UNIVERSITÉ DE NANTES

UFR DES SCIENCES ET TECHNIQUES DES ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES

CARACTÉRISATION ET MODÉLISATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE EN CONDITIONS PASSIVES.

INFLUENCE DE PROTOCOLES D'ÉTIREMENTS CYCLIQUE ET STATIQUE

THÈSE DE DOCTORAT

École Doctorale CHIMIE-BIOLOGIE
Discipline : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
Spécialité : Biomécanique

présentée
et soutenue publiquement par

NORDEZ Antoine

Le 27 novembre 2006, devant le jury ci-dessous

Président	M. BELLI Alain, Professeur des Universités, Université de St-Étienne
Rapporteurs	M. DRAPIER Sylvain, Professeur des Universités, École Nationale Supérieure des Mines de St-Étienne
	M. POUSSON Michel, Professeur des Universités, Université de Bourgogne
Examinateur	M. GOUBEL Francis, Professeur des Universités Émérite, Université de Technologie de Compiègne
Directeur de thèse :	M. CORNU Christophe, Maître de Conférences – HDR, Université de Nantes
Co-encadrant :	M. CASARI Pascal, Maître de Conférences, Université de Nantes

Avant propos

Les travaux présentés dans ce manuscrit se sont déroulés au sein du laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (JE 2438) de l'UFR STAPS de l'Université de Nantes. Ils ont donné lieu à des collaborations avec l'Institut de recherche en Génie Civil et Mécanique (UMR 6183) de l'Université de Nantes ; le Physical Rehabilitation Research Centre, Auckland University of Technology ; et le Laboratoire Ondes et Acoustique (UMR CNRS 7587), ESPCI, Université Paris VII.

Je remercie sincèrement l'ensemble de ceux qui, de près ou de loin, ont contribué à l'aboutissement de ces travaux, et tout particulièrement :

Christophe CORNU qui a initié ce travail, dirigé cette thèse et sur qui j'ai toujours pu compter ces trois dernières années, y compris dans les moments difficiles. Merci pour ces trois années extrêmement enrichissantes aussi bien d'un point de vue scientifique que personnel.

Pascal CASARI, pour m'avoir donné « le virus » de la recherche en maîtrise, pour les « tours de bateau » en class america et autres trimarans de 60 pieds ; et surtout pour m'avoir constamment soutenu pendant toutes ces années (cinq déjà !).

Sylvain DRAPIER et Michel POUSSON qui me font l'honneur d'être rapporteurs de mes travaux.

Francis GOUBEL et Alain BELLI, pour avoir accepté de participer à mon jury de thèse. C'est un grand honneur que vous examiniez mon travail.

Arnaud GUÉVEL, pour les nombreux conseils précieux et tout ce que j'ai appris lors de nos travaux communs. Merci également d'avoir déclenché cette thèse.

Peter McNAIR, pour les collaborations et échanges passionnants au cours de ces deux dernières années, et également pour l'accueil particulièrement chaleureux qui m'a été réservé à Auckland en juillet et août 2006.

Stefan CATHELINE et Jean-Luc GENNISSON, avec qui ce fut un grand plaisir de travailler, en espérant que nous pourrons collaborer à nouveau dans le futur.

Jacques PRIOUX, pour m'avoir accueilli au sein du laboratoire il y a tout juste trois ans, mais également pour avoir accepté de diriger ma première année de thèse.

L’ensemble des membres du laboratoire présents ou passés, pour leurs conseils avisés et leur soutien… mais également pour les très bons moments passés ensemble autour d’un pot au labo (à quand le prochain papier accepté ?), à Carquefou, à Paris ou à Heödic… Une pensée particulière à mes voisins de bureau Alex, Anthony, Seb, Marie, Erwan, Alexandre, Jonathan… pour m’avoir « supporté » ces trois années. Bon courage à ceux qui sont en « phase terminale » de thèse !

L’ensemble du personnel de l’UFR STAPS pour leur aide technique et administrative, les techniciens de l’UFR Sciences et Techniques et particulièrement Michel ROCHE pour ses dépannages « à l’arrache » et son aide technique précieuse.

Les sujets des différentes expérimentations pour le temps qu’ils ont bien voulu m’accorder.

Mes parents, pour leur soutien et leur confiance tout au long de mes études. Merci pour tout !

Dans ces quelques lignes, je ne pourrai jamais suffisamment dire merci à Claire pour son soutien et son amour…

Ce travail a donné lieu aux publications et communications suivantes :

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

Nordez A., Cornu C., McNair P.J. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics*; *21*(7), 755-60.

Nordez A., McNair P.J., Casari P., Cornu C. (Accepté). Changes in musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *International Journal of Sports Medicine.*

Communications dans des congrès internationaux avec actes :

Nordez A., Cornu C., Casari P., Catheline S. (2006). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *5th World Congress of Biomechanics,* communication orale. In : *Journal of Biomechanics*, *39*(1), S37.

Nordez A., McNair P.J., Casari P., Cornu C. (2006). Acute changes in hamstrings musculo-articular viscous properties induced by cyclic and static stretching. *11th ECSS Congress,* communication orale.

Nordez A., Cornu C. (2005). Comparison of two originals methods for human musculo-articular viscoelasticity assessment using a passive torque-angle relationship. *International congress « Myology 2005 »*, communication affichée.

Nordez A., Cornu C. (2005). Changes in hamstrings passive viscoelastic properties induced by static stretching. *International congress « Myology 2005 »*, communication affichée.

Communications dans des congrès nationaux avec actes :

Nordez A., Caillaud F., Casari P., Cornu C. (2005). Effets aigus d'étirements statiques standardisés sur les propriétés mécaniques passives et la relation couple-angle isocinétique des ischios-jambiers. *Colloque Sport et Recherche en Pays De la Loire*, communication affichée.

Communications sans actes

Nordez, A., Casari, P., Cornu, C. (2005). Effets aigus d'étirements statiques sur les propriétés mécaniques passives et la relation couple-angle isocinétique des ischios-jambiers. *Forum des Doctorants*, Nantes.

Nordez A., Casari P., Cornu C. (2006). Utilisation de l'élastographie impulsionnelle pour la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle : résultats et perspectives. *Séminaire de recherche du laboratoire Ondes et Acoustique (UMR CNRS 7587)*, ESPCI, Paris, 23 janvier 2006.

Autres publications et communications portant sur des thématiques proches :

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

Boyas S., Nordez A., Cornu C., Guével A. (Sous presse). Power measurements on rowing ergometer: mechanical sensors vs. Concept2© system. *International Journal of Sports Medicine.*

Deffieux T., Gennisson J.L., Nordez A., Tanter M., Fink M. (Accepté). Ultrafast imaging of *in vivo* muscle contraction using ultrasound. *Applied Physic Letters*.

Communications dans des congrès internationaux avec actes :

Nordez A., Cornu C. (2005). Effets d'étirements statiques sur la capacité de production de force lors de flexions et d'extensions isocinétiques du genou : incidence de l'étirement initial des ischio-jambiers. *11ème Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*, communication orale.

Liste des principales abréviations et notations utilisées dans ce manuscrit

AAM	Amplitude Articulaire Maximale
BF	*biceps femoris*
C	Couple passif développé par le CMA en résistance à l'étirement
CCI	Coefficient de Corélation Interclasse
CD	Coefficient de Dissipation
CEP	Composant Elastique Parallèle
CES	Composant Elastique Série
CMA	Complexe Musculo-Articulaire
CV	Coefficient de Variation
ED	Energie potentielle élastique Dissipée
EMGs	Electromyographie de surface
ER	Energie potentielle élastique Restituée
ESM	Erreur Standard de Mesure
f	coefficient de frottement
GL	*gastrocnemius lateralis*
GM	*gastrocnemius medialis*
IC 95%	Intervalle de Confiance à 95%
IR	Indice de Raideur
IR_{P2}	Indice de Raideur calculé avec le modèle polynomial du second ordre
IR_{SK}	Indice de Raideur calculé avec le modèle de Sten-Knudsen
P2	modèle polynomial du second ordre
P4	modèle polynomial du quatrième ordre
r	coeficient de corrélation de Bravais-Pearson
R^2	Coefficient de détermination
RMA	Raideur Musculo-articulaire
RMA_{P2}	Raideur Musculo-articulaire calculée avec le modèle P2
RMA_{P4}	Raideur Musculo-articulaire calculée avec le modèle P4
RMA_{SK}	Raideur Musculo-articulaire calculée avec le modèle SK
RML	Raideur musculaire Locale mesurée par élastographie impulsionnelle
RMS	Root Mean Square
SK	Modèle de Sten-Knudsen
SO	*soleus*
SREC	Short Range Elastic Component
SSI	Supersonic Shear Imaging
ST	*semitendinosus*
$\Delta\theta$	décalage d'angle articulaire
θ	angle articulaire
P	Significativité
ω	vitesse angulaire

Table des Matières

INTRODUCTION GÉNÉRALE **1**

CHAPITRE I. CARACTÉRISATIONS *IN VIVO* DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES PASSIVES DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE **5**

I.1. CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES PASSIVES DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE PAR ÉTIREMENTS PASSIFS 6

I.1.1. Introduction *6*

I.1.2. Revue de littérature *6*

I.1.3. Validation de l'utilisation du dynamomètre Biodex ® utilisé en conditions passives *34*

I.1.4. Caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif lors d'étirements à différentes vitesses *50*

I.1.5. Raideur musculo-articulaire caractérisée par les étirements passifs : incidence de l'utilisation de différents modèles mathématiques *61*

I.1.6. Conclusion *69*

I.2. CARACTÉRISATION DE L'ÉLASTICITÉ MUSCULAIRE PASSIVE PAR ÉLASTOGRAPHIE IMPULSIONNELLE 70

I.2.1. Introduction *70*

I.2.2. Caractérisation de l'élasticité musculaire par propagation d'ondes acoustiques : intérêt de l'utilisation de l'élastographie impulsionnelle *71*

I.2.3. Caractérisation de la raideur musculaire passive par élastographie impulsionnelle *82*

I.3. CONCLUSION 92

CHAPITRE II. CARACTÉRISATION DES EFFETS AIGUS DE PROTOCOLES D'ÉTIREMENTS PASSIFS CYCLIQUE ET STATIQUE SUR LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE **95**

II.1. INTRODUCTION 96

II.2. REVUE DE LITTÉRATURE DES EFFETS AIGUS DES ÉTIREMENTS PASSIFS SUR LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DE L'ARTICULATION 98

II.2.1. Modifications des propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire induites par les étirements passifs *98*

II.2.2. Mécanismes pouvant expliquer les modifications de propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire induites par un protocole d'étirements passifs *103*

II.3. EFFETS D'ÉTIREMENTS PASSIFS SUR LES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE 106

II.3.1. Objectifs *106*

II.3.2. Matériels et méthodes *106*

II.3.3. Effets des étirements cycliques et statiques sur le couple passif *108*

II.3.4. Effets d'étirements passifs sur la raideur musculo-articulaire calculée avec différents modèles mathématiques *111*

II.3.5. Effets d'étirements passifs sur les propriétés dissipatives du complexe musculo-articulaire *117*

II.3.6. Détermination d'un décalage potentiel des relations couple-angle après des étirements passifs *121*

II.3.7. Conclusions *127*

II.4. DÉPENDANCE À LA VITESSE D'ÉTIREMENT DES MODIFICATIONS DES PROPRIÉTÉS DISSIPATIVES INDUITES PAR LES ÉTIREMENTS CYCLIQUES 128

II.4.1. Introduction *128*

II.4.2. Matériels et méthodes *128*

II.4.3. Résultats *130*

II.4.4. Discussion *131*

II.5. EFFETS D'ÉTIREMENTS STATIQUES SUR LA RAIDEUR MUSCULAIRE DÉTERMINÉE PAR ÉLASTOGRAPHIE IMPULSIONNELLE 133

II.5.1. Introduction *133*

II.5.2. Matériels et méthodes *133*

II.5.3. Résultats *135*

II.5.4. Discussion *136*

II.6. DISCUSSION ET CONCLUSION 137

II.6.1. Bilan des principaux résultats et mécanismes proposés *137*

II.6.2. Implications de nos résultats pour la pratique des étirements *139*

II.6.3. Conclusion *142*

CHAPITRE III. MODÉLISATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DU COMPLEXE MUSCULO-ARTICULAIRE PASSIF *IN VIVO* **143**

III.1. INTRODUCTION 144

III.2. MODÉLISATION DU COMPORTEMENT MÉCANIQUE DES TISSUS BIOLOGIQUES 145

III.2.1. Introduction *145*

III.2.2. Théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire *145*

III.2.3. Modélisation rhéologique *146*

III.2.4. Modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire in vivo .. *150*

III.2.5. Conclusions *151*

III.3. MATÉRIELS ET MÉTHODES 153

III.3.1. Recueil des données expérimentales *153*

III.3.2. Méthodologie utilisée pour la modélisation *156*

III.4. ÉTUDE ① : MODÈLE GLOBAL 159

III.4.1. Mise en place du modèle *159*

III.4.2. Résultats *167*

III.4.3. Discussion *168*

III.5. ÉTUDE ② : PRISE EN COMPTE DES ADAPTATIONS AU COURS DES 5 PREMIERS CYCLES EN PRÉ-TEST 172
III.5.1. Mise en place du modèle *172*
III.5.2. Résultats *173*
III.5.3. Discussion *174*
III.6. ÉTUDE ③ : PRISE EN COMPTE DES ADAPTATIONS APRÈS LES ÉTIREMENTS STATIQUES 175
III.6.1. Mise en place du modèle *175*
III.6.2. Résultats *175*
III.6.3. Discussion *176*
III.7. ÉTUDE ④ : SIMULATION DU POST-TEST 177
III.7.1. Mise en place des simulations *177*
III.7.2. Résultats *177*
III.7.3. Discussion *181*
III.8. CONCLUSION 182

CONCLUSION GÉNÉRALE 185

BIBLIOGRAPHIE 189

ANNEXE : RÉSULTATS DU CHAPITRE III POUR TOUS LES SUJETS 201

Introduction générale

La production de force musculaire permet le maintien postural et la mobilisation des membres. Devant l'importance de telles fonctions, on conçoit que l'étude de l'ensemble des phénomènes régissant le système musculo-squelettique constitue un enjeu majeur. Dans ce contexte, la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle a contribué à mieux comprendre son comportement et certains de ses mécanismes adaptatifs à diverses sollicitations (*e.g.* protocoles d'entraînements de la force, vieillissement, pathologies neuromusculaires). Le comportement mécanique du muscle lors de contractions peut être étudié au travers de modèles dont certains présentent l'avantage de considérer le comportement du muscle isolé aussi bien que celui d'un groupe musculaire *in vivo* (*e.g.* Hill, 1938, 1951).

D'autres méthodes d'analyse du comportement mécanique du muscle isolé utilisent des essais « classiques » de caractérisation de matériaux pour étudier le muscle en conditions passives. On peut par exemple citer les cycles de charge/décharge à différentes vitesses, les essais de relaxation, ou les essais de fluage (Fung, 1983). Ces essais consistent à soumettre le muscle à différentes modalités d'étirement et à mesurer la tension produite en résistance à l'étirement. Plusieurs études ont adapté le modèle de Hill (1938, 1951) afin de le rendre compatible avec les données expérimentales obtenues sur le muscle passif. Ces modèles de muscles passifs ont, par exemple, permis d'analyser l'incidence de pathologies génétiques (Anderson *et al.*, 2002 ; Wolf *et al.*, 2006), de divers protocoles d'étirements (Taylor *et al.*, 1990), ou de simuler la réponse du muscle soumis à divers protocoles (Speich *et al.*, 2006).

In vivo, il a été montré qu'il est possible d'implémenter des protocoles de caractérisation analogues à ceux utilisés sur le muscle isolé. Les propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif (CMA) peuvent ainsi être déterminées (Magnusson, 1998). Pourtant, ce type de méthodologie a principalement fait l'objet d'études cliniques visant à décrire la flexibilité de différentes populations et les modifications d'amplitude maximale de mouvement d'une articulation (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Ainsi, la compréhension du comportement du CMA passif reste limitée, et très peu de modèles du comportement mécanique de ce système ont été implémentés dans la littérature. De plus, les propriétés du CMA semblent être modifiées par diverses sollicitations, par exemple à la suite de protocoles d'étirements réalisés dans le cadre de pratiques sportives et de rééducations fonctionnelles. Néanmoins, les effets des étirements sont relativement contradictoires dans la littérature et les mécanismes pouvant expliquer de potentielles adaptations sont relativement mal connus.

Aussi, les objectifs de ces travaux de thèse sont tout d'abord de caractériser le comportement mécanique du CMA passif et ses adaptations aiguës à l'étirement, puis de développer un modèle de ce comportement.

Dans un premier chapitre nous caractériserons certaines propriétés mécaniques du CMA en conditions passives. Une première approche, sur la base d'étirements passifs imposés à différentes vitesses à l'articulation, sera validée et utilisée afin de mettre en évidence des caractéristiques mécaniques originales du CMA. Néanmoins, cette approche globale ne nous permettra pas de séparer les contributions des différentes structures du complexe (muscles, tendons, articulation…) au comportement observé. C'est pourquoi une nouvelle approche, l'élastographie impulsionnelle, basée sur la propagation d'ondes acoustiques dans le muscle, sera développée et devrait nous permettre de mesurer une raideur musculaire locale lors d'un étirement passif.

Un protocole d'étirement, du type de ceux réalisés dans le cadre de certaines pratiques sportives ou de rééducations fonctionnelles, peut induire des modifications du comportement de ce complexe. Cependant, les effets des étirements sont toujours discutés dans la littérature, et les mécanismes permettant d'expliquer les modifications potentiellement induites par ces protocoles d'étirement sont encore mal connus. C'est pourquoi l'objectif du second chapitre sera de caractériser les effets de deux modalités d'étirements passifs sur les propriétés mécaniques déterminées dans le premier chapitre. Nous proposerons des mécanismes permettant d'expliquer nos résultats, et leurs implications pratiques seront discutées.

Enfin le troisième chapitre sera consacré à la modélisation des comportements analysés dans les CHAPITRES I et II. Un modèle permettant de prendre en compte le comportement mécanique du système ainsi que ses modifications lors de différents protocoles d'étirements sera mis en place et discuté. Des applications à court terme de l'utilisation du modèle en terme de prédiction et de simulation du comportement ainsi que des pistes de travaux à plus long terme seront présentés.

Chacun des trois chapitres de ce manuscrit débutera par une revue de littérature centrée sur la problématique du chapitre considéré, puis nos travaux seront présentés et les résultats discutés.

CHAPITRE I.

Caractérisations *in vivo* des propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire

I.1. Caractérisation des propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire par étirements passifs

I.1.1. Introduction

In vivo, il est possible de modifier la longueur des muscles en mobilisant les articulations et, à partir d'un certain angle articulaire (θ_0), les muscles croisant une articulation peuvent produire une résistance à l'étirement. Les étirements passifs consistent donc à placer l'angle articulaire au delà de l'angle θ_0 par une action externe.

Ceci nécessite de vérifier que l'activité électrique musculaire est négligeable (Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998; McNair et Portero, 2005). Nous veillerons à respecter cette condition tout au long de ce mémoire ; aussi les facteurs nerveux et les mécanismes réflexes qui sont présents lors de l'étirement d'un muscle *in vivo* ne seront pas détaillés dans nos travaux.

Il est possible de caractériser les propriétés mécaniques passives de l'articulation en mesurant la réponse du complexe musculo-articulaire (CMA) lors de différents protocoles d'étirements passifs. Après une revue de littérature qui présente brièvement les principales structures physiologiques impliquées lors d'étirements passifs, nous détaillerons *i*) les dispositifs expérimentaux classiquement utilisés afin de déterminer les propriétés mécaniques passives des articulations du genou et de la cheville *ii*) les propriétés biomécaniques qu'ils permettent de caractériser. Puis, une expérimentation, dont l'objectif est de valider la méthodologie utilisée tout au long de ce manuscrit, sera présentée. Enfin, certaines propriétés mécaniques du CMA seront étudiées à partir de deux études originales développées à la fin de cette partie.

I.1.2. Revue de littérature

I.1.2.1. Les structures impliquées lors d'étirements passifs

Lors d'un étirement passif *in vivo*, différentes structures du CMA produisent une résistance à l'étirement dont la contribution relative est mal connue. Les différentes unités muscle-tendon croisant l'articulation développent une part importante de cette résistance (Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998). Le rôle de l'articulation sera néanmoins discuté.

Les structures de l'ensemble muscle-tendon impliquées lors d'un étirement sont présentées sur la Figure I-1. Le tissu conjonctif, organisé en différentes enveloppes, assure la cohésion du muscle et pour partie la transmission de la force musculaire à l'os (Voir la revue

Kjaer, 2004). Une partie importante de la force passive développée par un muscle en résistance à l'étirement est également produite par le tissu conjonctif (Gajdosik, 2001; Purslow, 1989). Ce dernier est constitué de réseaux de fibres de collagène (20% du volume total) et d'un très faible pourcentage d'élastine qui assurent une grande partie de leur élasticité. Les 80% du volume restant forment un gel principalement composé d'eau (70%).

Le tendon permet le lien mécanique et la transmission des efforts entre le muscle et l'os. Les tendons sont constitués de tissus conjonctifs denses dont les fibres de collagène représentent près de 80% de la masse sèche. Ils sont reliés à un réseau de tissus conjonctifs moins dense enveloppant le muscle (épimysium). Pour les muscles pennés [1], l'aponévrose, qui est également constituée de tissus conjonctifs denses, est insérée entre le tendon et l'épimysium. L'épimysium est relié à un tissu conjonctif plus lâche (périmysium) qui divise le muscle en fascicules regroupant une centaine de fibres musculaires. Toutes les fibres sont enveloppées par un tissu conjonctif fin : l'endomysium. Les fibres musculaires sont constituées de plus d'un millier de myofibrilles qui sont entourées par le sarcolemme (membrane cellulaire). Les myofibrilles sont elles-mêmes constituées d'associations en séries de sarcomères, qui contiennent les protéines contractiles impliquées dans la contraction musculaire.

[1] Un muscle penné est un muscle dont les fibres ne sont pas parallèles à sa direction de raccourcissement.

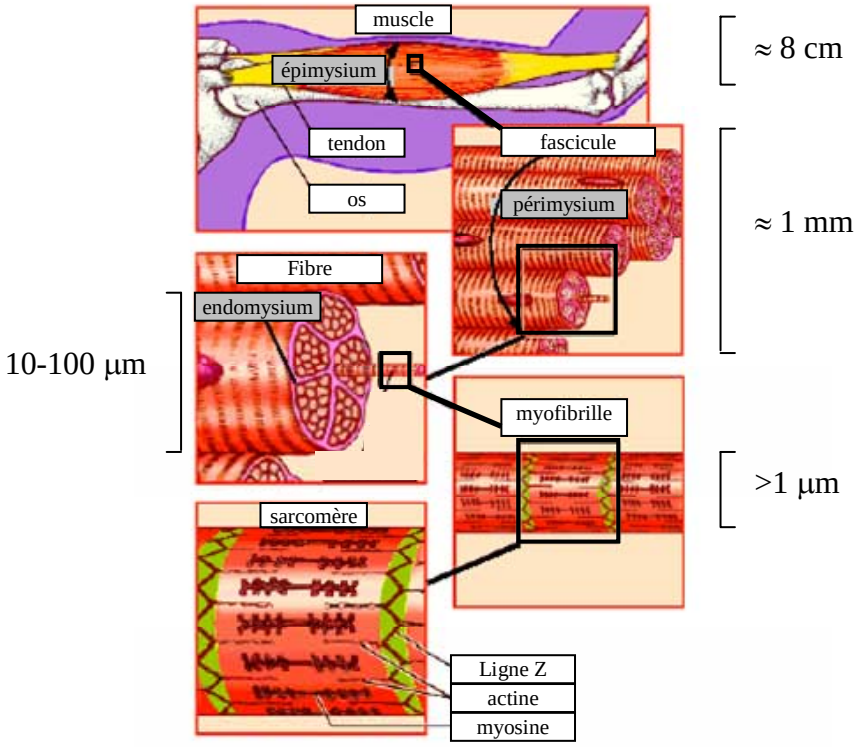


Figure I-1 : Différents niveaux d'organisation de l'ensemble muscle-tendon. Le tendon permet le lien mécanique entre le muscle et l'os. Le muscle est recouvert d'épimysium. L'épimysium est rattaché au périmysium qui enveloppe les fascicules (regroupement de fibres musculaires). Le périmysium est lui-même relié à l'endomysium qui recouvre les fibres musculaires. Adapté de l'Encylopaedia Britannica, 1994.

Classiquement, un modèle rhéologique du muscle est utilisé afin de décrire le comportement des différentes structures élastiques de l'ensemble muscle-tendon par rapport aux ponts d'actine-myosine, générateurs de force du muscle. A.V. Hill (1938) a initialement mis en place un modèle rhéologique de muscle permettant de prendre en compte ses propriétés contractiles. Ce modèle a ensuite été modifié et amélioré par différents auteurs (voir la revue de Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Par exemple, le modèle présenté Figure I-2, proposé par Shorten (Shorten, 1987; Goubel et Lensel-Corbeil, 2003), place les structures élastiques du muscle en série (CES) ou en parallèle (CEP) des ponts d'actine-myosine. La CES est elle-même composée d'une fraction passive et d'une fraction active. Les différentes structures élastiques de l'ensemble muscle-tendon possèdent, comme la plupart des tissus biologiques, des propriétés viscoélastiques. Certains auteurs ont considéré que les structures élastiques placées en parallèle des tissus contractiles produisent une part importante de la résistance à l'étirement développée par le muscle passif (Gajdosik, 2001). La contribution des tissus contractiles et des structures placées en séries des tissus contractiles sera également discutée dans notre travail.

