Zajac's rheological modeling (1989) were assessed non-invasively *in vivo*. The results showed that the tendon and muscles mechanical properties changed in a specific and different way according to the training modality in order to optimize the muscular tension transmission to the skeleton and potential elastic energy storage-recoil processes during movement. Plyometric and eccentric trainings lead to a decrease of the muscle stiffness allowing an increase of the energy stored. Only plyometric training induced an increase in tendon stiffness and a decrease in energy dissipated by the tendon allowing a better restitution of the elastic energy stored. The eccentric training did not change the tendon mechanical properties, the aim of eccentric contraction consisting in dissipating the stored energy rather than restoring it. The nature of the mechanical properties adaptations in muscles and tendon is rather due to change in intrinsic mechanical properties of muscle and tendinous tissues rather than in geometric parameters of plantar flexors muscles and tendon.

**Keywords:** plyometric training, eccentric training, jumps, flexibility, elastic component, musculo-articular stiffness, tendon CSA, muscle architecture, dissipated energy.