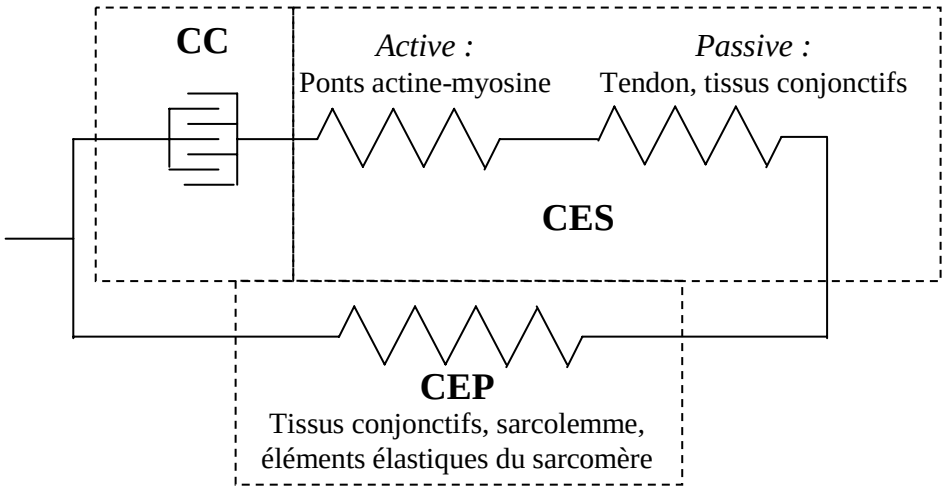


Figure I-2 : Modèle du complexe musculo-tendineux à trois composantes adapté de Shorten (Shorten, 1987; Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). CC : composante contractile, représente le générateur de force situé au niveau des ponts actine-myosine. CES : composante élastique série. La fraction passive réside dans les structures tendineuses et l'aponévrose, alors que la fraction active correspond à l'élasticité des ponts d'actine myosine. CEP : composante élastique parallèle, localisée au niveau des tissus conjonctifs, du sarcolemme, de la titine et des filaments intermédiaires.

I.1.2.1.1. Contribution du tissu contractile

D.K. Hill (1968) a mis en évidence que, lors d'un étirement passif d'un muscle *ex vivo* sur une faible amplitude, l'augmentation de la tension musculaire est biphasique. La tension augmente brutalement au début de l'étirement, puis moins rapidement lors d'une seconde phase. La raideur initiale est donc plus élevée que la raideur calculée dans une seconde phase. Ce phénomène a été attribué par D.K. Hill à la présence, dans une première phase d'étirement, d'une composante élastique spécifique : la Short Range Elastic Component (SREC). Ces travaux ont été étendus à des expérimentations *in vivo* chez l'homme. Ainsi, Axelson et Hagbarth (2001) ont montré que la SREC s'exprime au tout début d'étirements appliqués aux muscles fléchisseurs du poignet (jusqu'à 0.03 rad (1.7°) sur la Figure I-3). Il a de plus été montré que la SREC disparaît après le premier cycle d'étirement (*e.g.* Figure I-3), impliquant une dépendance à l'histoire du chargement du comportement mécanique du muscle. Elle se traduit par une diminution de l'hystérésis[2] qui a été interprétée comme une diminution de la viscosité (Axelson, 2005). Plusieurs auteurs ont déduit de ces résultats que le muscle possède

[2] Le phénomène d'hystérésis est illustré sur la Figure I-3. Il est présent lorsque, à la suite d'un cycle de charge/décharge, la courbe de décharge n'est pas superposée à la courbe de charge, témoignant d'une dissipation d'énergie potentielle élastique. Sur le muscle isolé, cette dissipation d'énergie est principalement expliquée par la viscosité. Cette notion est discutée dans le paragraphe I.1.2.3.2

un comportement thixotrope[3] (Axelson et Hagbarth, 2001 ; Axelson, 2005 ; Proske *et al.*, 1993; Proske et Morgan, 1999; Whitehead *et al.*, 2001). Certains auteurs ont interprété ce comportement du muscle par la présence de ponts d'actine-myosine faiblement attachés qui pourraient participer au développement de la tension passive dans la première phase de l'étirement. Ces ponts seraient rompus à partir d'un certain niveau d'étirement expliquant, au moins en partie, la dépendance à l'histoire du chargement du comportement mécanique du muscle (voir la revue Proske et Morgan, 1999).

Néanmoins, la contribution de ponts d'actine-myosine lors d'étirements passifs est encore en débat puisque, Mutungi et Ranatunga (1996a, 2000) ont montré que la SREC serait dépendante de la vitesse d'étirement (Mutungi et Ranatunga, 1996a, 1996b) et de la température (Mutungi et Ranatunga, 1998). Ces auteurs ont alors proposé des mécanismes purement viscoélastiques pour expliquer l'expression de la SREC, indépendamment de la présence de ponts résiduels lors d'un étirement passif. D'autres études sont donc nécessaires afin de quantifier la possible contribution de ponts d'actine-myosine dans la production de force passive du muscle, et particulièrement lors d'un protocole d'étirement réalisé *in vivo*.

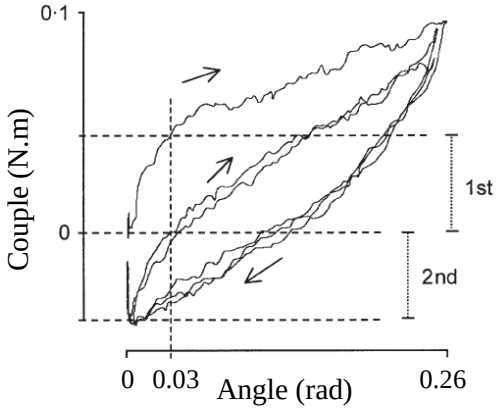


Figure I-3 : Relation entre le couple de force développé en résistance à l'étirement et l'angle articulaire lors de cinq étirements passifs de faibles amplitudes des muscles fléchisseurs du poignet (adapté de Axelson et Hagbarth, 2001). Au cours du premier cycle (1st), l'augmentation du couple est biphasique. La première phase (0-0.03 rad) témoigne de la présence de la Short Range Elastic Component (SREC). Cette composante disparaît lors des cycles suivants.

[3] La thixotropie d'un matériau implique un changement structurel, un réarrangement réversible des structures ou micro-structures du matériau testé. Elle est mise en évidence par une diminution de la viscosité à la suite d'un chargement (Barnes, 1997; Mandel, 1969; Persoz, 1960). Cette notion est discutée dans le chapitre II.

I.1.2.1.2. Contribution des structures placées en parallèle des tissus contractiles

Les tissus conjonctifs et le sarcolemme

Les tissus conjonctifs (épimysium, périmysium, endomysium) et le sarcolemme (membrane cellulaire) constituent les différentes enveloppes du muscle. On peut considérer qu'elles sont placées en parallèle des structures contractiles. Si elles contribuent toutes au développement de la tension passive par le muscle, la plus grande part semble due au périmysium (Gajdosik, 2001; Purslow, 1989).

L'imagerie par diffraction a permis de montrer que les réseaux constituants des fibres de collagène, qui sont plissés au repos, s'orientent dans la direction de la contrainte au cours d'un étirement (Purslow, 1989). Ce phénomène contribue probablement à l'augmentation de forme exponentielle de la contrainte lors de l'étirement d'un muscle (Gajdosik, 2001).

Les éléments élastiques du sarcomère

Le sarcomère présente également des éléments élastiques (Figure I-4) qui participent au développement de la résistance à l'étirement produite par le muscle (Anderson, 2000). Les travaux de Horowitz *et al.* (1986) ont ainsi mis en évidence l'implication des filaments de titine lors d'étirements passifs du muscle. Sur une fibre pelée, ces auteurs ont montré que la tension passive à l'étirement est largement diminuée lorsque la titine est dégradée par radiation. Ces filaments reliant la myosine à la strie Z, possèdent des propriétés élastiques et permettent de ramener le sarcomère dans sa position initiale lorsqu'il est étiré. Ils assurent ainsi le maintien de l'organisation structurale du sarcomère.

Les filaments intermédiaires, majoritairement les filaments de desmine (Figure I-4) et la nébuline dans le muscle, sont des filaments protéiques résistants. Par exemple, la fonction principale des filaments de desmine est d'assurer la cohésion de la myofibrille en reliant transversalement les sarcomères entre eux. Ces structures produiraient une résistance à l'étirement lors de perturbations sur des longueurs de sarcomères importantes (Figure I-4) (Anderson, 2000).

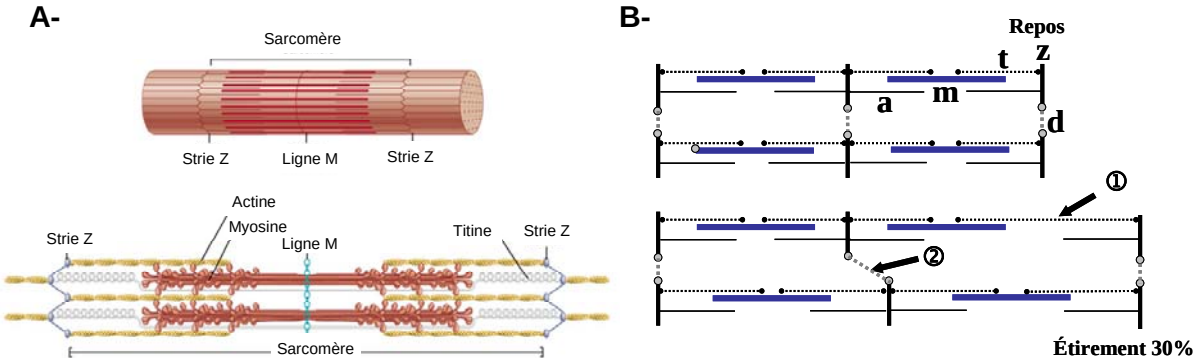


Figure I-4 : A- Organisation structurale du sarcomère. La titine, filament élastique, relie la myosine aux strie Z. B- Schéma du sarcomère au repos et lors d'un étirement de 30% en contraction excentrique (adapté de Allen, 2001). A : actine ; m : myosine ; t : titine ; d : desmine ; z : ligne Z. ① et ② montrent l'allongement de filaments de titine et de desmine qui vont produire une résistance à l'étirement.

I.1.2.1.3. Contribution des structures placées en série des tissus contractiles

Lors d'une contraction musculaire, la force produite par le muscle est transmise à l'os *via* les structures placées en série de la composante contractile, principalement le tendon et l'aponévrose. Ils sont souvent considérés comme étant très rigides par rapport au muscle (Gajdosik, 2001). Lorsque deux éléments élastiques placés en série sont étirés, si la raideur de l'un des deux éléments est très supérieure à celle de l'autre élément, on peut négliger la contribution de l'élément le plus raide. Aussi, certains auteurs ont négligé la participation à la production de la force passive des structures placées en série des tissus contractiles (Anderson, 2000; Gajdosik, 2001).

Cependant, il a récemment été montré, grâce à l'utilisation de l'ultrasonographie (*cf.* CHAPITRE I.2.2.1) que, lors d'un étirement passif *in vivo* des muscles fléchisseurs plantaires, seulement 27% de l'allongement de l'ensemble muscle-tendon des muscles *gastrocnemii* est effectivement transmis aux fascicules (Herbert *et al.*, 2002). Ceci implique qu'environ 70% de la modification de longueur de l'ensemble muscle-tendon sont expliqués par l'allongement des structures placées en série. Dans cette étude, la faible variation de longueur des fascicules des muscles *gastrocnemii* est expliquée par une longueur de tendon beaucoup plus importante (environ 10 fois) que celle des fascicules ce qui souligne l'intérêt de mesurer la déformation au lieu de l'allongement. Kubo *et al.* (2005) ont montré que, toujours lors d'un étirement passif des muscles fléchisseurs plantaires, la déformation des

fascicules du muscle *gastrocnemius medialis* est environ cinq fois plus importante que la déformation du tendon et dix fois plus importante que la déformation de l'aponévrose (Figure I-5). Un raisonnement simple avec un modèle de deux ressorts linéaires placés en série permet de montrer que si la déformation de l'un des deux éléments est environ cinq fois inférieure à celle de l'autre lors d'un étirement, l'erreur commise en négligeant le ressort le plus raide est alors de l'ordre de 20%. Les résultats de l'étude de Kubo et *al.* (2005) permettent donc d'affirmer que, lors d'étirements passifs, la contribution des structures placées en série du muscle, et notamment du tendon, ne sont probablement pas négligeables.

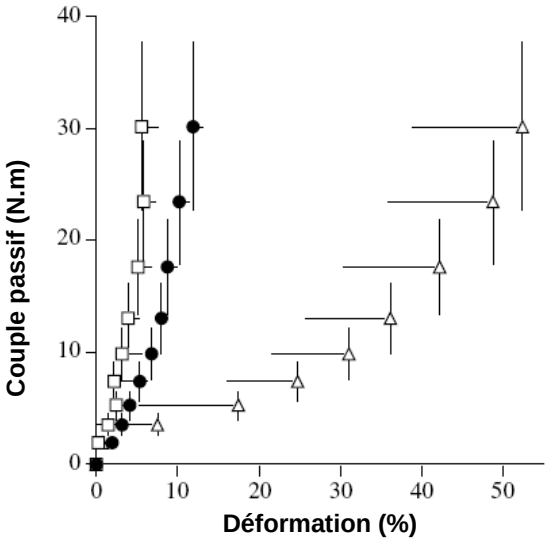


Figure I-5 : Déformations des fascicules (△), du tendon (●) et de l'aponévrose (□) mesurées grâce à l'ultrasonographie, en fonction du couple de force passif développé par l'articulation en résistance à l'étirement (adaptée de Kubo et al., 2005).

I.1.2.1.4. L'articulation

De nombreuses études utilisent les étirements passifs d'un groupe de muscles afin de caractériser leurs propriétés mécaniques passives. Dans ce cadre, il est en général considéré que les étirements permettent de déterminer des propriétés viscoélastiques passives du muscle (Gajdosik, 2001), de l'ensemble muscle-tendon (Magnusson, 1998) ou des tissus croisant l'articulation (McNair et Portero, 2005). Ces études négligent donc implicitement la contribution de l'articulation. Or, les articulations ne constituent pas des rotules parfaites, et produisent donc probablement une résistance à l'étirement (Rieman *et al.*, 2001). De plus, une étude menée *ex vivo* sur l'articulation du poignet de chat a montré que, lors d'un étirement

passif, l'articulation produit 47% du couple passif (Johns et Wright, 1962). Ce modèle animal a été choisi car les propriétés de l'articulation du poignet de chat semblent être similaires à celles du poignet de l'homme. Néanmoins, les géométries articulaires et les volumes musculaires étant différents d'une articulation à l'autre, la contribution relative de l'articulation est probablement différente en fonction de l'articulation considérée (Riemann *et al.*, 2001). Or, la contribution relative de l'articulation du genou ou de la cheville lors d'étirements passifs n'a, à notre connaissance, jamais été spécifiquement déterminée. C'est pourquoi, dans ce mémoire, nous ne négligerons pas la contribution de l'articulation.

I.1.2.1.5. Organisation des structures élastiques impliquées lors d'étirements passifs *in vivo*

Classiquement, il est considéré que le couple passif développé en résistance à l'étirement est principalement produit par les structures musculaires, internes ou externes au sarcomère, placées en parallèle des tissus contractiles. Nous venons de voir que le tendon, les protéines contractiles et l'articulation peuvent également présenter une contribution probablement non négligeable dans ce contexte. C'est pourquoi, dans ce premier chapitre, nous considérerons que les étirements permettent de caractériser les propriétés mécaniques globales de l'ensemble musculo-articulaire incluant l'ensemble des structures musculaires, les tendons et l'articulation.

De fait, dans la suite de ce mémoire, nous ne nous baserons pas sur les différentes composantes du modèle rhéologique de Hill modifié (Figure I-2) pour discuter du comportement passif déterminé grâce aux étirements, mais plutôt sur un modèle plus complexe (Figure I-6) proche de celui proposé initialement par Huijing (1994) et repris par Cometti (2004). Néanmoins, si ce modèle présente l'avantage d'associer des composantes relatives aux différentes structures impliquées, le nombre important de paramètres nécessaires pour le caractériser rend ce modèle difficile à utiliser pour modéliser et simuler le comportement mécanique de l'ensemble du CMA. C'est pourquoi d'autres modèles seront proposés dans le CHAPITRE III.

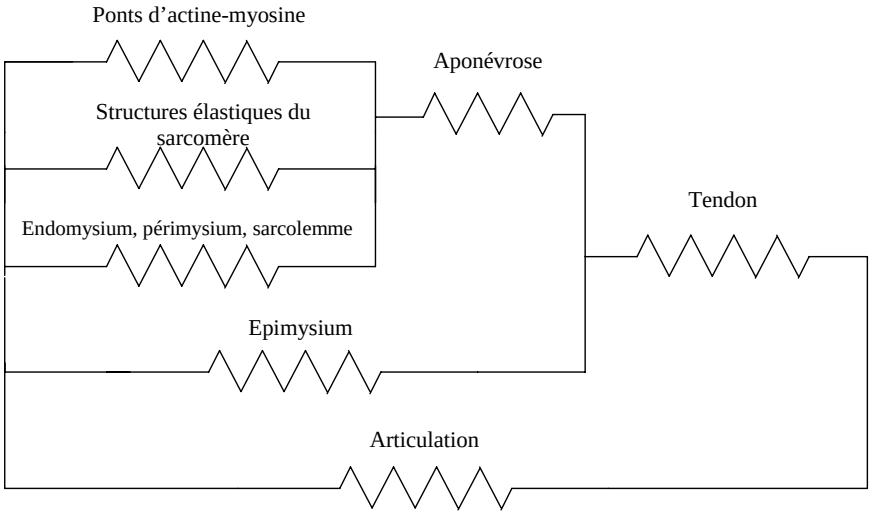


Figure I-6 : Modèle rhéologique proposé afin de décrire le comportement élastique de l'ensemble musculo-articulaire en conditions passives (adapté de Huijing, 1994). Les différentes structures du complexe musculo-articulaire sont placées en série ou en parallèle des structures contractiles (ponts d'actine-myosine).

I.1.2.2. Méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif *in vivo*

Dans la littérature, les groupes musculaires des ischios-jambiers et des fléchisseurs plantaires sont les plus étudiés lors d'étirements passifs. Les étirements des ischios-jambiers sont le plus souvent réalisés en faisant varier les angles articulaires du genou (Magnusson *et al.*, 1998) ou de la hanche (Halbertsma, 1999), alors que l'articulation de la cheville est en général mobilisée pour étirer les fléchisseurs plantaires (McNair *et al.*, 2001; McNair *et al.*, 2002).

Deux méthodologies sont généralement utilisées dans la littérature pour imposer les étirements et mesurer la réponse du système musculo-articulaire. La première consiste à mobiliser manuellement une articulation. Un goniomètre électronique permet de mesurer l'angle articulaire et la résistance passive développée par le CMA est mesurée à l'aide d'un capteur de force (Harvey *et al.*, 2003; Hoang *et al.*, 2005; McHugh *et al.*, 1992 ; Riener et Edrich, 1999). Il a été montré que cette méthode permet de réaliser des mesures reproductibles (Harvey *et al.*, 2003; Hoang *et al.*, 2005). Il est néanmoins difficile de standardiser la vitesse d'étirement avec ce type de dispositif, et les résultats obtenus peuvent dépendre de l'expérimentateur qui mobilise l'articulation. Il est possible de s'affranchir de ces difficultés en utilisant un dynamomètre motorisé comme les dynamomètres isocinétiques du commerce (*e.g.* Kin-Com®, Biodex®, Cybex®…) ou bien un dispositif implémenté spécifiquement à cet effet (Tognella *et al.*, 1997; Yeh *et al.*, 2005). Ce type d'outil permet de

mesurer l'angle articulaire et le couple de force (*C*) passif produit par le CMA en résistance à l'étirement tout en imposant un étirement à une vitesse angulaire (ω) programmée constante (Figure I-7).

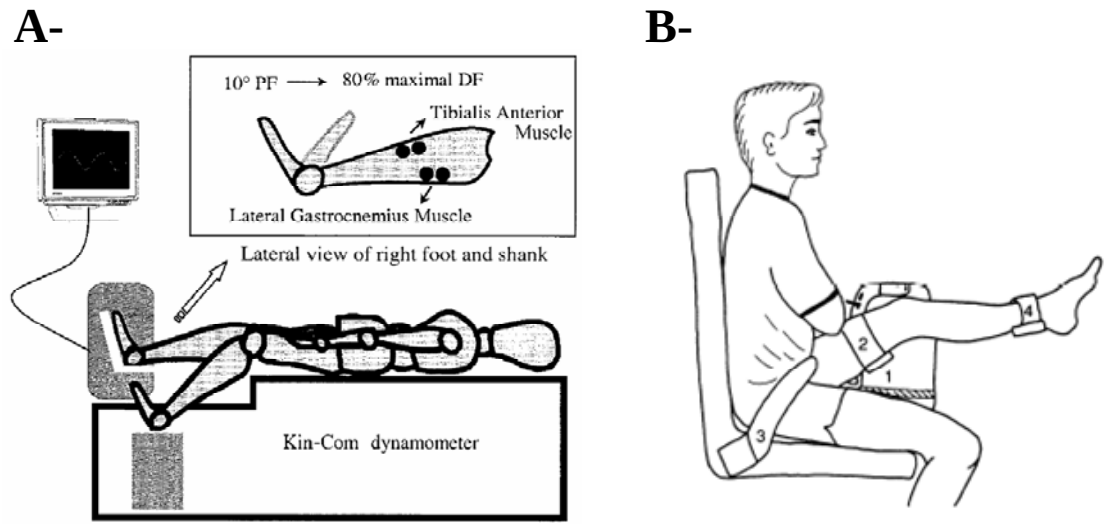


Figure I-7 : Montages expérimentaux utilisés pour caractériser les propriétés mécaniques passives. A- De l'articulation de la cheville (d'après Bressel et McNair, 2002). Le sujet est allongé sur le dos, et le dynamomètre impose une flexion dorsale. B- Des ischios jambiers (d'après Magnusson et al., 1998). Le sujet est assis et un support rigide permet de placer l'angle tronc cuisse à 1.05 rad (60°). Le dynamomètre impose alors une extension du genou.

Des vitesses d'étirement faibles (< 0.44 rad.s^{-1} (25°.s^{-1})) sont en général choisies afin de limiter les phases d'accélération et de décélération du système et les réflexes à l'étirement. Néanmoins, certaines études ont utilisé des vitesses d'étirement plus élevées, jusqu'à 3.14 rad.s^{-1} (180°.s^{-1}) (Lamontagne *et al.*, 1997; Rabita *et al.*, 2005), afin de déterminer la dépendance à la vitesse d'étirement de la réponse du système musculo-articulaire passif. Néanmoins, Rabita *et al.* (2005) ont montré que le dynamomètre isocinétique qu'ils utilisaient (Cybex ®) n'est pas capable d'atteindre les vitesses élevées programmées. Il semble donc que les capacités d'accélération des dynamomètres limitent leurs utilisations à une certaine plage de vitesse variable selon les dynamomètres et mal connue.

La vitesse d'étirement reste par ailleurs un paramètre important à considérer dans la mesure où le niveau d'activité électromyographique (EMG) volontaire ou réflexe peut contribuer à modifier les caractéristiques mécaniques (*e.g.* augmentation de la raideur) des muscles mobilisés. Dans le cadre de l'étude des propriétés mécaniques du CMA à l'étirement, il est donc nécessaire de s'assurer que les muscles testés ne sont pas le siège d'une activité

électrique volontaire ou réflexe au travers de la mesure de leur activité électromyographique de surface (EMGs) [4]. Certains auteurs ont recommandé de vérifier que ce niveau d'activité soit inférieur à 1% de l'activité EMGs obtenue lors de contractions isométriques maximales (Gajdosik *et al.*, 2004, 2005a; McNair *et al.*, 2002; McNair et Portero, 2005 ; Reid et McNair, 2004). Il a par ailleurs été montré que pour des angles inférieurs à 80% de l'amplitude articulaire maximale et pour des vitesses d'étirement inférieures à 0.44 $rad.s^{-1}$ ($25°.s^{-1}$), cette activité musculaire est négligeable pour des sujets sains (Magnusson *et al.*, 1996a, 1998; McNair *et al.*, 2002; McNair et Portero, 2005). De plus, certains auteurs ont proposé de donner un feed-back de l'activité EMGs des muscles au sujet et à l'expérimentateur (Gajdosik *et al.*, 2004, 2005a, 2005b; McNair et Portero, 2005) afin de permettre au sujet de « prendre conscience » des réflexes à l'étirement, et ainsi de tenter de diminuer l'activité électrique musculaire plus facilement (McNair et Portero, 2005). Dans ce contexte, Gajdosik *et al.* (2005a) ont mesuré une activité EMGs négligeable même lors d'étirements réalisés à vitesse élevée (2.09 $rad.s^{-1}$, $120°.s^{-1}$) pour des sujets jeunes et âgés.

Enfin, il a été démontré que les dynamomètres isocinétiques permettent de réaliser des mesures de propriétés mécaniques passives reproductibles (Gajdosik, 1999; Magnusson *et al.*, 1996a; Magnusson, 1998). Néanmoins, une bonne reproductibilité des propriétés mécaniques passives ne permet pas d'affirmer que l'erreur de mesure des différents capteurs est négligeable. Le capteur de couple d'un dynamomètre isocinétique est en général principalement conçu pour mesurer les capacités de production de force d'un groupe de muscles lors de contractions. Or, les niveaux de couple mesurés lors d'étirements passifs sont bien plus faibles que ceux observés lors de contractions. Il est donc possible que l'erreur de mesure perturbe la détermination du couple passif, par exemple du fait d'une dissipation d'énergie au niveau de l'axe de rotation. Comme l'ont évoqué Rabita *et al.* (2005), cette erreur de mesure n'est pas connue, puisqu'à notre connaissance, aucune étude ne s'est attachée à comparer la mesure de couple passif avec une mesure de référence.

[4] L'activité électromyographique de surface correspond à la différence de potentiel électrique qu'il est possible de détecter entre deux points proches en surface des muscles superficiels grâce à différents dispositifs d'électrodes. Un calcul de root mean square (RMS) du signal EMGs permet alors de déterminer le niveau d'activité du muscle examiné (Bouisset et Maton, 1995).

I.1.2.3. Les paramètres déterminés lors d'étirements passifs

I.1.2.3.1. L'Amplitude Articulaire Maximale (AAM)

L'amplitude articulaire maximale (*AAM*, appelée également flexibilité ou souplesse dans la littérature) est le paramètre le plus fréquemment mesuré *in vivo* (Bandy et Irion, 1994; Bandy *et al.*, 1997; Magnusson *et al.*, 1997 ; Reid et McNair, 2004). Dans les études les plus anciennes, elle était déterminée à l'aide de goniomètres en imposant manuellement le chargement (Bandy et Irion, 1994; Bandy *et al.*, 1997; McHugh *et al.*, 1992). L'utilisation des dynamomètres isocinétiques a permis de standardiser cette mesure notamment en terme de vitesse angulaire. Le protocole de mesure classiquement utilisé a été décrit dans plusieurs études (*e.g.* Magnusson, 1998 ; Reid et McNair, 2004). Il est demandé au sujet de se relâcher et de laisser l'expérimentateur ou le dynamomètre étirer les muscles à vitesse lente (*e.g.* 0.09 rad ($5°s^{-1}$)) jusqu'au point de douleur maximal tolérable. Le mouvement est alors stoppé, et l'amplitude atteinte est définie comme l'*AAM*. De fait, l'*AAM* est classiquement mesurée en fonction du niveau de douleur perçue par le sujet.

L'*AAM* est un paramètre fonctionnel important (Gleim et McHugh, 1997) dans certaines pratiques sportives (*e.g.* gymnastique) et il a par exemple été montré que les sujets ayant une *AAM* moins importante ont une meilleure économie de course [5] (Gleim et McHugh, 1997; Jones, 2002). Il a par ailleurs été établi que l'*AAM* est diminuée avec l'âge (*e.g.* Gajdosik *et al.*, 1999, 2005a), différentes pathologies (*e.g.* Salsich *et al.*, 2000) et certaines pratiques sportives (*e.g.* Magnusson *et al.*, 1997).

I.1.2.3.2. Les propriétés viscoélastiques

Il est classiquement considéré que le CMA possède des propriétés viscoélastiques (Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998; McNair et Portero, 2005). Deux types d'essais sont alors employés pour caractériser les propriétés viscoélastiques de l'ensemble musculo-articulaire passif lors d'étirements. *i*) Le cycle de charge/décharge qui consiste à charger puis décharger le CMA à une vitesse angulaire constante (Figure I-8-A, Magnusson *et al.*, 1998). On constate alors une augmentation non linéaire du couple avec l'angle articulaire. On note également la présence d'une hystérésis mise en évidence par des niveaux de couple plus faibles lors de la décharge que lors de la charge, et témoignant d'une dissipation d'énergie potentielle élastique

[5] Economie de course : rapport entre le débit volumique d'oxygène consommé et la vitesse de course

lors du cycle (Figure I-8-B) (Magnusson *et al.*, 1998). *ii*) L'essai de relaxation qui consiste à maintenir l'étirement musculaire à un angle articulaire donné pendant un temps donné (Figure I-8-C) (Gajdosik, 2006; Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1996a, 1996c, 1998, 2000; McNair *et al.*, 2001). On constate alors une diminution du couple passif au cours du temps (Figure I-8-D).

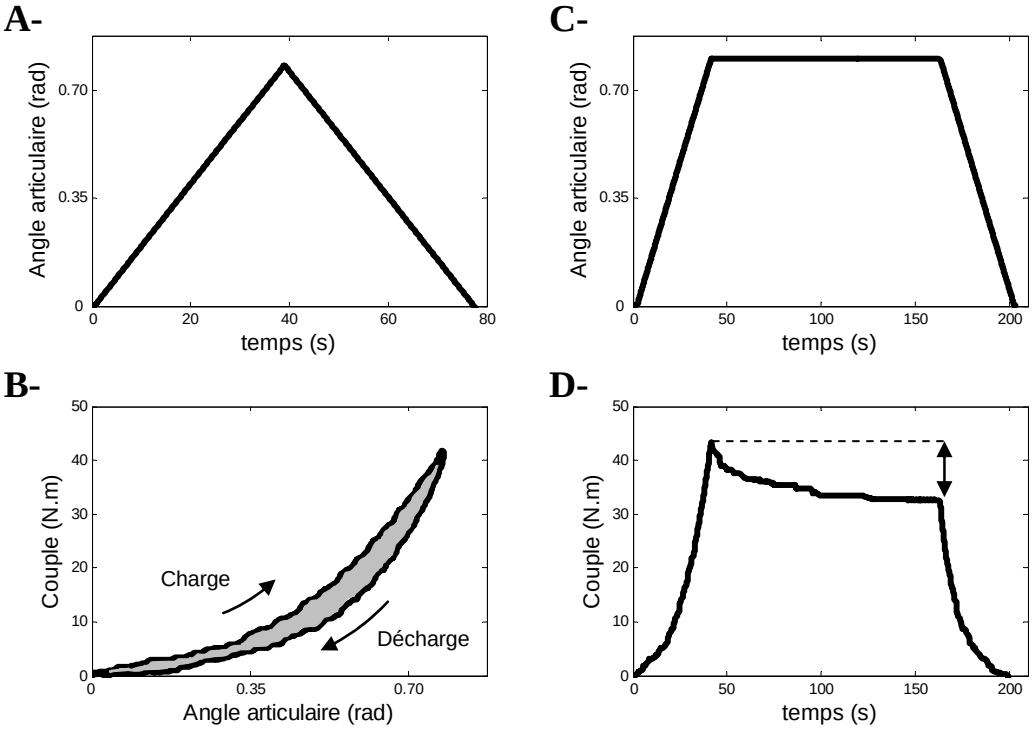


Figure I-8 : Relations obtenues grâce à un dynamomètre isocinétique à la suite d'étirements passifs appliqués sur la cheville. Les Figures A- et C- montrent le paramètre contrôlé, l'angle articulaire. Les Figures B- et D- du bas montrent le paramètre mesuré, le couple passif produit en résistance à l'étirement. A- et B- : Cycle de charge/décharge. On note la non linéarité de la relation couple-angle ainsi que la présence d'une hystérésis. L'aire de l'hystérésis ■ correspond à l'énergie dissipée par le système. C- et D- : Essai de relaxation. On distingue deux phases dynamiques de charge et de décharge du système et une phase statique au cours de laquelle le couple de force décroît de manière non-linéaire au cours du temps. ⇕ Correspond à la relaxation du couple passif, généralement exprimée en pourcentage du couple passif maximal.

L'essai de fluage pourrait également être utilisé afin de déterminer les propriétés viscoélastiques du CMA. Il consiste à maintenir un niveau de couple passif constant pendant un temps donné et à observer l'évolution de l'angle articulaire au cours du temps. Les dynamomètres isocinétiques étant généralement pilotés par l'angle articulaire et non par le couple, le fluage s'avère néanmoins techniquement plus délicat à mettre en place. Une seule

étude a utilisé cette modalité d'étirements sur les fléchisseurs plantaires (Yeh *et al.*, 2005) à l'aide d'un dynamomètre conçu spécifiquement à cet effet. Ces auteurs ont montré que les effets d'un étirement prolongé réalisé à angle constant (relaxation) et à couple constant (fluage) sont différents. Ce type de protocole pourrait être utilisé afin de déterminer les propriétés viscoélastiques du CMA et de les comparer entre différentes populations (McNair et Portero, 2005).

Il est délicat de discuter et de comparer les différentes propriétés viscoélastiques passives du CMA qui ont été déterminées dans la littérature. En effet, les paramètres qui vont être présentés dans cette partie peuvent être calculés à différents niveaux d'angle articulaire (Magnusson, 1998), de pourcentage de l'*AAM* (Magnusson *et al.*, 1998 ; McNair *et al.*, 2001, 2002), ou encore de couple passif développé par l'articulation (Salsich *et al.*, 2000). Le même type de difficulté est rencontré pour la détermination des raideurs musculaires ou musculo-articulaires mesurées lors de contractions. Certains auteurs ont alors proposé de normaliser la raideur par le couple de force développé (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Néanmoins, cette méthodologie de normalisation n'a, à notre connaissance, jamais été utilisée pour des paramètres viscoélastiques déterminés en conditions passives. Dans les paragraphes qui suivent, les différents paramètres viscoélastiques classiquement déterminés dans la littérature à partir d'étirements passifs (Figure I-8) seront présentés. Ils seront, dans la mesure du possible, normalisés par rapport à la plage articulaire ou au niveau de couple passif développé. Les Tableau I-1, Tableau I-2 et Tableau I-3 présentent les résultats déduits des données présentées dans la littérature sur les articulations de la cheville et du genou grâce à des dispositifs proches de ceux présentés Figure I-7-A et Figure I-7-B. Seuls les résultats obtenus lors d'étirements à vitesses faibles ($\omega < 0.44$ rad.s^{-1} (25°.s^{-1})) sont présentés dans les tableaux. L'incidence de la vitesse d'étirement sur le couple passif sera développée dans le dernier paragraphe de cette section.

Raideur musculo-articulaire (RMA)

A partir des tests décrits Figure I-8 A- et B-, il est possible de déterminer la raideur musculo-articulaire passive (*RMA*). Elle est calculée comme la dérivée du couple passif par rapport à l'angle articulaire lors de l'étirement à une vitesse angulaire donnée (*e.g.* Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998; McNair et Portero, 2005). Certains auteurs considèrent que cette raideur correspond à une raideur passive élastique (*e.g.* Gajdosik *et al.*, 2005a, 2005b). Cependant cette raideur, mesurée à partir de la relation couple-angle passive de charge, ne

permet théoriquement pas de dissocier l'élasticité de la viscosité du CMA, et représente en fait une « raideur apparente » du système.

Généralement, deux méthodes sont utilisées pour caractériser la *RMA*. La première est analogue à celle utilisée par Kovanen *et al.* (1984) pour le muscle isolé. Elle consiste à considérer que la relation est quasi-linéaire dans sa partie finale et à calculer la raideur comme la variation de couple divisée par la variation d'angle correspondante (Magnusson *et al.*, 1996a, 1996b; McNair *et al.*, 2001, 2002). La seconde méthode consiste à modéliser la relation couple-angle par un polynôme du quatrième degré (Klinge *et al.*, 1997; Magnusson *et al.*, 1998; Riemann *et al.*, 2001). Il est ensuite possible de calculer la raideur en dérivant ce polynôme à un angle donné. Cette dernière méthode présente l'avantage de permettre la détermination de la raideur à différents angles articulaires. Néanmoins, l'utilisation d'un ajustement mathématique peut induire des erreurs de calcul. La qualité des ajustements montrée dans certaines études (Klinge *et al.*, 1997; Magnusson *et al.*, 1998; Riemann *et al.*, 2001) indique que l'erreur de calcul du couple avec le polynôme du quatrième ordre est probablement négligeable. Cependant, le fait de dériver la relation mathématique dans le but de calculer la *RMA* pourrait augmenter significativement les erreurs dues aux ajustements. De plus, d'autres modèles mathématiques pertinents pourraient être utilisés et permettre de caractériser des valeurs de *RMA* probablement différentes de celles calculées avec un polynôme du quatrième ordre. Pourtant, à notre connaissance, ce polynôme est le seul modèle mathématique qui avait été ajusté aux relations couple-angle passive pour calculer la *RMA*. Il serait alors intéressant de comparer les résultats de *RMA* obtenus avec différents modèles.

Le Tableau I-1 met en évidence une grande variabilité des valeurs de raideur obtenues dans la littérature, qu'elles soient normalisées par rapport à l'angle ou par rapport au couple passif. Néanmoins, les valeurs de *RMA* présentées indiquent clairement que ce paramètre est fortement dépendant des caractéristiques de la population considérée. Par exemple, il été montré que la *RMA* est significativement supérieure pour un groupe de personnes âgées (supérieur à 60 ans) *vs.* un groupe de jeunes adultes (20-39 ans) ou un groupe de personnes d'âge intermédiaire (40-59 ans) (Gajdosik *et al.*, 1999, 2004, 2005a). De plus, il a été montré que la *RMA* est significativement supérieure pour les sujets masculins que pour les sujets féminins (âges moyens entre de 19 et 22 ans) (Riemann *et al.*, 2001). Certaines déficiences

neuromusculaires telles que la spasticité [6] induisent également des modifications de la *RMA* (Bressel et McNair, 2002; Salsich *et al.*, 2000). Pour des sujets adultes sains d'âge moyen compris entre 20 et 40 ans, on note des valeurs de *RMA* normalisées par rapport au couple passif oscillant entre 1.0 et 1.9 rad^{-1} pour l'articulation du genou, et entre 2.0 et 4.0 rad^{-1} pour l'articulation de la cheville.

[6] La spasticité ou hypertonicité est un trouble du système moteur qui se diagnostique par une augmentation de la tonicité musculaire et une hyperexitabilité lors d'étirements du muscle. Elle est en général causée par un traumatisme musculo-tendineux ou par une blessure au niveau de la colonne vertébrale. Certains auteurs ont montré que la spasticité s'accompagne également d'une augmentation de la résistance passive du muscle à l'étirement (*e.g.* Chung *et al.*, 2004 ; Rabita *et al.*, 2005).

Tableau I-1 : Raideur musculo-articulaire (RMA) déterminée à partir d'étirements passifs dans la littérature

articulation	Angle tronc-cuisse (rad)	Sujets (age)		Angle EG (rad)	Couple (N.m) *	RMA			Référence
						N.m.rad^{-1}	rad^{-1} **	N.m.rad^{-2} ***	
Genou	1.05	M sains (28.8 ans)		*AAM* (0.28)	41.1	42.6	1.0	152.1	Magnusson *et al*., 1996a
	0.79-1.05	F sains (26.0 ans)		*AAM*	15.0	25.0	1.7	-	Magnusson *et al*., 1996c
	0.79-1.05	M course d'orientation élite (25 ans)	Sujets raides	*AAM* (-0.06)	35.1	68.9	2.0	-	Magnusson *et al*., 1997
			Sujets souples	*AAM* (0.32)	57.1	97.8	1.7	305.6	
	0.79-1.05	M sains (34.2 ans)		*AAM*	36.0	44.2	1.2	-	Klinge *et al*., 1997
	0.79-1.05	M sains (28.0 ans)		*AAM*	18.1	34.0	1.9	-	Magnusson *et al*., 1998
	1.13	M sains (15.8 ans)		*AAM* (0.28)	15.6	40.1	2.6	143.2	Reid et McNair, 2004

articulation	Angle genou (rad)	Sujets (age)	Angle FD (rad)	Couple (N.m) *	RMA			Référence
					N.m.rad^{-1}	rad^{-1} **	N.m.rad^{-2} ***	
Cheville	1.83	M et F hemiparesie (47.7 ans)	0.35	-	74.5	-	212.8	Thilmann *et al.*, 1991
		M et F raides	0.35		212.0		605.7	
	3.14	F (29.7 ans)	0.45	21.7	42.4	2.0	94.2	Gajdosik *et al*., 1999
		F (50.2 ans)	0.4	18.0	39.5	2.2	98.8	
		F (72.9 ans)	0.27	12.6	33.8	2.7	125.2	
	2.97	M et F Diabete melitus et neuropathie périphérique (58.5 ans)	0.19	19.7	41.1	2.1	216.4	Salsich *et al.*, 2000
		M et F sains (62 ans)	0.31	25.4	43.2	1.7	139.2	
	3.14	M et F sains (26.0 ans)	80% *AAM*	-	80.2	-	-	McNair *et al*., 2001
	3.14	M sains (22.0 ans)	0.17	-	75.4	-	443.5	Rieman *et al*., 2001
		F sains (19.6 ans)			55.7		327.6	
	3.14	M sains (21 ans)	0.35	15.0	60.2	4.0	172.0	Kubo *et al.*, 2002b
	3.14	M et F sains (28.0 ans)	80% *AAM*	14.9	55.0	3.7	-	McNair *et al.*, 2002
	3.14	M et F spastiques (65 ans)	80% *AAM*	7.4	85.9	11.6	-	Bressel et McNair 2002
	3.14	M et F sains (44.8 ans)	80% *AAM* (0.35)	-	58.4	-	167.0	Bressel *et al*., 2004
		M et F rupture tendon achille (65 ans)	80% *AAM* (0.31)		55.0		177.4	
	2.09	M et F sains (42.1 ans)	0.17	6.2	20.1	3.2	118.0	Chung *et al.*, 2004
		M et F hemiparesie spastique, hypertonique (55.3 ans)	0.17	9.5	30.9	3.3	182.0	

*M : sujets masculins ; F : sujets féminins ; AAM : amplitude articulaire maximale ; angle EG : angle articulaire d'extension du genou (0 rad : horizontale, angles positifs au dessus de l'horizontale); angle FD : angle de flexion dorsale (0 rad : pied perpendiculaire à la jambe). * : couple passif auquel la RMA est calculée ; ** normalisation par rapport au couple passif ; *** : normalisation par rapport à l'angle articulaire.*

Énergies potentielles élastiques emmagasinée (E) et dissipée (ED)

Les énergies potentielles élastiques emmagasinée (*E*) et dissipée (*ED*) par le système musculo-articulaire lors de cycles de charges et de décharges ont été moins intensément étudiées dans la littérature. Contrairement au couple passif et à la *RMA* qui peuvent être déterminés à différents angles articulaires, ce sont des paramètres globaux, calculés sur une amplitude de mouvement, et ils permettent de déterminer les propriétés dissipatives des structures passives. *E* et l'énergie potentielle élastique restituée (*ER*) sont calculées respectivement comme l'aire sous la relation couple-angle de charge et de décharge (Gajdosik *et al.*, 2004; Magnusson *et al.*, 1998). Lors d'un cycle charge-décharge, il est alors possible de déterminer *ED* (*i.e.* l'aire de l'hystérésis, Figure I-8-B) par les structures musculo-articulaires comme la différence entre *E* et *ER* (Gajdosik *et al.*, 2004; Magnusson *et al.*, 1998).

E correspond à l'énergie mécanique que le système est capable de stocker lors d'un chargement. Cette énergie pourra être par la suite restituée ou dissipée. Par exemple, lors d'un cycle d'étirement détente du muscle, l'énergie potentielle élastique emmagasinée lors de l'étirement va être en partie restituée lors de la détente et ainsi induire une augmentation de la puissance que le muscle est capable de produire (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Pour des sujets sains d'âge moyen inférieur à 40 ans, on constate des valeurs de *E* déterminées sur toute l'amplitude de mouvement comprises entre 4.1 et 13.2 J (Tableau I-2). La normalisation par rapport au couple maximal passif permet de diminuer de manière importante la variabilité entre les différentes études (de 0.28 à 0.39 $J.N^{-1}.m^{-1}$). Il a également été montré que, du fait d'une amplitude de mouvement plus faible, *E* est largement plus faible pour des sujets âgés (âge moyen : 78.1 ans) que pour des sujets jeunes (âge moyen : 23.8 ans) (Gajdosik *et al.*, 2005b).

Comme nous l'avons évoqué, les propriétés dissipatives du système musculo-articulaire passif sont liées à ses capacités à absorber et dissiper de l'énergie mécanique. Il est ainsi possible de calculer un coefficient de dissipation comme l'énergie mécanique dissipée divisée par l'énergie mécanique emmagasinée (Persoz, 1960). Néanmoins, très peu d'études ont déterminé les propriétés dissipatives du CMA. Magnusson *et al.* (1998) ont montré qu'environ 45% de l'énergie emmagasinée lors de la charge est dissipée par le système musculo-articulaire passif au cours du cycle de charge-décharge. Ces résultats soulignent l'importance des phénomènes dissipatifs lors d'un chargement de l'ensemble musculo-articulaire passif, et l'intérêt d'étudier ces propriétés plus en détail afin de mieux décrire et comprendre le comportement de ce système.

Trois comportements mécaniques peuvent théoriquement expliquer la dissipation d'énergie mécanique au cours d'un tel protocole de charge-décharge : la plasticité, la viscosité et le frottement (Mandel, 1969; Persoz, 1960). Du point de vue du comportement mécanique des matériaux, la plasticité implique des modifications irréversibles du comportement mécanique lorsque le système est chargé au-delà d'un seuil (Mandel, 1969; Persoz, 1960). A la suite de divers protocoles d'étirements, il semble que le couple passif développé par les structures musculo-articulaires soit diminué, indiquant une altération aiguë du comportement mécanique du CMA (Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1996a, 1998, 2000; McNair *et al.*, 2001, 2002)[7]. Néanmoins, il a été montré que le couple passif, la *RMA* et *E* reviennent à leurs niveaux initiaux après un temps de repos relativement court (inférieur à 10 minutes) (Magnusson *et al.*, 1998, 2000). L'ensemble musculo-articulaire passif ne présente donc pas un comportement mécanique plastique pour des amplitudes d'étirements inférieures ou égales à l'*AAM*. De fait, il est admis dans la littérature que cet ensemble musculo-articulaire présente un comportement élastique dans cette zone (Gajdosik, 2001; Magnusson, 1998; McNair *et al.*, 2001). Le phénomène d'hystérésis (Figure I-8-A) peut donc être interprété par la présence de la viscosité et/ou de frottements. Certains auteurs ayant considéré que le frottement interne au système musculo-articulaire est négligeable (Esteki et Mansour, 1996 ; Fung, 1983), la viscosité expliquerait principalement la dissipation d'énergie par le système. Néanmoins, ceci ayant été peu étudié dans la littérature, nous tenterons d'en discuter au travers de nos études.

[7] Cette problématique sera développée dans le Chapitre II de ce mémoire.

Tableau I-2 : Énergie potentielle élastique emmagasinée (E) par le complexe musculo-articulaire et coefficient de dissipation (CD) déterminés grâce aux étirements passifs dans la littérature

articulation	Angle tronc-cuisse (rad)	Sujets (age)		Plage articulaire (rad)	Couple (N.m) *	*E*			*CD* (%)	Référence
						J	$J.N^{-1}.m^{-1}$ **	$J.rad^{-1}$ ***		
Genou	1.05	M sains (28.8 ans)		FG: -1.2; EG: *AAM* (0.28)	41.1	14.2	0.35	9.6	-	Magnusson *et al.* , 1996a
	0.79-1.05	F sains (26.0 ans)		FG: -1.2; EG: *AAM* (0.29)	33.0	13.0	0.39	8.7	-	Magnusson *et al.* , 1996c
	0.79-1.05	M course d'orientation élite (25 ans)	Sujets raides	FG: -1.2; EG: *AAM* (-0.06)	35.1	10.4	0.30	9.1	-	Magnusson *et al* ., 1997
			Sujets souples	FG: -1.2; EG: *AAM* (0.32)	57.1	22.0	0.39	14.5	-	
	0.79-1.05	M sains (34.2 ans)		FG: -1.4; EG: *AAM*	36.0	13.7	0.38	-	-	Klinge *et al* ., 1997
	0.79-1.05	M sains (28.0 ans)		FG: -1.2; EG: *AAM*	18.1	6.0	0.33	-	45.0	Magnusson *et al.* , 1998
	0.79-1.06	F hypermobilité articulaire begnine (34.0 ans)		FG: -1.2, EG: *AAM* (0.1)	32.63	8.53	0.26	6.32	-	Magnusson *et al.* , 2001
		F sains (32.1 ans)		FG: -1.2, EG: *AAM* (-0.2)	14.5	4.1	0.28	4.2		

articulation	Angle genou (rad)	Sujets (age)	Angle FD (rad)	Couple (N.m) *	*E*			*CD* (%)	Référence
					J	$J.N^{-1}.m^{-1}$ **	$J.rad^{-1}$ ***		
Cheville	3.14	F (74 ans)	FP: -0.79 FD: *AAM* (0.21)	16.6	6.3	0.38	6.3	-	Gajdosik *et al* ., 2005a
	3.14	F sains (23.8 ans)	FP: -0.79 FD: *AAM* (0.42)	25.6	8.1	0.32	6.7	-	Gajdosik *et al.* , 2005b
		F sains (78.1 ans)	FP: -0.79 FD: *AAM* (0.12)	14.0	2.9	0.21	3.2	-	

*M : sujets masculins ; F : sujets féminins ; AAM : amplitude articulaire maximale ; FG : flexion du genou ; EG : extension du genou ; FP : flexion plantaire ; FD : flexion dorsale. * : couple passif maximal sur l'amplitude de mouvement ; ** normalisation par rapport au couple maximal passif ; *** : normalisation par rapport à la plage articulaire de mouvement.*

Relaxation du couple passif

Lors d'un essai de relaxation, où un étirement est maintenu à un angle donné pendant une certaine durée, on mesure classiquement le couple passif maximal au début et à la fin du maintien statique. Il est alors possible de calculer la relaxation comme la différence entre ces deux couples passifs divisée par le couple maximal initial (Figure I-8-D) (Bressel et McNair, 2002; Magnusson *et al.*, 1996a, 1996b, 1996c; McNair *et al.*, 2001; McNair et Portero, 2005). Selon ces auteurs, la diminution du couple au cours du temps témoigne de la viscoélasticité du CMA et il a été montré que l'évolution du couple au cours de la relaxation peut être modélisée par une relation linéaire sur une échelle logarithmique du temps de maintien (Magnusson *et al.*, 2000). La relaxation dépend également de l'angle articulaire auquel le maintien statique est imposé (Esteki et Mansour, 1996). En termes de propriétés mécaniques, les essais de relaxation ne permettent pas de dissocier directement la viscosité de l'élasticité du système. En revanche à partir d'un modèle rhéologique il est possible de calculer les coefficients de viscosité et d'élasticité (Anderson *et al.*, 2002)[8]. Il faut alors réaliser un essai de relaxation sur une durée pouvant être considérée comme infinie. Le couple visqueux correspond alors à la différence entre le couple initial et le couple final (à l'infini) alors que le couple élastique est le couple à la fin de la relaxation.

Il est à noter que la disparité de la relaxation déterminée dans la littérature est moins importante que celle des autres paramètres. Par exemple, pour des sujets sains et d'âge moyen inférieur à 40 ans, 25 à 35% du couple initial est relâché après 90 s de maintien statique d'étirement des ischios-jambiers (Tableau I-3). Il semble également que ce paramètre permette de distinguer des CMA ayant des propriétés mécaniques différentes (Bressel et McNair, 2002; Magnusson *et al.*, 1997). Par exemple, il a été montré que la relaxation au cours d'un étirement statique des muscles fléchisseurs plantaires est significativement moins importante pour des sujets ayant subi une rupture du tendon d'Achille *vs*. une population contrôle (Bressel et McNair, 2002).

[8] La modélisation du comportement mécanique passif du complexe musculo-articulaire sera abordée dans le Chapitre III

Tableau I-3 : Relaxation du couple passif déterminée grâce aux étirements passifs dans la littérature

articulation	Angle tronc-cuisse (°)	Sujets (age)		Angle EG (rad)	Couple (N.m)	Relaxation (%)	Référence
Genou	1.05	M sains (28.8 ans)		*AAM* (0.28)	41.1	28 (90 s)	Magnusson *et al*., 1996a
	1.05	M sains (29.5 ans)		*AAM* (0.06)	34.2	33.2 (90s)	Magnusson *et al*., 1996c
		M paralysés (35.5 ans)		*AAM* (0.54)	19.7	38.7 (90s)	
	0.79-1.05	F sains (26.0 ans)		0.3	15	33 (90 s)	Magnusson *et al.*, 1996b
	0.79-1.05	M course d'orientation élite (25 ans)	Sujets raides	*AAM* (-0.35)	15.4	31 (90 s)	Magnusson *et al.*, 1997
			Sujets souples	*AAM* (0.12)	31.6	25 (90 s)	
	0.79-1.05	M sains (34.2 ans)		*AAM*	36.0	32 (90 s)	Klinge *et al.*, 1997
	0.79-1.05	M sains (28.0 ans)		*AAM*	18.1	35 (90 s)	Magnusson *et al.*, 1998
	0.79-1.05	M sains (23.0 ans)		*AAM* (0.24)	20.5	20 (45 s)	Magnusson *et al.*, 2000
	0.79-1.06	F hypermobilité articulaire (34.0 ans)		*AAM* (0.1)	32.6	29 (100 s)	Magnusson *et al.*, 2001
		F sains (32.1 ans)		*AAM* (-0.2)	14.5	27 (100 s)	

articulation	Angle tronc-cuisse (°)	Sujets (age)	Angle FD (rad)	Couple (N.m)	Relaxation (%)	Référence
Cheville	3.14	M et F sains (26.0 ans)	80% *AAM*	-	19 (60s), 18 (30 s), 14 (15s)	Mc Nair *et al.*, 2001
	3.14	M et F spastic (65 ans)	80% *AAM*	7.4	35.1 (100s)	Bressel et McNair, 2002
	3.14	M et F sains (44.1 ans)	80% *AAM* (0.35)	-	20 (60s)	Bressel et al., 2004
		M et F rupture tendon d'achilles (44.8 ans)	80% *AAM* (0.31)	-	16.1 (60s)	
	3.14	M et F (71.4 ans)	0.21	19.1	17.9 (60s)	Gajdosik *et al.*, 2006

*M : sujets masculins ; F : sujets féminins ; AAM : amplitude articulaire maximale ; EG : angle articulaire d'extension du genou (0 rad : horizontale, angles positifs au dessus de l'horizontale) ; angle FD : angle de flexion dorsale (0 rad : pied perpendiculaire à la jambe). * angle articulaire auquel le maintien statique est imposé ; ** couple passif maximal (au début de la relaxation)*

Dépendance de la réponse du complexe musculo-articulaire passif à la vitesse d'étirement

La plupart des auteurs ayant étudié le CMA passif ont considéré qu'il possède des propriétés visco-élastiques (Amankwah *et al.*, 2004 ; Gajdosik, 2001 ; Gajdosik *et al.*, 2004 ; 2005a ; Lamontagne *et al.*, 1997 ; Magnusson *et al.*, 1995, 1996a, 1996c, 1997, 1998; McNair *et al.*, 2001, 2002; McNair et Portero, 2005 ; Oatis, 1993). Cette considération repose principalement sur l'observation de la diminution du couple lors d'essais de relaxation (Figure I-8-D) et de la dissipation d'énergie potentielle élastique lors de cycles de charge/décharge (Figure I-8-B). Ces phénomènes sont en effet caractéristiques des matériaux viscoélastiques (Fung, 1983 ; Mandel, 1969; Persoz, 1960) puisque la viscosité implique une dissipation d'énergie et une relaxation. Cependant, la réciproque n'est pas vraie. Ainsi, la dissipation d'énergie lors d'un cycle de charge/décharge pourrait parfaitement être expliquée par la présence de frottement dans le système.

La viscosité du CMA devrait théoriquement être mise en évidence par une augmentation du couple de force passif et de la dissipation d'énergie avec la vitesse d'étirement. Néanmoins, l'incidence de la vitesse d'étirement sur les paramètres présentés dans les paragraphes précédents a été peu étudiée. Concernant les ischios-jambiers, et à notre connaissance, seuls Magnusson *et al.* (1998) ont montré (avec le dispositif présenté sur la Figure I-7-B) que la *RMA* n'était pas significativement différente lors d'étirements réalisés à 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 0.35 rad.s^{-1} (20°.s^{-1}). En revanche lors de flexions dorsales, il a été montré (avec le dispositif présenté sur la Figure I-7-A) que le couple passif développé (McNair *et al.*, 2002; Singer *et al.*, 2002) et la *RMA* (McNair *et al.*, 2002) augmentent respectivement de 12% et 16% entre 0.09 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 0.47 rad.s^{-1} (25°.s^{-1}). Gajdosik *et al.* (2005a) ont également mis en évidence une augmentation du couple passif, mais elle n'était que de 15% entre 0.09 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}).

Le comportement du système musculo-articulaire passif semble donc dépendant de la vitesse d'étirement. Cependant, il est difficile de discuter de la nature de cette dépendance sans déterminer les relations entre les différents paramètres considérés et la vitesse. Deux études ont utilisé la relation couple passif - vitesse angulaire pour comparer les propriétés mécaniques passives des muscles fléchisseurs plantaires de sujets sains et de sujets atteints de spasticité hypertonique (Lamontagne *et al.*, 1997; Rabita *et al.*, 2005). Cette pathologie se définit notamment par une augmentation de la tonicité musculaire et une hyperexcitabilité lors d'étirements du muscle à vitesse élevée (Rabita *et al.*, 2005; van der Salm *et al.*, 2005). Dans le cadre de ce mémoire, nous nous intéresserons uniquement aux résultats obtenus pour les

populations contrôles (sujets sains) de ces deux études (Figure I-9). Une augmentation linéaire du couple passif avec la vitesse d'étirement (r = 0.92) a été mise en évidence par Lamontagne *et al.* (1997) (*e.g.* 700% à 0 rad de flexion plantaire entre 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) et 3.14 rad.s^{-1} (180°.s^{-1})). En revanche, l'augmentation de couple mise en évidence par Rabita *et al.* (2005) n'était significative qu'à partir de 2.81 rad.s^{-1} (161°.s^{-1}) et ne dépassait pas 19% entre 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) et 3.68 rad.s^{-1} (211°.s^{-1}). Ces deux études ont caractérisé le couple pour des niveaux d'étirement relativement faibles (angle de flexion dorsale inférieur à 0.7 rad (10°)). Or, la relation couple passif – vitesse angulaire dépend également du niveau de déformation des tissus (McNair *et al.*, 2002). La détermination de la relation couple passif – angle articulaire – vitesse angulaire permettrait donc de caractériser complètement la dépendance du couple passif à la vitesse, mais cette relation n'a, à notre connaissance, jamais été établie.

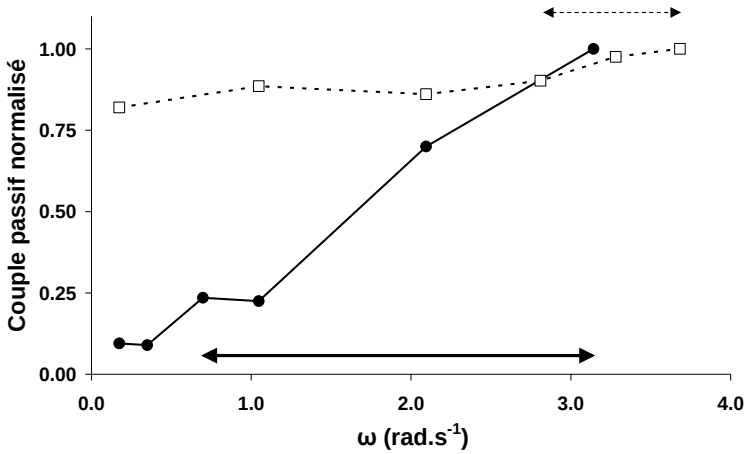


Figure I-9 : Relations couple passif – vitesse angulaire (ω) à 0 rad de flexion dorsale. Le couple passif est normalisé par rapport au couple maximal. ● : adapté de Lamontagne et al. (1997) ; flèche continue : différence significative (P < 0.05) par rapport à la vitesse la plus faible. □ : Adapté de Rabita et al. (2005) ; flèche pointillée : différence significative (P < 0.05) par rapport à la vitesse la plus faible.

Il est également intéressant d'étudier la dépendance de la dissipation d'énergie par le CMA (phénomène d'hystérésis, Figure I-8-A) à la vitesse d'étirement. Ceci doit permettre de déterminer si, au cours d'un étirement, l'énergie est dissipée du fait de frottements ou de la viscosité. En effet, si la dissipation d'énergie est indépendante de la vitesse, elle est causée uniquement par du frottement. En revanche, si une relation linéaire avec une ordonnée à l'origine nulle est mise en évidence entre la quantité d'énergie dissipée et la vitesse, le comportement peut alors être considéré comme newtonien et la dissipation peut uniquement être expliquée par la viscosité (Esteki et Mansour, 1996 ; Mandel, 1969; Persoz, 1960). A

notre connaissance, une seule étude s'est intéressée à ces propriétés du CMA. Esteki et Mansour (1996) ont montré, pour l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index, que l'épaisseur de l'hystérésis, et donc la dissipation d'énergie, augmente linéairement avec la vitesse pour des vitesses angulaires faibles (0.05-0.85 rad.s^{-1}, 2.8-47.8°.s^{-1}), puis est indépendante de la vitesse pour des vitesses plus élevées (0.85-1.29 rad.s^{-1}, 47.8-73.9°.s^{-1}) (Figure I-10). Ces auteurs ont donc conclu que la dissipation d'énergie était uniquement expliquée par la viscosité à vitesse faible, alors que du frottement interviendrait à vitesse plus élevée[9]. Néanmoins, il est probable que la dissipation d'énergie soit dépendante de l'articulation considérée. Afin de mieux comprendre et de modéliser la dissipation d'énergie par le système musculo-articulaire lors d'un étirement passif, la relation entre la dissipation d'énergie à la vitesse d'étirement sera déterminée dans la suite de ce chapitre sur l'articulation du genou.

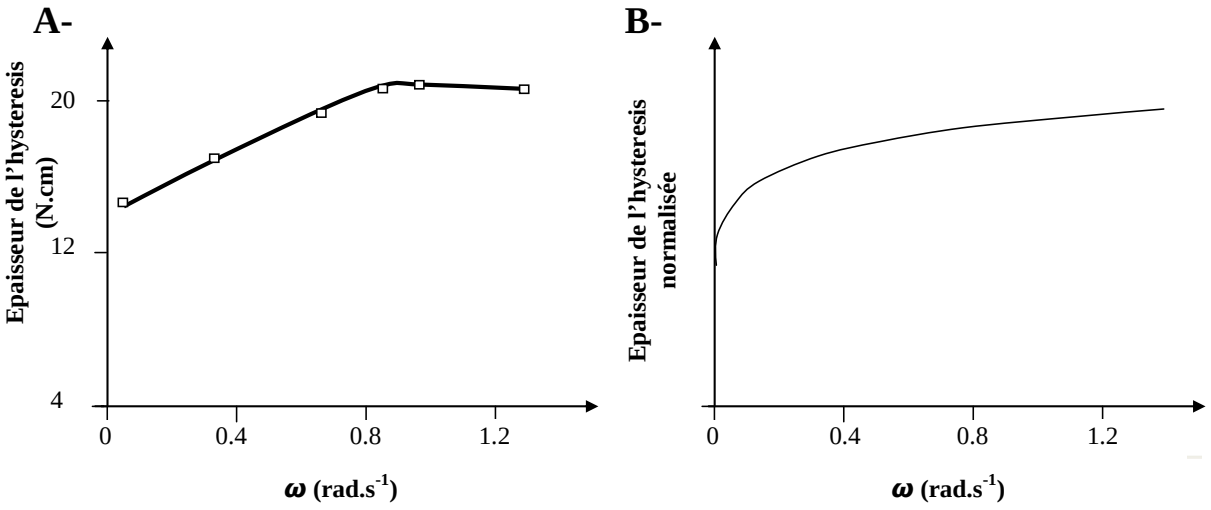


Figure I-10: Épaisseur de l'hystérésis en fonction de la vitesse d'étirement. A- Épaisseur de l'hystérésis en fonction de la vitesse d'étirement (ω). B- Épaisseur de l'hystérésis normalisée par rapport à l'épaisseur maximale (D) en fonction de ω, modèle de la forme $D = \omega^n$, *n=0.12. Adapté de Esteki et Mansour (1996)*

Nous avons vu que la dépendance à la vitesse d'étirement de la réponse du système musculo-articulaire n'est pas bien connue. Par ailleurs, *ex vivo*, certains auteurs ont montré une augmentation de la contrainte ou de la tension du muscle isolé lorsque la vitesse d'étirement est augmentée (Myers *et al.*, 1998 ; Taylor *et al.*, 1990). Néanmoins, l'amplitude de cette augmentation n'est pas très importante, et dans l'étude de Myers *et al.* (1998), elle

[9] Ces notions de modélisation de la dissipation sont abordées plus en détails dans le Chapitre III ;

n'était significative qu'entre les deux vitesses de déformation extrêmes testées (1 et 25 s^{-1}). De plus, il a été montré à l'aide de perturbations sinusoïdales que les amplitudes et les formes des hystérésis obtenues sur muscles isolés passifs dépendent peu de la fréquence d'oscillation imposée (Heerkens *et al.*, 1987). Ces résultats soulignent donc que le comportement mécanique de l'ensemble muscle-tendon est peu dépendant de la vitesse de chargement. Des résultats similaires ont été obtenus pour divers tissus biologiques (Fung, 1983). Cet auteur a alors mis en place la théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire pour les tissus biologiques, qui repose sur une modélisation mathématique de la relaxation et ne prend pas en compte les effets de la vitesse d'étirement [10].

Afin de déterminer les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire passif, il parait nécessaire de caractériser la dépendance des différents paramètres présentés dans cette partie à la vitesse d'étirement. Ce type d'étude s'avère également déterminant dans la perspective de la mise en place d'un modèle mécanique du comportement du CMA (CHAPITRE III).

I.1.2.4. Conclusions

Nous avons vu qu'il est possible de caractériser les propriétés mécaniques d'un CMA passif en étirant les muscles croisant l'articulation et en mesurant le couple passif développé par le système en résistance à l'étirement. Dans la littérature, l'utilisation de dynamomètres isocinétiques a permis de standardiser les protocoles d'évaluation tout en mesurant la réponse du système. Cependant, ce type d'outil n'a pas été spécifiquement validé pour cette application, et différents phénomènes pourraient induire des erreurs de mesures qui n'ont, à notre connaissance, jamais été quantifiées. Aussi, la première étude de ce Chapitre vise à déterminer l'exactitude de la mesure du dynamomètre utilisé en conditions passives dans les différentes études de ce manuscrit.

Une étude a mis en évidence que près de 45% de l'énergie potentielle élastique emmagasinée au cours d'un chargement du système est dissipée durant un cycle de charge/décharge. Pourtant, les propriétés dissipatives du système n'ont focalisé que très peu d'attention dans la littérature. De plus, la revue de la littérature a mis en évidence que les relations entre les différents paramètres mécaniques et la vitesse d'étirement ne sont pas bien connues, alors qu'il s'agit d'informations importantes notamment en terme de caractérisation des propriétés dissipatives du système. Une seconde étude visera donc à étudier la dépendance

[10] Ces notions sont présentées en détail dans le CHAPITRE III.

de la réponse du CMA passif à la vitesse d'étirement. Enfin, nous avons vu que de nombreuses études ont déterminé une raideur musculo-articulaire (*RMA*) en calculant la pente de relations entre le couple passif et l'angle articulaire. Néanmoins, cette méthode de calcul, en fonction des protocoles expérimentaux mis en œuvre, pourrait conduire à des difficultés d'interprétation, notamment dans le cadre du suivi longitudinal des effets d'une sollicitation chronique. Aussi, dans une troisième expérimentation, le calcul de la *RMA* sera réalisé grâce à différents modèles mathématiques. Notre objectif sera de déterminer l'incidence de l'utilisation de différents modèles mathématiques sur les calculs de *RMA*.

I.1.3. Validation de l'utilisation du dynamomètre Biodex ® utilisé en conditions passives

I.1.3.1. Introduction

L'utilisation des dynamomètres isocinétiques s'est largement développée au cours des dernières années. Leur utilisation a été validée pour caractériser la production de force lors de contractions standardisées (Pincivero *et al.*, 1997; Taylor *et al.*, 1991). De plus, il a récemment été montré que les capteurs du dynamomètre Biodex system 3 pro ® permettent de réaliser des mesures exactes [11] de couple, d'angle et de vitesse angulaire (Drouin *et al.*, 2004). Néanmoins, dans cette étude, l'exactitude de la mesure de couple n'a été vérifiée qu'en conditions statiques (isométriques) à un angle donné.

Comme nous venons de le voir dans la partie précédente, les dynamomètres isocinétiques sont également utilisés pour mesurer les propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire lors d'étirements passifs (Gajdosik, 2001; Magnusson *et al.*, 1998; McNair et Portero, 2005). Ainsi, dans deux études, des étirements passifs ont été réalisés à différentes vitesses angulaires afin de mettre en place les relations couple - vitesse angulaire (Lamontagne *et al.*, 1997; Rabita *et al.*, 2005) et des vitesses angulaires élevées ont été utilisées lors de ces études (supérieures à 3.14 rad.s^{-1}). L'étude de Drouin *et al.* (2004), qui a montré l'exactitude des mesures du dynamomètre en conditions statiques, ne peut permettre de conclure quant à l'exactitude de la mesure des différents paramètres déterminés en conditions passives à différentes vitesses.

Lors d'étirements passifs, les niveaux de couple sont largement inférieurs à ceux obtenus lors de contractions musculaires, et les modifications étudiées à la suite de diverses sollicitations peuvent être d'amplitudes faibles. Il est donc possible que l'erreur de mesure, négligeable lors de la mesure du couple de force en conditions isométriques (Drouin *et al.*,

[11] L'exactitude d'une mesure est obtenue lorsqu'elle est définie comme juste et fidèle (norme ISO 5725-2). La justesse (ou validité) est une qualité qui caractérise l'aptitude à donner des indications égales à la valeur de la grandeur mesurée. La fidélité est alors un indice de la dispersion de cette mesure lors d'une série d'indications correspondant à une même valeur de la grandeur mesurée. La fidélité de la mesure est déterminée par sa répétabilité et sa reproductibilité. La répétabilité représente l'étroitesse de l'accord entre les résultats des mesures successives de la même grandeur effectuées dans les conditions suivantes : même méthode de mesure, même observateur, même instrument de mesure, même lieu, mêmes conditions d'utilisation, répétition sur une courte durée. La reproductibilité représente l'étroitesse de l'accord entre les résultats des mesures successives lorsqu'une ou plusieurs conditions de la mesure de répétabilité ne sont pas réunies. Par exemple, il est possible de déterminer la reproductibilité en changeant d'expérimentateur et/ou en réalisant des expérimentations sur deux jours différents.

2004), devienne significative lors de la caractérisation des différents paramètres passifs présentés dans la partie précédente. Par exemple, il est possible qu'une dissipation d'énergie soit présente au niveau de l'axe de rotation du dynamomètre et induise ainsi une erreur dans la détermination de l'énergie dissipée par le complexe musculo-articulaire.

Drouin *et al.* (2004) ont montré que le dynamomètre Biodex system 3 pro ® est capable de contrôler la vitesse et de la mesurer de manière exacte lors de contractions à vitesse de mouvement constante[12]. Lors de ce type de contraction, le dynamomètre régule la vitesse de contraction à la vitesse angulaire constante programmée alors que le sujet produit un effort maximal. Ce mode est différent du mode passif utilisé dans ce mémoire, puisque c'est alors le dynamomètre qui mobilise l'articulation à une vitesse en théorie constante et égale à la vitesse programmée. La répétabilité et la reproductibilité des profils réalisés lors d'étirements passifs par les dynamomètres isocinétiques ne sont pas connues. Il serait particulièrement préjudiciable que le dynamomètre, programmé pour imposer des étirements à une vitesse constante fixée, ne réalise pas des profils identiques au cours d'une série de cycles ou entre deux sessions expérimentales. De plus, Rabita *et al.* (2005) ont constaté, du fait des phases d'accélération et de décélération, que leur dynamomètre (Cybex®) n'était pas capable d'atteindre les vitesses les plus élevées demandées par l'expérimentateur (*e.g.* 3.14 rad.s^{-1}). Il semble donc que les capacités d'accélération des dynamomètres limitent leurs utilisations à une certaine plage de vitesse. Pourtant, cette plage de vitesse n'est pas connue, et les capacités des dynamomètres isocinétiques à atteindre des vitesses d'étirement élevées n'ont pas été déterminées. En outre, il est nécessaire de connaître ces profils pour déterminer le couple passif sur la phase de mouvement à vitesse constante (Gajdosik *et al.*, 2005a), de corriger le couple passif de l'inertie (Gajdosik *et al.*, 2005a ; Lamontagne *et al.*, 1997), ou encore de ne pas prendre en compte les potentiels artéfacts dus aux impacts en fin de mouvement (Rabita *et al.*, 2005).

Par ailleurs, certaines études ont montré une diminution du couple passif développée en résistance à l'étirement lors de cycles de charge/décharge[13] (Magnusson *et al.*, 1998; McNair *et al.*, 2001, 2002). Afin d'interpréter ce type de résultats, il est nécessaire d'utiliser un

[12] Une contraction est dite isocinétique lorsque la vitesse d'allongement ou de raccourcissement du muscle activé est constante. *In vivo*, du fait des bras de levier des différents muscles, il est difficile d'imposer une vitesse de raccourcissement musculaire constante. Le dynamomètre isocinétique permet de réaliser une contraction à vitesse de mouvement constante. Ce type de contraction est cependant fréquemment mais à tord appelé contraction isocinétique, par extension *in vivo* au terme utilisé sur le muscle isolé.
[13] Cette problématique est abordée en détail dans le Chapitre II

dispositif de mesure fiable et infiniment rigide de telle sorte que les modifications constatées soient totalement attribuables au système testé et non au dispositif de mesure. Bien que régulièrement utilisé dans des protocoles de recherche, le dynamomètre isocinétique Biodex ® a principalement été conçu pour la rééducation. Une simple inspection du dynamomètre montre clairement qu'il n'est pas infiniment rigide. Il est donc possible qu'une partie des modifications constatées lors d'une succession de cycles de charge/décharge soit en partie expliquée par la mesure du dynamomètre, qui pourrait par exemple se déformer et s'accommoder au cours des cycles.

Les objectifs de cette étude sont donc *i*) de déterminer la fidélité des profils de vitesse et des capacités d'accélération du dynamomètre Biodex system 3 Pro ® lors de mouvements passifs ; *ii*) de mettre en place un dispositif afin de déterminer la justesse et la fidélité des différentes mesures réalisées en conditions passives à différentes vitesses en les comparant avec une mesure de référence ; *iii*) de vérifier que les modifications du couple passif lors d'étirements passifs ne sont pas dues, même en partie, au dynamomètre.

I.1.3.2. Matériels et méthodes

I.1.3.2.1. Dispositif expérimental

Le dynamomètre Biodex system 3 Pro ® (Biodex medical, Shirley, N.Y., USA) a permis la mesure de l'angle (θ_{bio}), de la vitesse angulaire (ω) et du couple de force (C_{bio}). Un dispositif de mesure de référence présenté sur la Figure I-11 a été mis en place. Ainsi, un sandow de plongée était fixé entre le siège et le bras de levier du dynamomètre par deux systèmes articulés (M et M') de raideurs négligeables. Un capteur de déplacement et un capteur de force étaient placés entre le siège du dynamomètre et le sandow, permettant de mesurer sa longueur (L) ainsi que la force (F) développée par celui-ci en résistance à son allongement. Les mesures de L et F permettaient de recalculer θ et C à partir des capteurs de force et d'allongement (θ_{capt}, C_{capt}) (I-1). Les dimensions du système ont été ajustées pour que le début de la mise sous tension du sandow coïncide avec $\theta = -\pi/4$ rad, et pour que C_{bio} en fin de charge ($\theta = +\pi/4$ rad) soit du même ordre de grandeur que celui déterminé lors de flexions dorsales passives au cours d'une pré expérimentation (environ 50 N.m). θ_{bio}, C_{bio}, L et F ont été échantillonnés à 1000 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Spider8, HBM, Darmstadt, Germany).

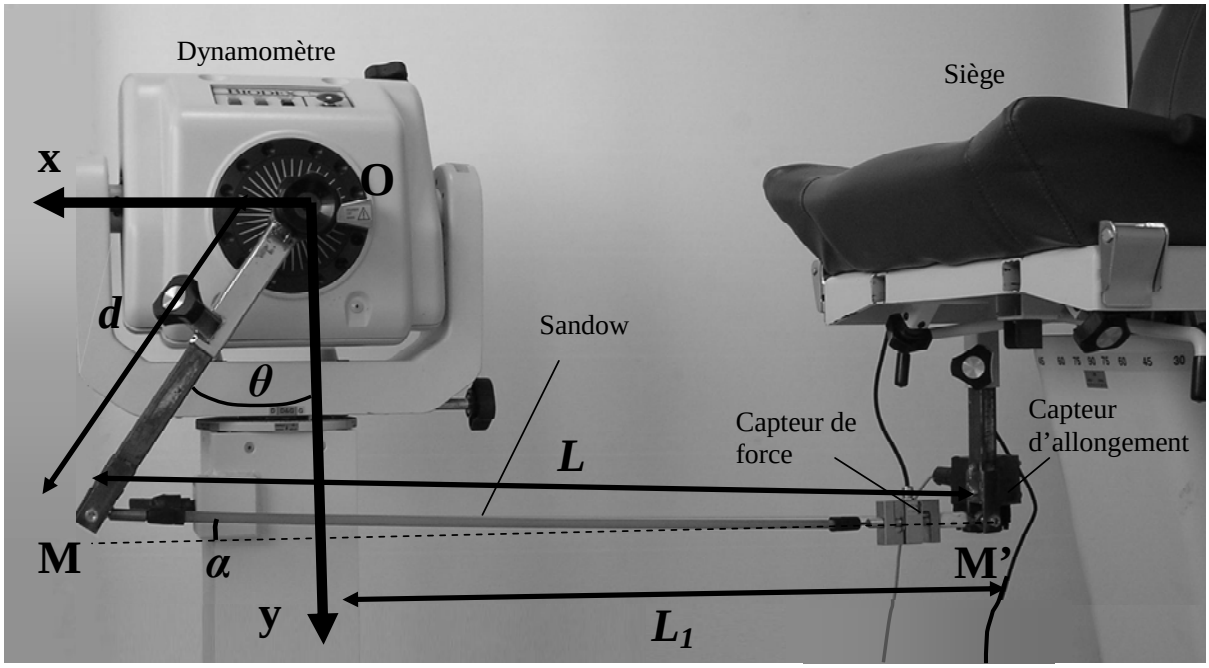


Figure I-11 : Dispositif expérimental. Le sandow est placé entre le bras de levier (d = 0.365 m) et le siège du dynamomètre par deux systèmes articulés (M et M'). M' était fixe, alors que M se déplaçait avec le bras de levier. L : distance entre M et M' mesuré à partir du capteur d'allongement. L_1 : distance entre la verticale du dynamomètre et M' ; L_1 = 0.820 m. θ : angle entre la verticale et le bras de levier ; $-\pi/4 < \theta < \pi/4$, $\theta = 0$ rad correspondant au bras de levier placé à la verticale ; θ était mesuré par le capteur d'angle du dynamomètre (θ_{bio}) et recalculé à partir du capteur d'allongement (θ_{capt}). α : angle entre le sandow et l'horizontal, calculé à partir de L. Le couple de force (C) développé par le sandow au point O était mesuré à l'aide du capteur du dynamomètre (C_{bio}) et recalculé à partir de la force dans le sandow mesurée avec le capteur de force (C_{capt}).

I.1.3.2.2. Protocole expérimental

Cinq cycles de charge/décharge du sandow ont été réalisés en programmant le dynamomètre avec le logiciel system 3 research toolkit en mode passif à 0.017, 0.035, 0.087, 0.17, 0.26, 0.35, 0.44, 0.53, 0.61, 0.70, 0.79, 0.87, 1.31, 1.75, 2.18, 2.62, 3.05, 3.49, 3.93, 4.36, 4.80, 5.24 rad.s^{-1} (1, 2, 5, 10, 15, 20, 25, 30, 35, 40, 45, 50, 75, 100, 125, 150, 175, 200, 225, 250, 275 et 300°s^{-1}) de $\theta = -\pi/4$ rad à $\theta = +\pi/4$ rad ($\theta = 0$ rad correspondant au bras de levier placé à la verticale). Ce protocole a été réalisé deux jours différents (J1 et J2). Le dispositif expérimental a été entièrement démonté entre les deux tests. Les cycles ont tout d'abord été réalisés à l'aide du mode passif du panneau de contrôle du dynamomètre. Pour les vitesses supérieures à 0.87 rad.s^{-1} (75°.s^{-1}), la vitesse était nettement moins importante lors du premier cycle, du fait d'une programmation visant à empêcher un étirement rapide au cours de

ce cycle. L'utilisation du logiciel system 3 research toolkit, utilisé par la suite, nous a permis de nous affranchir de ce problème.

I.1.3.2.3. Traitement des données

Toutes les données ont été traitées avec un programme spécifique réalisé sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Les signaux (θ_{bio}, C_{bio}, L et F) ont été calibrés puis filtrés avec un filtre passe-bas de Butterworth du second ordre. La fréquence de coupure était fixée à dix fois la fréquence du mouvement imposé. Afin de s'affranchir des décalages temporels induits par un tel filtre, les séries de données retournées temporellement ont été filtrées de manière identique.

Fidélité des profils de vitesse et d'accélération

Dans un premier temps, les profils de vitesse et d'accélération du dynamomètre ont été caractérisés. Le capteur de vitesse du dynamomètre (Figure I-12) permet des mesures de vitesse justes (Drouin *et al.*, 2004). L'analyse des profils imposés par le dynamomètre a donc été réalisée uniquement sur la base de ce signal. La vitesse angulaire moyenne au cours des cycles ainsi que les amplitudes des phases d'accélération, de décélération et du plateau isocinétique (vitesse angulaire constante) étaient calculées pour chaque cycle à chaque vitesse imposée.

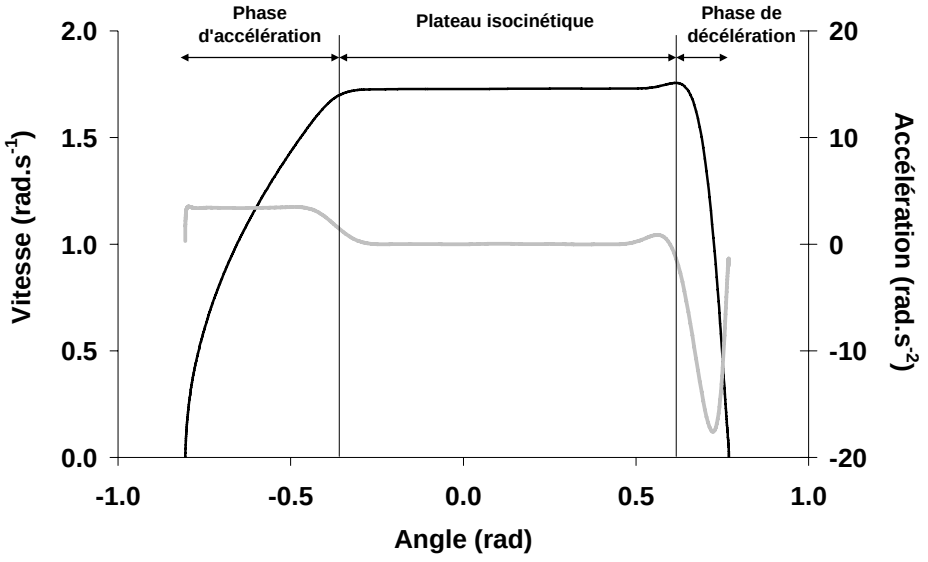


Figure I-12 : Relations vitesse angulaire - angle (—) et accélération angulaire - angle (—) typiques obtenues à 1.75 rad.s^{-1} (100°.s^{-1}) lors de la charge du sandow. A partir de ces relations, ont été calculées i) la vitesse moyenne sur l'ensemble du mouvement ; ii) les amplitudes des phases d'accélération, de décélération, du plateau isocinétique (vitesse angulaire considérée constante) ; iii) l'accélération moyenne pendant la phase d'accélération.

Justesse et fidélité des mesures de couple

C_{bio} étaient corrigées de la gravité (Aagaard *et al.*, 1995) et de l'inertie du bras de levier. Afin de corriger l'inertie du bras de levier, des tests ont été réalisés à vide à différentes vitesses élevées. L'inertie a alors été calculée comme la pente de la relation obtenue entre accélération angulaire et couple. L'équation (I-1) permettait de calculer le couple de force développé par le sandow à partir de sa mesure de F (C_{capt}).

$$\overrightarrow{M_{\vec{F}/O}} = C_{capt}\vec{k} = \overrightarrow{OM} \wedge \vec{F} = \begin{pmatrix} d\sin\theta \\ d\cos\theta \\ 0 \end{pmatrix} \wedge \begin{pmatrix} -F\cos\alpha \\ F\sin\alpha \\ 0 \end{pmatrix} = (dF\sin\theta\sin\alpha + dF\cos\theta\cos\alpha)\vec{k} \quad \text{(I-1)}$$

Avec $\alpha = \tan^{-1}\left(\dfrac{d - d\cos\theta}{L_1 + d\sin\theta}\right)$

Nous avons ensuite comparé les relations C_{bio}-θ_{bio} et C_{capt}-θ_{bio}, avec θ_{bio} l'angle mesuré avec le capteur du dynamomètre. Ce premier traitement de données a montré des relations C_{bio}-θ_{bio} et C_{capt}-θ_{bio} très différentes pour les vitesses les plus élevées. Ce constat nous a permis de mettre en évidence qu'un retard de phase, de l'ordre de 20 ms, est présent entre les signaux provenant du dynamomètre par rapport à ceux fournis par les capteurs de force et de déplacement. Ce retard était certainement dû au conditionnement des signaux par le dynamomètre. En effet, les signaux provenant du dynamomètre sont conditionnés deux fois (par le dynamomètre puis par le convertisseur analogique/digital), alors que ceux provenant des capteurs de force et d'allongement n'étaient conditionnés qu'une fois (par le convertisseur analogique/digital). Ce résultat souligne la nécessité de prendre des précautions lorsque les signaux provenant du dynamomètre sont mis en relation avec ceux provenant d'une autre chaîne d'acquisition (*e.g.* signaux électromyographiques). De fait, l'angle entre le bras de levier et la verticale a été systématiquement recalculé à partir de la mesure de la longueur du sandow (θ_{capt}) grâce à l'équation (I-2). Cette équation était résolue avec le module de calcul symbolique de Matlab®. Puis, C_{capt} a été de nouveau calculé en utilisant θ_{capt} dans l'équation (I-1). Les relations C_{bio}-θ_{bio} et C_{capt}-θ_{capt} ont ainsi été comparées :

$$L_1\sin\theta_{capt} - d\cos\theta_{capt} = \frac{L^2 - L_1^{\,2} - 2d^{\,2}}{2d} \quad \text{(I-2)}$$

Lors des cycles de charge/décharge, C_{capt} et C_{bio} étaient déterminés tous les 0.087 rad (5°). Les énergies potentielles élastiques emmagasinée (E) et restituée (ER) par le sandow étaient calculées respectivement comme les aires sous les courbes de charge et de décharge du

sandow. Les relations C_{bio}-θ_{bio} et force-allongement étaient utilisées afin de calculer *E* et *ER* à partir des signaux fournis par le dynamomètre et ceux fournis par les capteurs. Le coefficient dissipation (*CD*) du sandow était alors calculé comme l'aire de l'hystérésis normalisée *(I-3)*.

$$CD = \frac{E - ER}{E} \qquad \text{(I-3)}$$

I.1.3.2.4. Analyses statistiques

La répétabilité (entre les cinq cycles réalisés à J1) et la reproductibilité (entre les cinq cycles réalisés à J1 et à J2) des patterns de vitesse et d'accélération ont été évaluées en calculant le coefficient de corrélation interclasse (CCI), l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) (Drouin *et al.*, 2004 ; Hopkins, 2000) pour la vitesse moyenne, l'accélération moyenne et l'amplitude des plateaux isocinétiques. La reproductibilité des mesures du couple passif entre les expériences réalisées à J1 et J2 a également été déterminée grâce à des CCI, ESM et CV. Elle est jugée excellente pour des valeurs de CCI supérieures à 0.90, bonne pour des valeurs comprises entre 0.80 et 0.89, moyenne pour des valeurs comprises entre 0.70 et 0.79 et faible pour des valeurs inférieures à 0.69 (Dauty *et al.*, 2002).

La justesse des mesures de couple passif a été ensuite évaluée en traçant, pour chaque vitesse testée, les mesures réalisées grâce aux capteurs de force et de déplacement en fonction de celles du dynamomètre. Le coefficient de corrélation de Bravais-Pearson (r), la pente et l'ordonnée à l'origine de la régression linéaire ont été déterminés, ainsi que l'erreur standard de mesure (ESM) et le coefficient de variation (CV) (Hopkins, 2000, 2004). La robustesse de cette méthode pour déterminer la justesse d'une mesure est toujours en débat et certains auteurs recommandent d'utiliser la méthode graphique de Bland-Altman (Atkinson et Nevill, 1998 ; Atkinson et Nevill, 2000; Bland et Altman, 1986, 1995; Journois, 2004). Cependant, cette méthode ne peut être appliquée que pour comparer des variables dont la distribution est normale. De plus, elle ne fournit pas d'indice quantitatif de la comparaison. C'est pourquoi nous avons utilisé la régression de Passing-Bablok (*e.g.* Bablok *et al.*, 1988 ; Fuhrman et Chouaid, 2004). Cette régression est plus robuste et moins sensible aux données extrêmes qu'une analyse de régression linéaire classique. Une pente et une ordonnée à l'origine avec un intervalle de confiance à 95% (IC 95%) ont ainsi été calculées. Si les IC 95% incluent 1 pour la pente et 0 pour l'ordonnée à l'origine, alors on considère qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux mesures.

I.1.3.3. Résultats

Profils de vitesse et d'accélération

Les analyses des profils de vitesse et d'accélération ont été réalisées sur la gamme de vitesse 0.017-4.36 rad.s^{-1} (1-250°.s^{-1}) à partir de la mesure de vitesse réalisée avec le capteur du dynamomètre. En effet, sur la plage angulaire testée (π/2 rad), nos résultats montrent que le dynamomètre n'atteint pas les vitesses de 4.80 et 5.24 rad.s^{-1} (275 et 300°.s^{-1}). La Figure I-13 A- montre l'évolution de la vitesse moyenne pendant la charge en fonction de la vitesse programmée. La vitesse moyenne réalisée pour une vitesse programmée de 4.36 rad.s^{-1} est de 1.91 rad.s^{-1}. Une équation polynomiale du troisième degré permet d'estimer la vitesse moyenne effectivement réalisée en fonction de la vitesse programmée. Cette équation sera utilisée par la suite afin de déterminer les vitesses de chargement correspondant aux calculs de *E* et du *CD*. L'accélération moyenne calculée au cours de la phase d'accélération augmente linéairement en fonction de la vitesse programmée (Figure I-13 B-). Les amplitudes des phases d'accélération et de décélération augmentent également linéairement en fonction de la vitesse programmée (Figure I-14). L'amplitude de la phase pour laquelle la vitesse est constante (plateau isocinétique) diminue donc avec la vitesse programmée.

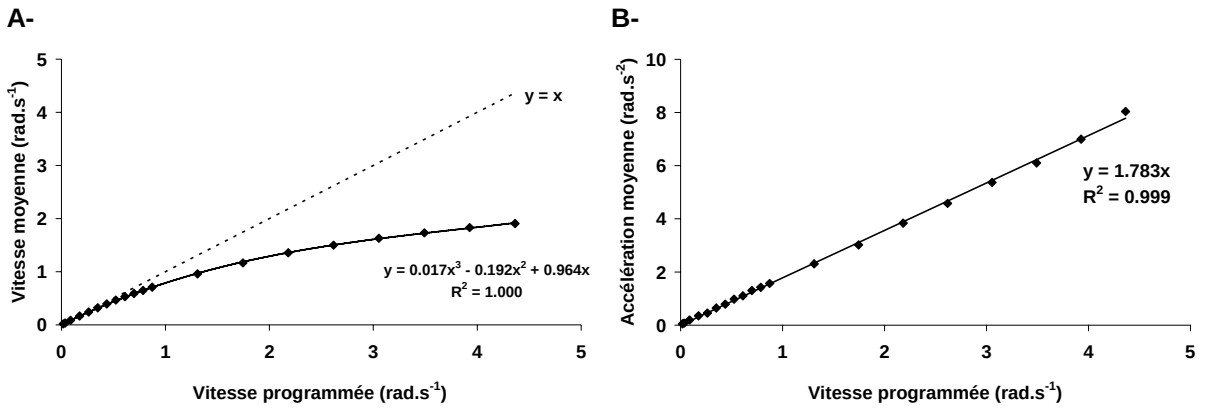


Figure I-13 : A- Vitesse moyenne calculée pendant la charge du sandow en fonction de la vitesse programmée sur le dynamomètre. B- Accélération moyenne calculée pendant la phase d'accélération du bras de levier en fonction de la vitesse programmée sur le dynamomètre.

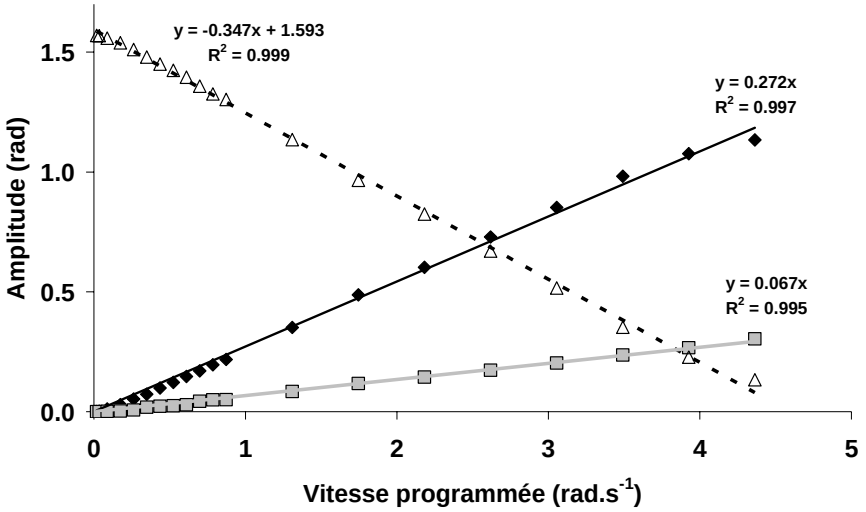


Figure I-14 : Amplitude des phases d'accélération (◆), de décélération (■) et du plateau isocinétique (△) en fonction de la vitesse programmée sur le dynamomètre.

La répétabilité et la reproductibilité de la vitesse moyenne imposée, de l'amplitude du plateau isocinétique et de l'accélération moyenne sont excellentes entre les cinq répétitions et entre les deux expériences réalisées. Les ESM et CV sont très faibles, et les CCI valent 1.00 (Tableau I-4).

Tableau I-4 : Répétabilité entre les cinq cycles à J1 (cycles) et reproductibilité entre le premier cycle lors de J1 et J2 (J1 vs. J2) des patterns de vitesse et d'accélération réalisés par le dynamomètre. Les coefficients de corrélation interclasses (CCI), les erreurs standard de mesure (ESM) et les coefficients de variation (CV) ont été calculés pour la vitesse moyenne au cours de la charge du sandow, l'accélération moyenne au cours de la phase d'accélération et l'amplitude du plateau isocinétique.

	cycles			J1 vs. J2		
	CCI	ESM	CV (%)	CCI	ESM	CV (%)
Vitesse moyenne ($rad.s^{-1}$)	1.00	0.005	0.29	1.00	0.004	0.74
Accélération moyenne ($rad.s^{-2}$)	1.00	0.017	2.21	1.00	0.026	3.57
Plateau Isocinétique (rad)	1.00	0.002	0.66	1.00	0.005	0.71

Justesse et fidélité des mesures de couple

La reproductibilité, entre J1 et J2, des relations couple-angle déterminées avec les capteurs du dynamomètre et les capteurs de force et d'allongement est présentée dans le Tableau I-5. Une excellente reproductibilité a été constatée, avec des CCI de 1.00 et des ESM inférieures à 0.76 N.m. Les CV sont toutefois supérieurs à 2% (2.01-12.82%).

Tableau I-5 : Reproductibilité, entre les deux expérimentations (J1 vs. J2) et en fonction de la vitesse programmée sur le dynamomètre, des relations couple-angle déterminées lors des cinq cycles avec les capteurs du dynamomètre (dynamomètre) et les capteurs de force et d'allongement (capteurs)

	Dynamomètre			Capteurs		
Vitesse (rad.s^{-1})	CCI	ESM (N.m)	CV (%)	CCI	ESM (N.m)	CV (%)
0.017	1.00	0.26	4.59	1.00	0.50	3.87
0.035	1.00	0.23	8.01	1.00	0.56	4.56
0.087	1.00	0.28	2.88	1.00	0.40	3.75
0.175	1.00	0.23	11.34	1.00	0.32	7.28
0.262	1.00	0.22	6.60	1.00	0.32	2.11
0.349	1.00	0.60	4.32	1.00	0.29	3.24
0.436	1.00	0.28	2.59	1.00	0.26	2.06
0.524	1.00	0.27	2.34	1.00	0.35	3.07
0.611	1.00	0.31	2.79	1.00	0.36	3.57
0.698	1.00	0.16	2.57	1.00	0.40	3.44
0.785	1.00	0.34	2.06	1.00	0.34	2.50
0.873	1.00	0.16	1.30	1.00	0.28	4.15
1.309	1.00	0.36	5.87	1.00	0.41	4.05
1.745	1.00	0.42	1.85	1.00	0.40	2.68
2.182	1.00	0.29	3.17	1.00	0.46	2.97
2.618	1.00	0.39	12.82	1.00	0.60	2.92
3.054	1.00	0.44	5.66	1.00	0.48	2.01
3.491	1.00	0.61	3.60	1.00	0.45	2.26
3.927	1.00	0.66	4.51	1.00	0.65	3.71
4.363	1.00	0.66	4.51	1.00	0.66	2.35
4.800	1.00	0.67	2.41	1.00	0.69	3.66
5.236	1.00	0.67	3.81	1.00	0.76	2.83

CCI : coefficient de corrélation interclasse ; ESM : erreur standard de mesure ; CV : coefficient de variation

La Figure I-15 présente un exemple typique à une vitesse de relations couple-angle, et montre la très bonne adéquation entre les relations obtenues avec les deux méthodes de calcul. Des profils similaires ont été obtenus aux différentes vitesses testées.

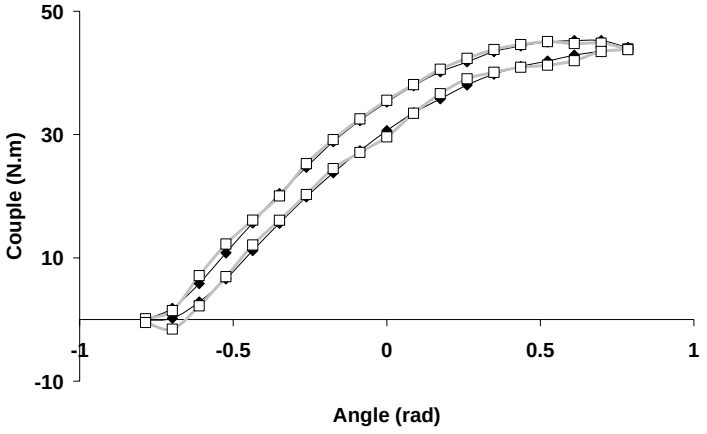


Figure I-15 : Relations couple passif - angle calculées à partir des capteurs du dynamomètre (◆) et des capteurs de force-allongement (□) obtenues pour une vitesse de 1.31 rad.s^{-1} (125°.s^{-1}) programmée sur le dynamomètre

Le Tableau I-6 confirme l'excellente justesse des relations couple-angle déterminées grâce au dynamomètre. Les coefficients de corrélation sont égaux à 1.00, avec des relations proches de la bissectrice des axes (y = x). Cependant, la régression de Passing-Bablok montre que les deux mesures sont significativement différentes. Dans l'ensemble, les ordonnées à l'origine sont légèrement inférieures à 0 et les pentes sont légèrement supérieures à 1. La différence entre les deux mesures est très faible : les ESM sont inférieures à 0.33 N.m et les CV sont inférieurs à 6.53%. De plus, aucune modification de l'ESM ou du CV n'est constatée entre les différentes vitesses testées, et les allures des relations entre *E*, *CD* et la vitesse angulaire sont tout à fait similaires avec les deux méthodes de mesure (Figure I-16).

Tableau I-6 : Justesse des relations couple-angle déterminées avec les capteurs du dynamomètre par rapport aux capteurs de force et d'allongement en fonction de la vitesse programmée sur le dynamomètre (lors de l'expérience réalisée à J1 sur les cinq cycles)

Vitesse (rad.s^{-1})	régression linéaire (Hopkins, 2004)					Regression de Passing-bablok (1984)			
	r	pente	ordonnée origne	ESM (N.m)	CV (%)	pente	pente (IC 95%)	ordonnée origne	ordonnée origne (IC 95%)
0.017	1.00	1.03	-0.10	0.31	1.54	1.02	1.01 à 1.04	-0.15	-0.54 à 0.09
0.035	1.00	1.02	-0.37	0.26	0.71	1.02	1.01 à 1.03	-0.35	-0.63 à -0.10
0.087	1.00	1.02	-0.07	0.23	3.13	1.01	1.01 à 1.03	-0.15	-0.45 à 0.11
0.175	1.00	1.02	-0.25	0.18	0.45	1.02	1.01 à 1.03	-0.34	-0.67 à -0.11
0.262	1.00	1.01	-0.04	0.19	1.05	1.02	1.01 à 1.02	-0.10	-0.21 à 0.08
0.349	1.00	1.02	-0.47	0.19	0.54	1.02	1.01 à 1.03	-0.53	-0.87 à -0.26
0.436	1.00	1.01	-0.64	0.24	0.99	1.02	1.01 à 1.04	-1.00	-1.38 à -0.64
0.524	1.00	1.01	-0.32	0.14	0.41	1.03	1.02 à 1.03	-0.43	-0.63 à -0.13
0.611	1.00	1.01	-0.75	0.24	6.53	1.02	1.01 à 1.03	-1.21	-1.25 à -0.94
0.698	1.00	1.02	-0.56	0.24	0.90	1.02	1.01 à 1.04	-0.94	-1.13 à 0.64
0.785	1.00	1.01	-0.42	0.24	0.37	1.02	1.01 à 1.03	-0.69	-1.39 à -0.39
0.873	1.00	1.01	-0.48	0.23	0.75	1.02	1.01 à 1.04	-0.75	-1.52 à -0.44
1.309	1.00	1.01	-0.40	0.25	0.93	1.02	1.01 à 1.04	-0.65	-0.97 à -0.30
1.745	1.00	1.01	-0.41	0.23	0.46	1.02	1.02 à 1.03	-0.62	-0.43 à -0.41
2.182	1.00	1.01	-0.07	0.21	1.73	1.01	1.01 à 1.03	-0.15	-0.94 à 0.05
2.618	1.00	1.01	-0.42	0.26	0.80	1.02	1.01 à 1.03	-0.62	-0.61 à -0.31
3.054	1.00	1.01	-0.27	0.15	0.47	1.01	1.01 à 1.02	-0.36	-0.48 à -0.21
3.491	1.00	1.01	-0.07	0.17	1.31	1.02	1.01 à 1.03	-0.25	-0.34 à 0.09
3.927	1.00	1.01	-0.05	0.13	0.85	1.01	1.01 à 1.02	-0.14	-1.12 à 0.03
4.363	1.00	1.01	-0.55	0.21	1.06	1.01	1.00 à 1.02	-0.75	-0.87 à -0.49
4.800	1.00	1.01	-0.38	0.20	0.31	1.01	1.01 à 1.02	-0.65	-1.12 à -0.28
5.236	1.00	1.00	-0.77	0.33	1.33	1.01	0.99 à 1.02	-1.05	-1.59 à -0.60

r : coefficient de corrélation de Bravais-Pearson; pente : coefficient directeur de la régression linéaire ; ordonnée origine : ordonnée à l'origine de la régression linéaire ; ESM : erreur standard de mesure ; CV : coefficient de variation ; IC 95% : intervalle de confiance à 95% (borne inférieure à borne supérieure de l'IC 95%)

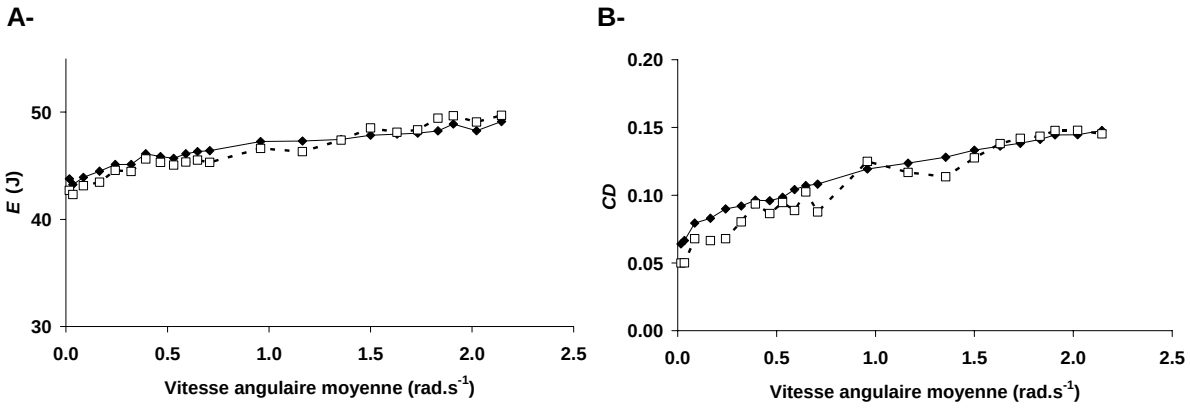


Figure I-16 : A- Énergie emmagasinée par le sandow (E) calculée à partir des capteurs du dynamomètre (◆) et des capteurs de force-allongement (□) en fonction de la vitesse angulaire moyenne lors de la charge du sandow. B- Coefficient de dissipation (CD) du sandow calculé à partir des capteurs du dynamomètre (◆) et des capteurs de force-allongement (□) en fonction de la vitesse angulaire moyenne lors de la charge du sandow. Les résultats montrent un bon accord entre les deux méthodes de calcul de E et du CD.

Modifications au cours des cycles

Pour toutes les vitesses considérées, *E* et *CD* sont supérieurs lors du premier cycle de charge-décharge par rapport aux quatre autres cycles, qu'ils soient calculés à partir des signaux provenant du dynamomètre ou des capteurs. Les évolutions de *E* et *CD* au cours des cycles, moyennées pour toutes les vitesses, sont similaires avec les deux méthodes de calcul (Figure I-17).

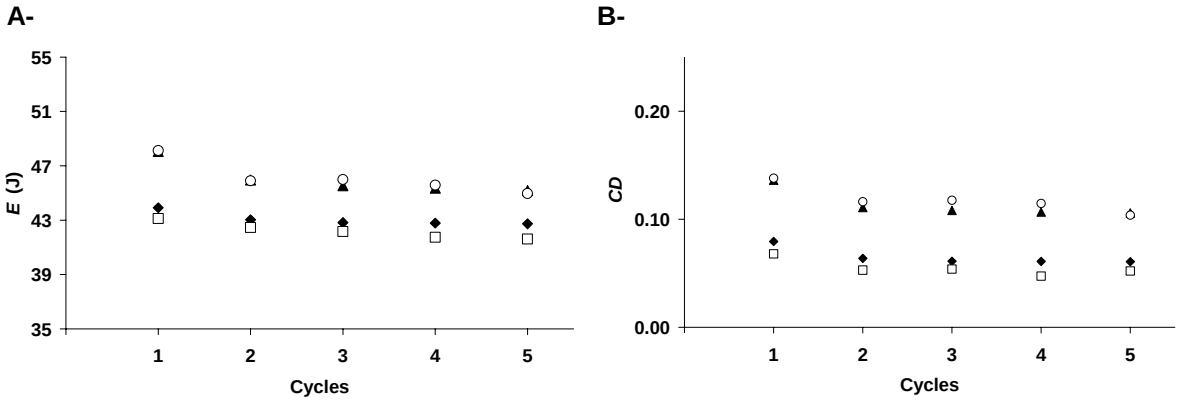


Figure I-17 : Exemples de modifications A- de l'énergie emmagasinée par le sandow et B- du coefficient de dissipation (CD) du sandow au cours des cycles. ◆ : calculés à partir des capteurs du dynamomètre pour une vitesse de 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) ; ▲ : calculés à partir des capteurs du dynamomètre pour une vitesse de 3.05 rad.s^{-1} (175°.s^{-1}) ; □ : calculés à partir des capteurs de force et d'allongement pour une vitesse de 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) ; ○ : calculés à partir des capteurs de force et d'allongement pour une vitesse de 3.05 rad.s^{-1} (175°.s^{-1})

I.1.3.4. Discussion et conclusion

Analyse des profils de vitesse et d'accélération

Drouin *et al.* (2004) ont montré que le dynamomètre Biodex system 3 pro ® permet de réaliser des mesures exactes de vitesse angulaire en conditions actives. Nos résultats ont montré que ce dynamomètre permet également d'imposer des profils de vitesse répétables et reproductibles en conditions passives. Néanmoins, des phases d'accélération et de décélération d'amplitudes importantes sont présentes lorsque l'on impose des vitesses d'étirement élevées dont il faudra tenir compte dans les études ultérieures. De plus, pour les vitesses imposées les plus élevées (4.8 et 5.24 rad.s^{-1} (275 et 300°.s^{-1})), le dynamomètre n'est pas capable d'atteindre la vitesse programmée sur la plage angulaire testée. Les équations fournies sur la Figure I-14 permettent ainsi de calculer l'amplitude des phases d'accélération et de décélération, et donc de prévoir l'amplitude du plateau isocinétique en fonction de la vitesse programmée. La Figure I-13 montre également que l'accélération produite par le dynamomètre augmente avec la vitesse programmée, sans jamais atteindre de maximum. Ce résultat suggère que le dynamomètre, même pour les vitesses les plus élevées, n'atteint pas ses limites en terme d'accélération. Une accélération maximale (environ 8 rad.s^{-2} sur la Figure I-13) pour toutes les vitesses programmées permettrait alors de réduire considérablement les amplitudes des phases d'accélération. Néanmoins, le dynamomètre semble « bridé » en termes d'accélération en fonction de la vitesse programmée. Aussi, nous avons envisagé d'utiliser le module de recherche qui permet, en théorie, d'imposer le pattern de déplacement souhaité en conditions passives afin d'imposer l'accélération maximale que peut fournir le dynamomètre. Les seules limites affichées par le constructeur concernent les accélérations qui ne doivent pas dépasser les limites de la machine. Néanmoins, la réponse du dynamomètre est fortement dépendante du couple externe imposé et il se bloque même lorsque le couple est supérieur à 100 N.m. Les ingénieurs de la société Biodex ont reconnu le problème, sans pouvoir y apporter une solution pour l'instant. De fait, dans les études qui suivent, le mode passif du system 3 research toolkit a été utilisé, tout en prenant en compte ses limites en terme d'accélération.

Exactitude des mesures de couple

Nos résultats montrent d'excellentes reproductibilités des mesures de couple réalisées avec le dynamomètre isocinétique et les capteurs (CCI égaux à 1, Tableau I-5). Par ailleurs, des différences significatives sont mises en évidence entre les deux mesures à partir de la

régression de Passing-Bablok (Tableau I-6). Les pentes et ordonnées à l'origine des régressions indiquent que le couple est très légèrement surestimé au début de l'amplitude de mouvement et sous-estimé sur la fin avec les mesures réalisées par le dynamomètre. Ces différences significatives sont toutefois à nuancer, puisque toutes les corrélations réalisées sont très proches de la bissectrice des axes et que, dans toutes les conditions, les ESM sont inférieures à 1 N.m. Les CV du couple sont parfois assez élevés (jusqu'à 7 % environ), mais ceci s'explique par le fait que les différentes analyses ont inclu les angles où les valeurs de couple étaient faibles (Figure I-15). En effet, pour ces angles, le CV est beaucoup plus important (parfois plus de 100%) pour une ESM constante ce qui augmente les CV globaux présentés dans les Tableau I-5 et Tableau I-6. Enfin, l'erreur de mesure est indépendante de la vitesse de mouvement imposée, et les relations entre *E*, *CD* et la vitesse de mouvement sont similaires quelque soit la méthode de calcul (Figure I-16). Nos résultats permettent donc de conclure que les mesures de couple réalisées par le dynamomètre isocinétique en mode passif lors de tests à différentes vitesses sont exactes.

Modifications au cours des cycles

Une accommodation au cours des cycles de mouvement est clairement mise en évidence par une diminution de *E* et du *CD* (Figure I-17). Cette accommodation n'est, *a priori*, pas attribuable au système de mesure du dynamomètre puisqu'elle est identique quelle que soit la méthode de calcul des différents paramètres utilisés. L'accommodation est donc probablement attribuable au sandow. Afin de confirmer cette hypothèse, nous avons réalisé des cycles de charge-décharge du sandow grâce à une machine de traction qui peut être considérée comme l'outil de référence de la mesure des propriétés mécaniques d'un matériau (*e.g.* Persoz, 1960).

Cinq cycles de charge/décharge du sandow ont donc été réalisés à 200, 400, 600 et 750 mm.min^{-1} sur une amplitude de 320 mm (déformation : environ 107%) avec une machine de traction électromécanique [14] (Zwick, Ulm, Germany). Les relations allongement-force ont été analysées de manière identique à celles obtenues lors des expériences réalisées avec le Biodex ®. L'énergie potentielle élastique emmagasinée (*E*) et le coefficient de dissipation (*CD*) ont été calculés pour chaque cycle.

[14] Cette expérimentation s'est déroulée au sein de l'Institut de recherche en Génie Civil et Mécanique (UMR CNRS 6183)

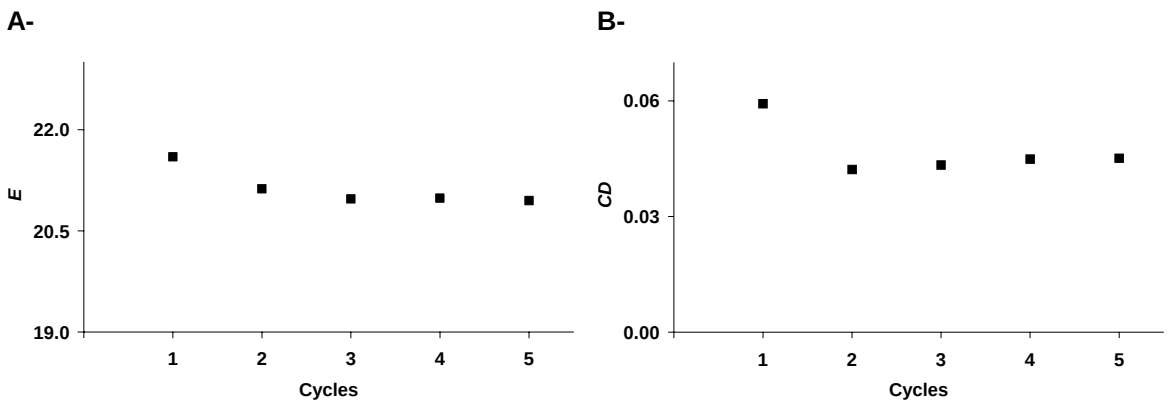


Figure I-18 : Exemples de modifications A- de l'énergie potentielle élastique emmagasinée par le sandow (E) B- du coefficient de dissipation (CD) du sandow au cours des cycles de mouvement réalisés sur la machine de traction à 400 mm.min^{-1} sur une amplitude de 320 mm.

De la même manière que lors de l'expérience réalisée sur le Biodex ®, à chaque vitesse testée, une diminution de *E* et *CD* a été constatée entre le premier et le second cycle. Un exemple typique d'évolutions obtenues pour *E* et le *CD* à une vitesse (400 mm.s^{-1}) est présenté sur la Figure I-18. La machine de traction ne permet pas d'imposer des déplacements supérieurs à 320 mm (déformation : environ 107%), alors que les amplitudes de chargement imposées dans l'expérimentation réalisée sur le Biodex ® étaient d'environ 500 mm (déformation : environ 167%). Les valeurs de *E* obtenues lors des deux expériences (Figure I-16 et Figure I-18) ne sont donc pas comparables. En revanche, la vitesse de chargement la plus lente réalisée sur le Biodex (0.017 rad.s^{-1}, 1°.s^{-1}) correspondait à une vitesse d'allongement linéaire d'environ 400 mm.min^{-1}. Pour cette vitesse, les valeurs de *CD* obtenues lors de l'expérimentation sur le Biodex (0.053) et sur la machine de traction (0.049) sont similaires. Les modifications du *CD* au cours des cinq cycles sont également très proches lors des deux expérimentations (Biodex : -17.8%, machine de traction : -23.9%).

Ces résultats montrent que les modifications des propriétés mécaniques constatées au cours des cycles de mouvement ne sont pas attribuables au dynamomètre, mais bien au sandow utilisé. De plus, les résultats obtenus sur la machine de traction ont permis de confirmer les valeurs du *CD* du sandow déterminées avec le Biodex (de l'ordre de 0.05 pour les vitesses les plus faibles).

Conclusion et perspectives

Cette étude a permis de caractériser les patterns de vitesse imposés par le dynamomètre Biodex system 3 pro ® en conditions passives et de montrer que ces patterns sont parfaitement reproductibles. De bonnes reproductibilités et justesses des différents paramètres déterminés en conditions passives grâce au Biodex ont également été mises en évidence à partir d'une mesure de référence. Finalement, nos résultats montrent que les modifications du couple au cours des cycles de mouvement ne sont pas dues au dispositif de mesure. Le dynamomètre peut donc être utilisé afin de caractériser les propriétés biomécaniques du complexe musculo-articulaire passif (*cf.* suite du CHAPITRE I) et de déterminer les modifications de ces propriétés induites par différents protocoles d'étirements passifs (CHAPITRE II). Par ailleurs, la méthodologie mise en place dans cette étude pourrait être utilisée afin de comparer les différents ergomètres du commerce (*e.g.* KinCom ®, Cybex ®…) et/ou ceux conçus spécifiquement à des fins de recherche (Tognella *et al.*, 1997; Yeh *et al.*, 2005).

I.1.4. Caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif lors d'étirements à différentes vitesses

I.1.4.1. Introduction

Comme nous l'avons vu lors de la revue bibliographique, la dépendance à la vitesse d'étirement de la réponse du complexe musculo-articulaire passif (CMA) a été relativement peu étudiée dans la littérature. De plus les résultats des études déjà évoquées sont contradictoires (Esteki et Mansour, 1996 ; Lamontagne *et al.*, 1997; Magnusson *et al.*, 1998; McNair *et al.*, 2002; Rabita *et al.*, 2005). Or, il est nécessaire de mieux connaître la réponse du système en fonction de la vitesse de chargement préalablement à la mise en place de la modélisation du comportement du CMA passif (CHAPITRE III). Aussi, compte tenu de l'étude précédente qui montre que l'erreur de mesure du dynamomètre isocinétique Biodex ® utilisé en mode passif est indépendante de la vitesse de chargement imposée, l'objectif de cette étude est de déterminer l'incidence de la vitesse d'étirement sur le couple développé et l'énergie dissipée par l'ensemble musculo-articulaire passif.

I.1.4.2. Matériels et méthodes

I.1.4.2.1. Sujets

Dix sujets masculins sains (âge : 25.4 ± 3.0 ans, taille : 182.4 ± 7.5 cm, poids : 76.6 ± 8.1 kg) ont participé volontairement 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. Aucun des différents sujets n'avait été blessé au genou dans l'année ayant précédé l'étude.

I.1.4.2.2. Matériels

Un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), piloté par le logiciel system 3 research toolkit (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé pour cette étude et a permis la mesure du couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire du genou (θ) et de la vitesse angulaire (ω).

La position imposée aux sujets, similaire à celle utilisée dans différentes études de la littérature (Magnusson *et al.*, 1996a, Magnusson *et al.*, 1998; Reid et McNair, 2004) est

décrite sur la Figure I-19. Les sujets étaient assis sur le dynamomètre et leur cuisse droite était surélevée afin de placer l'angle tronc-cuisse à 1.05 rad (60°). L'axe de rotation du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation estimé du genou dans le plan sagittal. Tous les sujets étaient incapables d'atteindre l'extension complète dans cette position. Les tests débutaient avec la jambe perpendiculaire à la cuisse, et cette position articulaire correspondait à notre angle de référence ($\theta = 0$ rad).

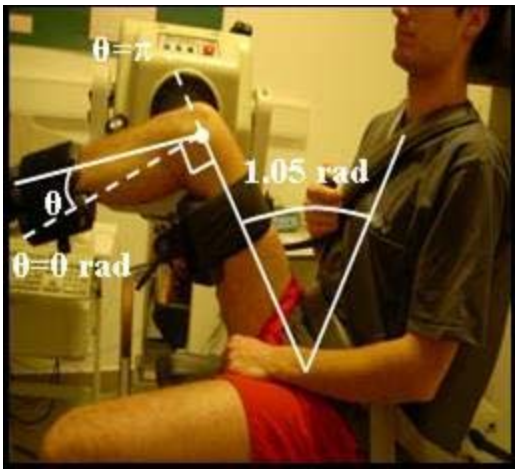


Figure I-19 : Position du sujet sur le dynamomètre. L''angle tronc-cuisse est fixé à 1.05 rad (60°). Les muscles des ischios-jambiers sont ainsi étirés en imposant une extension du genou au sujet à partir de la position de référence (θ = rad).

Afin de vérifier que les muscles étaient bien en condition passive lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des ischios-jambiers était mesurée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires (Delsys DE 02.3, Delsys Inc, Boston, USA) placées sur les muscles *semitendinosus* et *biceps femoris* avec une distance inter-électrodes de 10 mm. L'impédance entre les deux électrodes était réduite grâce à une préparation standardisée de la peau, et les électrodes étaient placées dans la zone d'innervation dans la direction estimée des fibres, suivant les recommandations formulées par le projet Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, Hermens *et al.*, 2000). Une électrode de référence était placée sur l'épicondyle médial du genou.

Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été échantillonnés à 1000 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Bagnoli 16, Delsys Inc, Boston, USA). Les données étaient enregistrées directement, *via* le logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys Inc, Boston, USA) et stockées pour un traitement ultérieur des données. Les signaux EMGs étaient également visualisés en temps réel par l'expérimentateur et le sujet.

I.1.4.2.3. Design expérimental

Le choix des vitesses utilisées dans ce contexte était particulièrement important. Les pré-expérimentations ont montré que le couple passif augmente assez peu avec la vitesse d'étirement pour des vitesses inférieures à 0.87 rad.s^{-1} (50°.s^{-1}). Par ailleurs, Gajdosik *et al.* (2005a) ayant montré qu'il est possible de réaliser des étirements à 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}) sans déclencher d'activité EMGs significative des muscles mobilisés, nous avons choisi de travailler dans une gamme de vitesse de 0.087 à 2.09 rad.s^{-1} (5-120°.s^{-1}).

Le dispositif expérimental est présenté sur la Figure I-20. L'amplitude articulaire maximale était tout d'abord déterminée. Le dynamomètre imposait une extension du genou (ω = 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1})), et les sujets utilisaient le bouton d'arrêt d'urgence du dynamomètre lorsqu'ils atteignaient un étirement maximal tolérable. A cet instant, l'angle était noté et défini comme l'*AAM*. La jambe était alors immédiatement replacée dans la position de départ. Les sujets réalisaient ensuite une familiarisation avec les étirements passifs aux différentes vitesses. Au cours de tous les étirements passifs, il était demandé aux sujets de se relâcher le plus possible, de ne pas tenter de résister à l'étirement. Le feed-back visuel de l'activité EMGs des ischios-jambiers leur permettait de « prendre conscience » de l'activité électrique de leurs muscles au cours de l'étirement.

Une pause de dix minutes était ensuite respectée avant de débuter les tests. Puis les sujets réalisaient 5 cycles de charge-décharge à 0.087, 0.52, 1.05, 1.57, 2.09 rad.s^{-1} (5, 30, 60, 90, 120°.s^{-1}) dans un ordre randomisé jusqu'à 80% de l'*AAM*. Ce pourcentage de l'*AAM* a été choisi car les muscles sont étirés à cette amplitude de mouvement, et il a été montré que l'activité EMGs augmente significativement au-delà de cette amplitude (McNair *et al.*, 2001). Au cours de tous les étirements passifs, il était demandé à nouveau aux sujets de se relâcher le plus possible et de ne pas tenter de résister à l'étirement. Les pré-expérimentations ayant montré que cinq minutes de repos suffisent pour retrouver les propriétés déterminées lors de la répétition précédente, ce temps de pause était respecté entre chaque vitesse testée. Enfin, les sujets terminaient les tests par 5 cycles à la même vitesse que la première vitesse testée afin de vérifier qu'il n'y avait pas de modifications des propriétés mécaniques du CMA au cours du protocole.

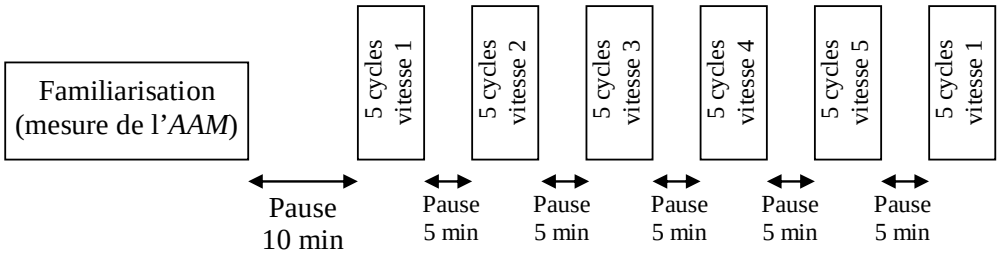


Figure I-20 : Design expérimental. Les vitesses imposées étaient de 0.087, 0.52, 1.05, 1.57, 2.09 rad.s-1 (5, 30, 60, 90, 120°.s-1) réalisées dans un ordre randomisé pour chaque sujet. Les sujets terminaient les tests par 5 cycles à la vitesse imposée lors du premier test.

I.1.4.2.4. Traitement des données

Seules les analyses portant sur le premier cycle sont rapportées dans cette partie. Les adaptations potentielles observées au cours des cinq cycles seront étudiées dans le CHAPITRE II.4. Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés écrits spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été filtrés respectivement avec un filtre passe-bas (10 Hz) de Butterworth du second ordre et un filtre passe-bande (6-400 Hz) de Butterworth du second ordre. Afin de s'affranchir des décalages temporels induits par de tels filtres, les séries de données retournées temporellement ont été filtrées de manière identique. C a systématiquement été corrigé de la gravité (Aagaard *et al.*, 1995). Le couple était également corrigé de l'inertie de la jambe à partir de mesures anthropométriques réalisées sur les sujets (Zatsiorski, 1998), puis de l'inertie du bras de levier du dynamomètre.

Une relation couple-angle corrigée de la gravité et de l'inertie est présentée Figure I-21. Afin d'établir les relations couple-angle-vitesse passives, le couple a tout d'abord été déterminé au cours des charges et décharges tous les 0.035 rad (2°). A partir de la Figure I-14, on peut estimer que la phase de décélération pour une vitesse maximale imposée (2.09 rad.s^{-1}, 120°.s^{-1}) est de 0.140 rad (8°). Aussi, les 0.175 rad (10°) initiaux et finaux de chaque phase de mouvement (charge et décharge) ont été exclus de toutes les analyses afin de ne pas prendre en compte les artéfacts des phases de décélération (Figure I-21). La vitesse angulaire moyenne imposée sur la plage de mouvement excluant les phases de décélération a ensuite été déterminée. Puis, pour chaque vitesse, E et ER ont été calculés comme les aires sous les relations couple-angle respectivement lors de la charge et de la décharge. Le coefficient de dissipation (CD) a alors été calculé à partir de l'équation (I-4).

$$CD = \frac{E - ER}{E} \qquad \text{(I-4)}$$

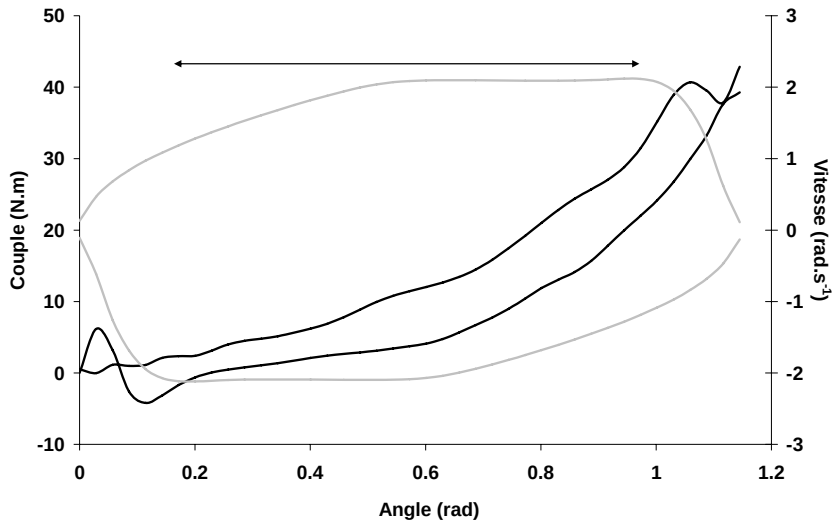


Figure I-21 : Exemples d'une relation couple angle corrigée de l'inertie et de la gravité (—) et d'un profil de vitesse (—) obtenus à 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}) lors d'une charge et d'une décharge. ↔: amplitude de mouvement sans les 0.175 rad (10°) initiaux et finaux. Cette amplitude a été utilisée pour les calculs d'énergies emmagasinée et dissipée afin de ne pas prendre en compte les artéfacts dans les phases de décélération.

Les données EMGs ont été traitées conformément à la procédure décrite par Gajdosik *et al.* (2005a). Le paramètre root mean square (*RMS*) des signaux EMGs (*RMS-EMGs*), permettant de déterminer le niveau d'activité des muscles *semitendinosus* et *biceps femoris* (Bouisset et Maton, 1995), a été calculé lors des phases de charge. Après avoir déduit la *RMS* du bruit calculée au repos pour chacun des muscles, les valeurs de *RMS-EMGs* ont été normalisées par rapport à la valeur maximale atteinte lors de trois contractions maximales isométriques réalisées à la fin du protocole. Les valeurs de *RMS-EMG*s obtenues pour les deux muscles ont ensuite été moyennées. Les étirements passifs ont été définis comme tels si la valeur de *RMS-EMGs* obtenue était inférieure à 1% de la valeur obtenue pour chaque muscle lors de la contraction maximale isométrique. Cette valeur correspond à la limite fixée dans la littérature pour des sujets sains (McNair *et al.*, 2001, 2002).

I.1.4.2.5. Analyses statistiques

Après avoir vérifié que les différents paramètres suivaient la loi normale (test de Kolmogorov-Smirnov), des tests statistiques paramétriques étaient réalisés avec le logiciel Statistica® (Statsoft, Inc, Tulsa, USA).

E et *CD* calculés pour la première et la dernière série de cycles (même vitesse pour chaque sujet) ont été comparés à l'aide d'un test *t* de student pour mesures répétées. Une 5 × 27 (vitesse × angle) analyse de variance à mesures répétées (ANOVAs) a été utilisée pour

déterminer l'incidence de la vitesse d'étirement sur les relations couple-angle lors de la charge sur la plage articulaire commune à tous les sujets (0-0.91 rad (0-52°)). L'effet de la vitesse a particulièrement été analysé à trois angles articulaires sur la phase de vitesse constante commune à toutes les vitesses pour tous les sujets (0.49, 0.70, 0.91 rad (28, 40 et 52°)). Les effets de la vitesse d'étirement sur *E* et *CD* ont été évalués grâce à deux ANOVAs à mesures répétées à un facteur (vitesse).

Des analyses *post-hoc* de Newman-Keuls étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. Le niveau de significativité était fixé à $P < 0.05$. Les résultats sont présentés sous la forme de moyenne ± écart type, les plages de variation sont sous la forme minimum – maximum.

I.1.4.3. Résultats

Deux sujets présentant une activité EMGs légèrement trop élevée ont été exclus de l'étude. Pour les huit autres sujets, les valeurs de *RMS-EMGs* sont inférieures à 1 % pour toutes les vitesses testées. Tous les résultats de cette étude ont donc été obtenus à partir des analyses réalisées sur ces huit sujets.

Le Tableau I-7 présente les vitesses moyennes imposées à l'articulation en fonction des vitesses programmées sur le dynamomètre. Les valeurs de ce tableau ont été par la suite utilisées pour mettre en place les relations couple-vitesse, *E*-vitesse et *CD*-vitesse.

Tableau I-7 : Vitesse angulaire moyenne imposée sur la plage de mouvement excluant les phases de décélération en fonction de la vitesse programmée. La vitesse imposée est présentée sous la forme de moyenne ± écart type pour l'ensemble de la population.

Vitesse programmée (rad.s^{-1})	0.087	0.524	1.047	1.571	2.094
Vitesse imposée (rad.s^{-1})	0.088 ± 0.001	0.513 ± 0.001	1.030 ± 0.002	1.484 ± 0.013	1.861 ± 0.018

Aucune différence significative n'a été constatée pour *E* (9.08 ± 2.62 *vs.* 9.37 ± 2.58) et *CD* (0.57 ± 0.07 *vs.* 0.53 ± 0.09) entre la première et la dernière série de cycles, ce qui indique que le temps de repos entre chaque série est suffisant pour ne pas induire de modifications du comportement du CMA au cours du protocole.

La relation couple-angle-vitesse est présentée sur la Figure I-22-A. Le couple passif augmente avec l'angle articulaire ($P < 0.001$) et avec la vitesse de mouvement ($P < 0.001$). Une interaction vitesse angulaire × angle articulaire ($P < 0.001$) indique que la dépendance à la vitesse angulaire est différente en fonction de l'angle articulaire considéré. Les relations couple passif – vitesse angulaire obtenues à trois angles articulaires du genou sont présentées

sur la Figure I-22-B. Le couple augmente avec la vitesse d'étirement à tous les angles articulaires. L'augmentation ($P < 0.001$) entre 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}) est de 17.6 ± 7.1 %, 17.8 ± 6.3 % et 20.8 ± 3.1 % respectivement à 0.49 rad (28°), 0.70 rad (40°) et 0.91 rad (52°) (Figure I-22-B). Pour ces trois angles articulaires, une relation linéaire permet de modéliser l'augmentation moyenne du couple avec la vitesse d'étirement ($0.93 < R^2 < 0.98$, $P < 0.01$).

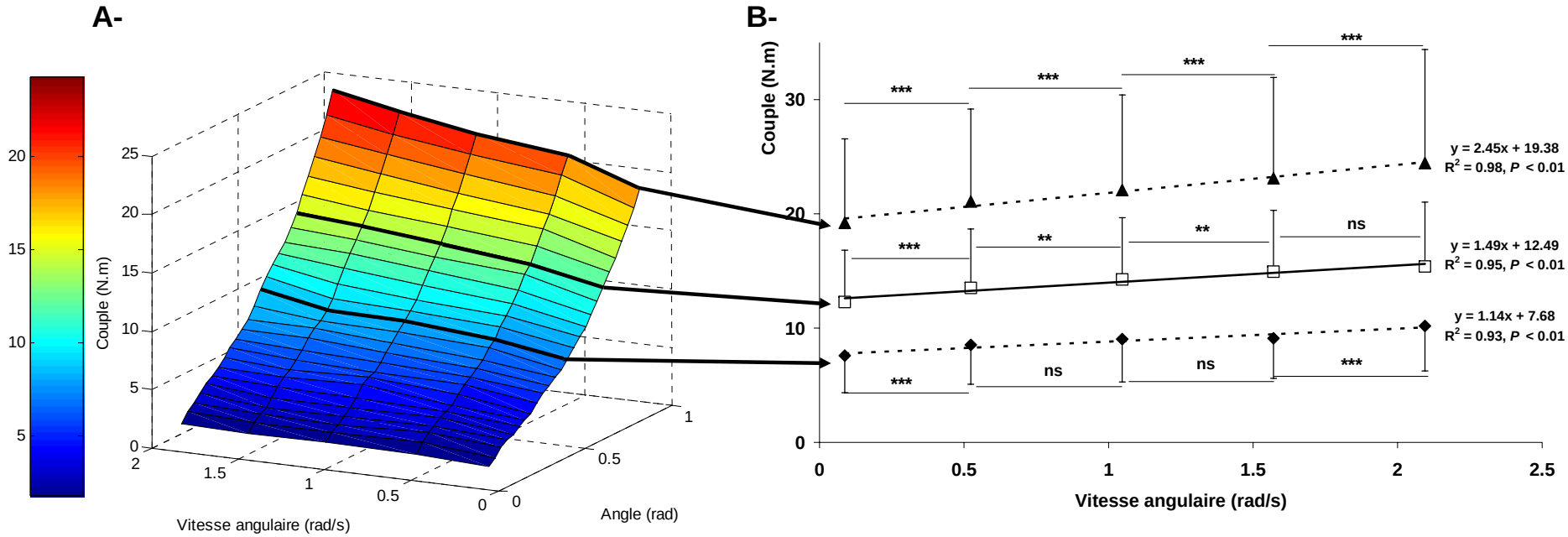


*Figure I-22 : A- Relation couple-angle-vitesse angulaire moyennée pour tous les sujets. La vitesse angulaire correspond à la vitesse moyenne au cours de la charge. B- Présentation de trois relations entre le couple passif moyen et la vitesse angulaire moyenne à 0.49 rad (◆), 0.70 rad (□) et 0.91 rad (▲) d'angle articulaire du genou. Ces trois angles étaient sur la phase d'étirement à vitesse angulaire constante pour tous les sujets. ns : P > 0.05, ** : P < 0.01, *** : P < 0.001.*

E et *CD* augmentent avec la vitesse angulaire ($P < 0.001$, Figure I-23). Entre 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}), l'augmentation ($P < 0.001$) respectivement pour *E* et *CD* est de 22.7 ± 5.5 % et 22.8 ± 14.2 %. Une relation linéaire permet encore de modéliser l'augmentation de ces paramètres avec la vitesse d'étirement. L'ajustement obtenu est très bon pour *E* ($R^2 = 0.934$, $P < 0.01$) et excellent pour le *CD* ($R^2 = 0.992$, $P < 0.001$).

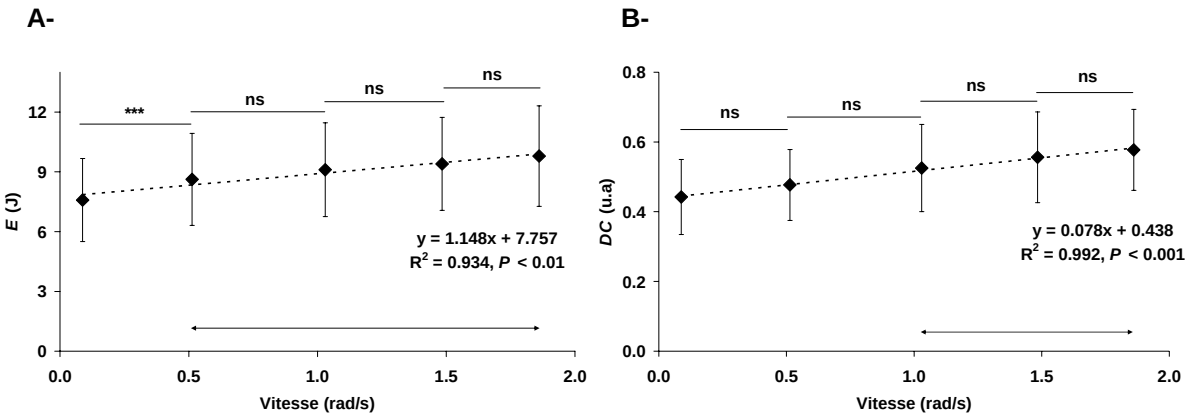


*Figure I-23 : A- Énergie potentielle élastique emmagasinée lors de la charge (E) B- coefficient de dissipation (CD) en fonction de la vitesse angulaire moyenne au cours de la charge. *** : P < 0.001, ns : P > 0.05. Les flèches correspondent à la plage de vitesse sur laquelle le paramètre est significativement supérieur (P < 0.05) à la vitesse la plus faible testée.*

I.1.4.4. Discussion

Cette étude montre que le couple passif développé en résistance à l'étirement, les énergies potentielles élastiques emmagasinée et dissipée par le complexe musculo-articulaire en condition passive augmentent avec la vitesse d'étirement. Ces résultats sont semblables à ceux de Gajdosik *et al.* (2005a) qui ont montré que le couple et l'énergie potentielle élastique emmagasinée augmentent de 17.5% et 13 % entre 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 2.09 rad.s^{-1} (120°.s^{-1}) de flexions dorsales passives chez des jeunes femmes. De plus, d'autres études (McNair *et al.*, 2002; Singer *et al.*, 2002) montrent une augmentation de 12 % du couple passif entre 0.09 rad.s^{-1} (5°.s^{-1}) et 0.47 rad.s^{-1} (25°.s^{-1}) mesuré à 80 % de l'*AAM* lors de flexions dorsales passives. L'augmentation du couple passif avec la vitesse d'étirement confirme donc le comportement visqueux du système (McNair *et al.*, 2002). Nos résultats sont également en accord avec ceux de Lamontagne *et al.* (1997) qui ont montré que l'augmentation du couple passif avec la vitesse d'étirement lors de flexions dorsales peut être modélisée par une droite. Toutefois, la pente de la relation est beaucoup plus importante dans cette dernière étude (700% d'augmentation à 0 rad flexion plantaire entre 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) et 3.14 rad.s^{-1} (180°.s^{-1})) que dans la nôtre (environ 20 % au maximum).

Les augmentations de *E* et du *CD*, sur la plage de vitesse d'étirement testée dans notre étude, peuvent également être modélisées par une droite (Figure I-23). Les effets de la viscosité sur la réponse du système musculo-articulaire sont donc à nouveau mis en évidence. Néanmoins, il semble évident à la vue de la Figure I-23 que le système dissipe de l'énergie, même à vitesse faible. L'équation du modèle linéaire utilisé indiquerait même un *CD* moyen de 0.438 pour une vitesse d'étirement nulle. Or, l'énergie dissipée par un système purement viscoélastique avec une viscosité newtonienne (linéaire) est proportionnelle à la vitesse de chargement et nulle pour une vitesse très faible (Mandel, 1969; Persoz, 1960). Ce constat implique donc que la dissipation d'énergie ne peut être modélisée uniquement par une viscosité newtonienne classique [15].

Deux possibilités peuvent alors être envisagées afin de décrire ce comportement. Dans la littérature, certains auteurs ont proposé d'utiliser une relation non linéaire entre la dissipation d'énergie et la vitesse d'étirement (Amankwah *et al.*, 2004; Esteki et Mansour, 1996). Un modèle de dissipation sous la forme d'une fonction puissance de la vitesse est ainsi utilisé dans ces études. Nous avons tenté d'ajuster ce type de modèle sur la relation entre le *CD* et la vitesse d'étirement (Figure I-24). Il s'ajuste moins bien sur les résultats expérimentaux que le modèle linéaire utilisé dans notre étude. De plus, une puissance très faible (0.085) est trouvée dans notre étude, ce qui est en accord avec l'étude d'Esteki et Mansour (1996) (0.12). Ces résultats indiquent que la dissipation est très peu dépendante de la vitesse d'étirement, et soulignent donc la présence d'un frottement dans le système que le « modèle puissance » ne permet pas de quantifier.

Une relation linéaire avec une ordonnée à l'origine non nulle entre dissipation et vitesse de chargement est classiquement modélisée par un système composé d'une viscosité linéaire et de frottement (Mandel, 1969; Persoz, 1960). La part de la dissipation qui est dépendante de la vitesse est alors due à la viscosité (pente de la relation entre le *CD* et la vitesse), alors que la dissipation indépendante de la vitesse est due au frottement (ordonnée à l'origine de la relation entre le *CD* et la vitesse). Bien que nos résultats semblent indiquer qu'il faudrait le considérer, la présence de frottements dans le système musculo-articulaire a été peu évoquée dans la littérature. Sans que notre présente étude soit en mesure de déterminer les mécanismes à l'origine de ces frottements, plusieurs hypothèses peuvent être proposées afin d'expliquer leur présence dans le système. Par exemple, l'articulation pourrait, lorsqu'elle est mobilisée,

[15] Ces notions de modélisation du comportement mécanique sont détaillées dans le CHAPITRE III

produire du frottement. Or, il a été montré que la lubrification du système permet de rendre ce frottement négligeable (Fung, 1983). Cependant, il est possible que les tensions des muscles et les ligaments étirés augmentent la pression articulaire et le frottement produit par celle-ci. De plus, les différents muscles et les différentes structures intramusculaires se déplacent les uns par rapport aux autres lors d'un étirement, et il est possible que les mouvements relatifs de ces structures puissent produire également du frottement.

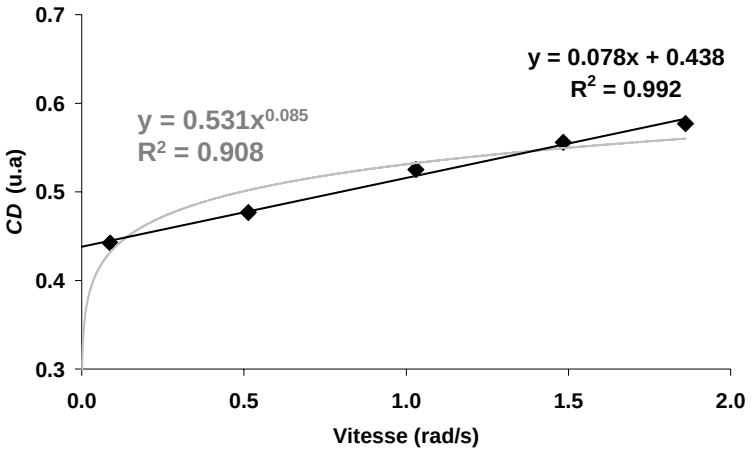


Figure I-24 : Coefficient de dissipation (CD) en fonction de la vitesse angulaire moyenne au cours de la charge. — : ajustement linéaire ; — : ajustement puissance (Esteki et Mansour, 1996 ; Amankwah et al., 2004)

Les résultats de cette étude mettent en évidence que le couple passif développé par l'articulation en résistance à un étirement est dépendant de la vitesse de chargement, indiquant que le CMA possède des propriétés viscoélastiques. Néanmoins, la relation entre l'énergie dissipée et la vitesse montre que ce complexe ne peut être modélisé uniquement par une viscoélasticité linéaire classique. Le CHAPITRE III s'attachera à modéliser ce comportement du CMA, et les résultats de la présente étude montrent d'ores et déjà qu'il serait pertinent d'utiliser un modèle de dissipation associant viscosité et frottement.

I.1.5. Raideur musculo-articulaire caractérisée par les étirements passifs : incidence de l'utilisation de différents modèles mathématiques

I.1.5.1. Introduction

Certains paramètres mécaniques classiquement mesurés par étirements passifs peuvent être déterminés directement à partir des relations couple-angle expérimentales. Les énergies mécaniques emmagasinée et dissipée peuvent ainsi être calculées comme l'aire sous la relation couple-angle et l'aire de l'hystérésis par intégration numérique. En revanche, la raideur musculo-articulaire passive (*RMA*) est calculée comme la dérivée du couple par rapport à l'angle. Cela implique, soit de considérer la relation quasi-linéaire dans sa partie finale et à calculer la raideur comme la variation de couple divisée par la variation d'angle (Magnusson *et al.*, 1996a, 1996b; McNair *et al.*, 2001, 2002) ; soit d'utiliser des modèles mathématiques ajustés sur la relation couple angle et de calculer leur dérivée (Klinge *et al.*, 1997; Magnusson *et al.*, 1998; Riemann *et al.*, 2001). Le principal avantage de l'utilisation des modèles mathématiques est de pouvoir calculer la raideur musculo-articulaire à différents angles articulaires. Dans la littérature, seuls des polynômes du quatrième ordre ont été ajustés sur les relations couple-angle. Pourtant d'autres modèles mathématiques pourraient être utilisés et donner des valeurs de *RMA* différentes, mais cette hypothèse n'a, à notre connaissance, jamais été testée dans la littérature.

En conditions actives, une relation linéaire a été mise en évidence entre la raideur musculo-articulaire ou musculo-tendineuse et le couple de force produit (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Des indices de raideur (*IR*) ont alors été calculés comme la pente de ces relations linéaires de manière à caractériser des modifications de raideurs indépendamment du niveau de couple produit (Cornu *et al.*, 2001 ; Lambertz *et al.*, 2001). Il pourrait donc être pertinent de calculer des indices de raideurs passives afin de caractériser des modifications de raideur indépendamment de l'angle articulaire et du niveau de couple passif développé sur toute l'amplitude de mouvement. Ces indices de raideur permettraient de caractériser les modifications aiguës ou chroniques induites par différentes sollicitations. Le calcul de ces indices de raideur nécessite d'ajuster des modèles permettant la mise en place d'une relation linéaire entre la raideur calculée et l'angle articulaire et/ou le niveau de couple passif développé.

Les objectifs de cette étude sont donc *i*) de déterminer l'incidence de l'utilisation de différents modèles mathématiques sur les calculs de raideur du CMA *ii*) d'utiliser des modèles

mathématiques permettant de calculer des indices de raideur afin de caractériser des modifications de raideur indépendamment de l'angle articulaire et du niveau du couple passif.

I.1.5.2. Matériels et méthodes

I.1.5.2.1. Population expérimentale

Huit sujets masculins sains (26.4 ± 4.4 ans ; 73.4 ± 7.2 kg ; 177.8 ± 9.8 cm) ont participé volontairement 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. Aucun des différents sujets n'avait été blessé au genou dans l'année ayant précédé l'étude.

I.1.5.2.2. Matériels

Le dispositif expérimental était similaire à celui utilisé dans l'étude précédente (CHAPITRE I.1.4.2.2). Un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), était utilisé afin d'imposer les étirements et de mesurer le couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire du genou (θ) et de la vitesse angulaire (ω).

La position du sujet est décrite sur la Figure I-19. Brièvement, les sujets étaient assis sur le dynamomètre et l'angle tronc-cuisse était placé à 1.05 rad (60°).

Afin de vérifier que les muscles étaient inactivés lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des ischios-jambiers était visualisée en temps réel par l'expérimentateur et le sujet. Des électrodes de surface bipolaires (Ag-AgCl, *In Vivo* Metric, 4 mm de diamètre) ont été placées sur les muscles *semitendinosus* (ST) avec une distance inter-électrodes de 10 mm. L'impédance entre les deux électrodes était réduite en dessous de 55 kΩ (Hewson *et al.*, 2001) grâce à une préparation standardisée de la peau, et les électrodes étaient placées dans la zone d'innervation dans la direction estimée des fibres suivant les recommandations formulées par le projet Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, Hermens *et al.*, 2000). Deux électrodes de référence étaient placées sur les épicondyles latéral et médial du genou. Le gain des capteurs était ajusté afin de visualiser une activité EMGs sur l'écran lors d'une contraction de faible intensité, ceci afin de s'assurer que les étirements étaient bien réalisés dans des conditions passives.

I.1.5.2.3. Design expérimental

Une session de familiarisation a été réalisée au moins 24 heures avant la session de mesure afin de préparer les sujets au protocole expérimental. Pendant la session de mesure, les sujets réalisaient tout d'abord un test d'amplitude maximale (*AAM*) identique à celui présenté dans l'étude précédente (CHAPITRE I.1.4.2.2). Les sujets réalisaient ensuite cinq extensions/flexions passives du genou (ω = 0.087 rad.s^{-1} (5°.s^{-1})) jusqu'à 80% de l'*AAM*.

I.1.5.2.4. Traitement des données

Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés écrits spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Les signaux mécaniques (C, θ et ω) ont été filtrés respectivement avec un filtre passe bas (10 Hz) de Butterworth du second ordre. Afin de s'affranchir des décalages temporels induits par un tel filtre, les séries de données retournées temporellement ont été filtrées de manière identique. C a systématiquement été corrigé de la gravité (Aagaard *et al.*, 1995).

Trois modèles mathématiques différents ont été ajustés aux relations C-θ :

i) un modèle polynomial du second ordre (P2) :

$$C(\theta) = a\theta^2 + b\theta + c \qquad \text{(I-5)}$$

Où a, b et c sont des constantes ;

ii) Un modèle exponentiel proche du modèle de Sten-Knudsen (SK) utilisé pour modéliser les relations contrainte-déformation du muscle isolé (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003 ; Sten-Knudsen, 1953) :

$$C(\theta) = \frac{A}{\alpha}(e^{\alpha\theta} - B) \qquad \text{(I-6)}$$

Où A, B et α sont des constantes;

iii) un modèle polynomial du quatrième ordre (P4) classiquement utilisé dans la littérature pour calculer la raideur musculo-articulaire (Magnusson *et al.*, 1998; Riemann *et al.*, 2001) :

$$C(\theta) = m\theta^4 + n\theta^3 + o\theta^2 + p\theta + q \qquad \text{(I-7)}$$

Où m, n, o, p et q sont des constantes.

Les ajustements étaient réalisés grâce à un algorithme d'optimisation basé sur les moindres carrés non-linéaires (algorithme de Levendberg-Marquardt : Marquard, 1966), puis les coefficients de détermination (R^2) entre les relations expérimentales et modélisées étaient calculés pour chaque répétition passive.

La raideur musculo-articulaire passive (*RMA*) était alors calculée en dérivant les 3 modèles mathématiques :

$$RMA_{P2}(\theta) = 2a\theta + b \quad \text{(I-8)}$$

$$RMA_{SK}(T) = \alpha C + E \quad \text{(I-9)}$$

$$RMA_{P4}(\theta) = 4m\theta^3 + 3n\theta^2 + 2o\theta + p \quad \text{(I-10)}$$

Les modèles P2 et SK permettaient de calculer des raideurs corrélées à θ et C respectivement. Cela a permis de déterminer deux indices de raideur (*IR*) qui étaient obtenus respectivement comme les dérivées des équations (I-8) et (I-9) :

$$IR_{P2} = 2a \quad \text{(I-11)}$$

$$IR_{SK} = \alpha \quad \text{(I-12)}$$

La *RMA* était également calculée à trois angles articulaires (0.087 rad (5°), 0.44 rad (25°) et 0.79 rad (45°)) avec les trois modèles.

I.1.5.2.5. Analyses statistiques

Les différents paramètres suivaient la loi normale (test de Kolmogorov-Smirnov). Des tests statistiques paramétriques étaient donc réalisés avec le logiciel Statistica® (Statsoft, Inc, Tulsa, USA). Les coefficients de détermination (R^2) ont été calculés, et des régressions de Passing-Bablok (Bablok *et al.*, 1988 ; Fuhrman et Chouaid, 2004) ont été utilisées pour comparer les *RMA* évaluées par les différents modèles. Une pente et une ordonnée à l'origine avec un intervalle de confiance à 95% (IC 95%) ont été déterminées avec les régressions de Passing-Bablok. Si les IC 95% incluent 1 pour la pente et 0 pour l'ordonnée à l'origine, alors on considère qu'il n'y a pas de différence significative entre les deux mesures. De plus, après avoir vérifié la distribution des données, les *RMA* calculées avec les différents modèles ont également été comparées avec une 3 × 3 (modèle × angle) analyse de variance à mesures répétées (ANOVA). Pour cette analyse, les raideurs calculées ont été moyennées pour les cinq extensions/flexions passives du genou. Des analyses *post-hoc* de Newman-Keuls étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. Le niveau de significativité était fixé à $P < 0.05$. Les résultats sont présentés sous la forme de moyenne ± écart type, les plages de variation sont sous la forme minimum – maximum.

I.1.5.3. Résultats

Une excellente corrélation est trouvée entre les données expérimentales et l'ajustement du modèle P4 (R^2 : 0.994 ± 0.004, 0.984 – 0.999), les données expérimentales et le modèle P2 (R^2 : 0.988 ± 0.007, 0.973 – 0.997), et enfin entre les données expérimentales et le modèle SK (R^2 : 0.993 ± 0.005, 0.976 – 0.999). Des exemples d'ajustements sont montrés sur la Figure I-25. Les ajustements des trois modèles sur les relations couple-angle sont quasi-parfaits, sans que l'on puisse remarquer de différences importantes entre chacun d'eux.

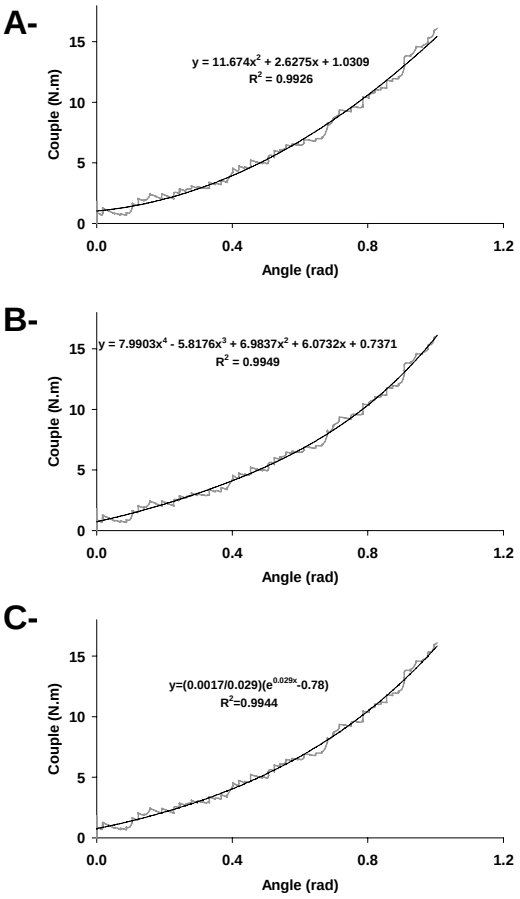


Figure I-25 : Exemples d'ajustement des modèles mathématiques (-) sur une relation couple-angle (-). A- : ajustement du modèle polynomial du second ordre ; B- du modèle polynomial du quatrième ordre ; C- du modèle de Sten-Knudsen.

D'excellentes corrélations sont également mises en évidence entre les raideurs calculées avec les trois modèles (RMA_{P2} *vs.* RMA_{P4} : $R^2 = 0.919$, $P < 0.001$; RMA_{SK} *vs.* RMA_{P4} : $R^2 = 0.956$, $P < 0.001$; RMA_{SK} *vs.* RMA_{P2} : $R^2 = 0.908$, $P < 0.001$), mais les relations linéaires sont assez différentes des bissectrices des axes. Ainsi, les régressions de Passing-Bablok montrent des différences significatives entre les trois calculs de *RMA* (Figure I-26).

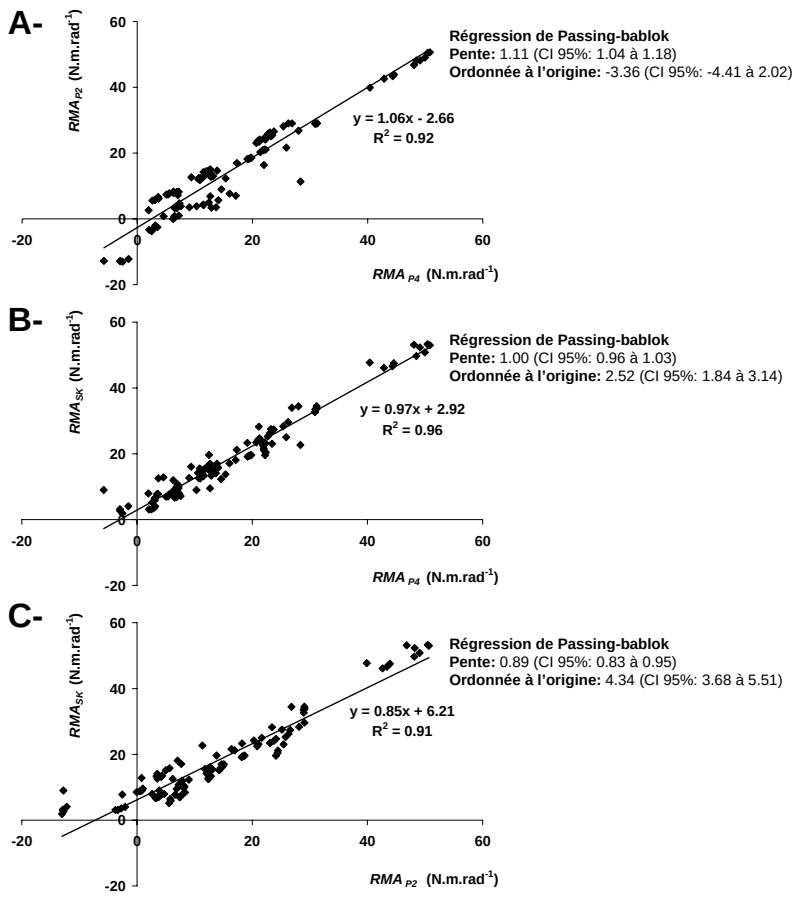


Figure I-26 : Relations entre la raideur musculo-articulaire (RMA) calculée avec A- le modèle polynomial du quatrième ordre (RMA_{P4}) et le modèle polynomial du second ordre (RMA_{P2}) B- le modèle polynomial du quatrième ordre (RAM_{P4}) et le modèle de Sten-Knudsen modifié (RMA_{SK}) C- le modèle de Sten-Knudsen modifié (RMA_{SK}) et le modèle polynomial du second ordre (RMA_{P2}). CI 95% : intervalle de confiance à 95% des pentes et ordonnées à l'origine calculées à partir des régressions de Passing-Bablok.

Un effet principal de l'angle est significatif, indiquant que la raideur augmente avec l'angle articulaire (0.087 rad *vs.* 0.44 rad : 57.2%, $P < 0.05$; 0.44 rad *vs.* 0.79 rad : 50.6%, $P < 0.001$). De plus, l'effet principal du modèle indique que la *RMA* est significativement différente en fonction du modèle considéré (RMA_{P4} *vs.* RMA_{P2} : 10.3%, $P < 0.001$; RMA_{P4} *vs.* RMA_{SK} : 18.3%, $P < 0.001$; RMA_{SK} vs. RMA_{P2} : 24.2%, $P < 0.001$). Les allures des relations *RMA-angle* sont également différentes en fonction du modèle considéré, et particulièrement pour le modèle P2 au début de l'amplitude de mouvement (Figure I-27-A). Finalement l'interaction modèle × angle ($P < 0.001$) est montrée sur la Figure I-27-B. Des différences significatives ont été trouvées pour RMA_{P4} *vs.* RMA_{P2} ($P < 0.001$) et RMA_{SK} *vs.* RMA_{P2} ($P < 0.001$) à 0.087 rad d'angle articulaire du genou ; pour RMA_{P4} *vs.* RMA_{P2} ($P < 0.05$) et RMA_{P4} et RMA_{SK} ($P < 0.01$) à 0.44 rad d'angle articulaire du genou ; et enfin pour RMA_{P4} *vs.* RMA_{SK} ($P < 0.05$) et RMA_{P2} *vs.* RMA_{SK} ($P < 0.05$) à 0.79 rad d'angle articulaire du genou. Les

différences moyennes à 0.087 rad, 0.44 rad et 0.79 rad sont de 79.6%, 17.6% et 2.9% pour RMA_{P4} *vs.* RMA_{P2} ; de 20.7%, 30.0% et 6.8% pour RMA_{P4} *vs.* RMA_{SK} ; et enfin de 83.1%, 9.6% et 9.0% pour RMA_{P2} *vs.* RMA_{SK}.

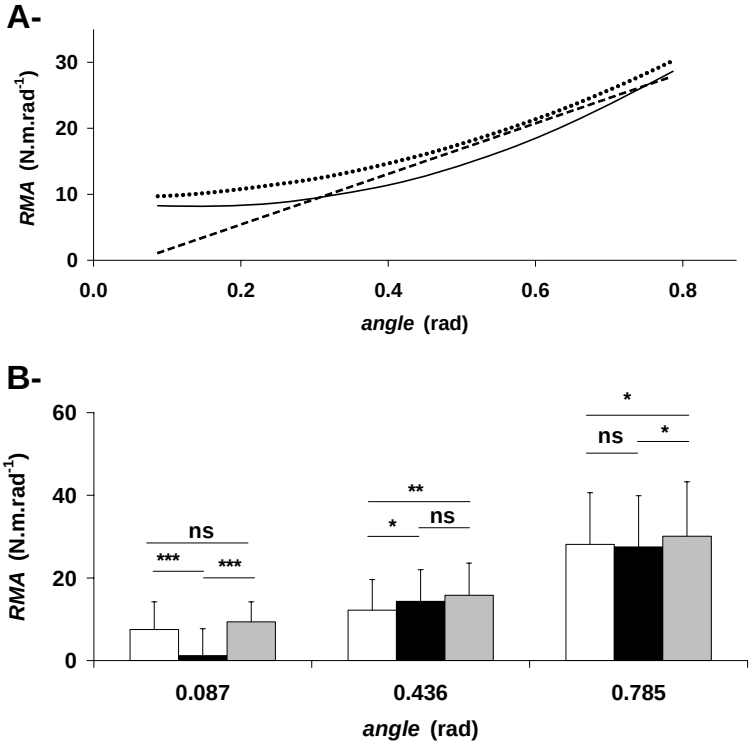


*Figure I-27 : A- Allure des relations entre la raideur musculo-articulaire (RMA) et l'angle articulaire calculées avec le modèle polynomial du quatrième ordre (ligne continue), le modèle polynomial du second ordre (ligne tiret) et le modèle de Sten-Knudsen modifié (ligne pointillée). B- Raideur musculo-articulaire (RMA) à trois angles articulaires calculée avec le modèle polynomial du quatrième ordre (□), le modèle polynomial du second ordre (■), et le modèle de Sten-Knudsen modifié (■). *** : P < 0.001, ** : P < 0.01, * : P < 0.05, ns : P > 0.05*

Les indices de raideur calculés avec les modèles P2 et SK sont présentés dans le Tableau I-8.

Tableau I-8 : Indices de raideur calculés avec le modèle polynomial du second ordre (IR_{P2}) et le modèle de Sten-Knudsen (IR_{SK}) pour les huit sujets ayant participé à cette étude.

	IR_{P2} (N.m.rad^{-2})	IR_{SK} (rad^{-1})
Sujet 1	24.1	1.81
Sujet 2	12.6	1.01
Sujet 3	55.4	2.03
Sujet 4	61.6	1.90
Sujet 5	30.3	3.05
Sujet 6	53.5	4.11
Sujet 7	13.3	1.52
Sujet 8	39.7	2.39
Moyenne	36.3	2.23
Ecart type	19.2	0.97

I.1.5.4. Discussion

Les corrélations trouvées entre les données expérimentales et les trois modèles sont similaires voire meilleures que celles trouvées par Magnusson (1998) avec le modèle polynomial du quatrième ordre ($0.91 < r < 0.99$). Les ajustements des trois modèles sur les relations couple-angle sont excellents (Figure I-25). Nos résultats ont également mis en évidence une excellente corrélation entre la raideur calculée à différents angles articulaires avec les deux modèles originaux et le modèle P4, classiquement plus utilisé dans la littérature (Magnusson *et al.*, 1996a, 1998; Riemann *et al.*, 2001). Des différences significatives ont été trouvées entre les raideurs calculées avec les trois modèles (Figure I-26 et Figure I-27), mais ces différences sont de faibles amplitudes à 0.44 rad et 0.79 rad d'angle articulaire (Figure I-27). Les résultats de cette étude ne permettent pas de déterminer quel modèle il est préférable d'utiliser, les trois modèles seront utilisés par la suite afin de déterminer l'incidence de protocoles d'étirements sur la *RMA*. Néanmoins, l'allure de la relation *RMA-angle* étant différente, l'utilisation du modèle P2 semble moins appropriée au début de l'amplitude de mouvement (Figure I-27-A).

L'utilisation des modèles P2 et SK permet de caractériser des modifications de raideur sur toute l'amplitude de mouvement en utilisant un seul paramètre, un indice de raideur (IR, Tableau I-8). Ces derniers n'ont, à notre connaissance, jamais été utilisés sur des données passives. En revanche, des indices de raideurs actives ont été calculés afin de déterminer les modifications de la raideur de la composante élastique série induites par exemple par la Dystrophie Musculaire de Duchenne (Cornu *et al.*, 2001), le vieillissement (Ochala *et al.*, 2004) et les effets d'un vol spatial prolongé (Lambertz *et al.*, 2001). Classiquement,

concernant les données passives, la raideur est déterminée à un angle donné (Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1998) ou un pourcentage de l'amplitude de mouvement fixée (Magnusson *et al.*, 1996a; McNair *et al.*, 2001). Néanmoins certaines sollicitations du CMA, telles que des protocoles chroniques ou aiguës d'étirements peuvent induire des modifications des amplitudes articulaires ou des niveaux de couple maximal passif, et rendre délicat le choix de l'angle à utiliser pour calculer l'évolution de la raideur potentiellement induite par ces sollicitations. Afin de s'affranchir de ce choix, qui a probablement une incidence non négligeable sur les résultats, les *IR* calculés dans cette étude permettent de déterminer des modifications de raideur indépendamment de l'angle articulaire et du niveau de tension passive.

I.1.6. Conclusion

La méthodologie validée puis utilisée dans la première partie du CHAPITRE I a permis de caractériser les comportements élastique et dissipatif globaux du CMA. Nous avons vu que ces comportements mécaniques impliquent de nombreuses structures du complexe musculo-articulaire (*e.g.* muscles, tendons, articulation). Il s'avère donc nécessaire d'étudier ce système à différentes échelles et de développer des méthodes « plus locales » afin de mieux comprendre le rôle de chacune des structures. Dans ce cadre, différentes méthodologies sont présentées dans la partie suivante et l'élastographie impulsionnelle sera développée afin de mesurer une raideur locale du muscle *in vivo*.

I.2. Caractérisation de l'élasticité musculaire passive par élastographie impulsionnelle

I.2.1. Introduction

Diverses méthodes « locales » ont été développées pour déterminer le comportement mécanique du muscle ou du tendon *in vivo*. Dans ce cadre, des méthodes invasives, basées sur la pose de fibres optiques dans les tissus permettent par exemple de caractériser le comportement mécanique du tendon *in vivo* (*e.g.* Finni *et al.*, 1998). Depuis quelques années, des chercheurs tentent de déterminer les propriétés mécaniques de divers tissus biologiques de manière non invasive à l'aide de propagations d'ondes acoustiques. Deux grandes classes d'ondes acoustiques sont particulièrement utilisées : les ondes P de compression (par exemple les ultrasons de l'ordre du MHz) qui se propagent très rapidement dans les tissus biologiques (environ 1550 $m.s^{-1}$), et les ondes S de cisaillement (entre 20 et 500 Hz) qui se propagent plus lentement dans les tissus biologiques (environ 1 $m.s^{-1}$). Ces ondes sont non invasives, et les perturbations induites par leurs propagations sont de très faibles amplitudes. Elles sont donc sans danger pour l'intégrité des tissus et totalement indolores.

Les différentes techniques utilisant les ondes de compression seront tout d'abord brièvement décrites. Nous verrons les limites de ces méthodes et l'intérêt d'utiliser des méthodes d'élastographie qui permettent d'estimer un module d'Young des tissus biologiques. Dans ce cadre, nous verrons que l'élastographie impulsionnelle présente de nombreux avantages et des perspectives d'utilisation très intéressantes. Cette technique sera ensuite développée lors d'une expérimentation afin de mesurer une raideur locale du muscle *in vivo* lors d'étirements passifs.

I.2.2. Caractérisation de l'élasticité musculaire par propagation d'ondes acoustiques : intérêt de l'utilisation de l'élastographie impulsionnelle

I.2.2.1. Utilisation d'ondes P et de l'imagerie échographique

Dans cette section, le principe de propagation d'une onde ultrasonore (utilisée pour l'imagerie échographique) sera tout d'abord succinctement présenté. Nous verrons ensuite comment ces ondes peuvent permettre de déterminer certaines des propriétés mécaniques des tissus biologiques.

Principes de fonctionnement de l'imagerie échographique

L'imagerie échographique consiste à propager des ondes de compression (ondes P : ultrasons) dans le milieu étudié. Pour cela, des vibrations à haute fréquence (entre 2.5 et 10 MHz pour les échographes du commerce) sont imposées *via* des cristaux piézoélectriques situés dans la sonde de l'échographe. Ces vibrations induisent la propagation d'ondes ultrasonores dans le corps étudié. Lorsque l'onde ultrasonore traverse une des nombreuses hétérogénéités présentes dans les tissus biologiques, une partie de l'onde est transmise alors que l'autre partie est réfléchie. L'intensité de la réflexion est alors dépendante de la rupture d'impédance acoustique due à l'hétérogénéité. Les cristaux piézoélectriques qui ont émis les ondes ultrasonores sont également capables de réagir aux ondes réfléchies par le milieu et de mesurer les intensités de ces rétrodiffusions. Ces intensités sont alors codées en niveaux de gris, puis affichées en temps réel. L'échographie permet ainsi d'obtenir les contours des différents milieux (différents organes dans le corps humain) rencontrés par les ondes aux différentes profondeurs et est couramment employée dans de nombreux domaines médicaux. Les fréquences d'imagerie des échographes du commerce sont généralement limitées entre 20 et 50 Hz. Récemment, l'imagerie ultrarapide a été mise en place afin d'obtenir des images échographiques à une cadence pouvant aller jusqu'à plusieurs milliers de Hertz (*e.g.* Deffieux *et al.*, 2006). Ces méthodes ne permettent pas d'obtenir directement d'informations quantitatives sur les propriétés mécaniques des tissus étudiés. Pour cela, différentes techniques ont été mises en place et sont présentées par la suite.

Utilisation de l'échographie pour la mesure de la viscoélasticité du tendon

Il a récemment été montré qu'il est possible d'utiliser un dynamomètre et un échographe commercial afin de déterminer les relations force-allongement (Figure I-28)

(Kubo *et al.*, 2001c, 2001d, 2001e, 2002a, 2002b, 2005, 2006) ou contrainte-déformation (Hansen *et al.*, 2006; Maganaris et Paul, 1999, 2000, 2002; Reeves *et al.*, 2003) du tendon. Cette technique consiste à imposer au sujet une contraction isométrique volontaire incrémentale (Kubo *et al.*, 2001c, 2001d, 2002b, 2005) ou par stimulation électrique (Maganaris et Paul, 1999, 2000, 2002). Un dynamomètre isocinétique permet, à partir de modèles géométriques simples du système musculo-squelletique (Maganaris, 2000, 2004), de déterminer la force musculaire qui s'applique au tendon. L'échographe est alors utilisé afin de mesurer la déformation du tendon qui en résulte. Les résultats obtenus grâce à cette méthode sont reproductibles (Kubo *et al.*, 2005). Ils sont de plus en accord avec les résultats obtenus *in vitro* sur le tendon (Proske et Morgan, 1987) montrant une relation non linéaire entre la contrainte et la déformation (Hansen *et al.*, 2006; Maganaris et Paul, 1999, 2000, 2002; Reeves *et al.*, 2003), ainsi qu'une augmentation du module d'Young du tendon avec la tension (Maganaris et Paul, 2000, 2002). Finalement, l'étude d'un cycle complet de charge et de décharge du tendon a permis de déterminer l'hystérésis à l'aide de cette technique, et donc indirectement la viscosité du tendon (Maganaris et Paul, 2000). De nombreuses études ont utilisé cette méthode afin de déterminer les modifications des propriétés mécaniques du tendon à la suite de différentes sollicitations comme par exemple un protocole d'étirements passifs, un protocole d'entraînement de la force (Kubo *et al.*, 2001b, 2002a, 2006) ou une succession de contractions (Kubo *et al.*, 2001a). Récemment, Kubo *et al.* (2005) ont utilisé l'échographie pour mesurer les déformations des fascicules, de l'aponévrose et du tendon au cours d'un étirement (*cf.* Figure I-5, CHAPITRE I.1.2.1.3). Dans cette étude, les déformations sont mises en relation avec le couple global produit par l'articulation en résistance à l'étirement. En effet, la complexité du système rend difficile le calcul des efforts ou contraintes appliquées à chacune de ces structures. Cela souligne donc la difficulté de mesurer le comportement mécanique du muscle *in vivo* a partir d'images échographiques, et l'intérêt d'utiliser d'autres méthodes comme celles décrites dans les paragraphes suivants.

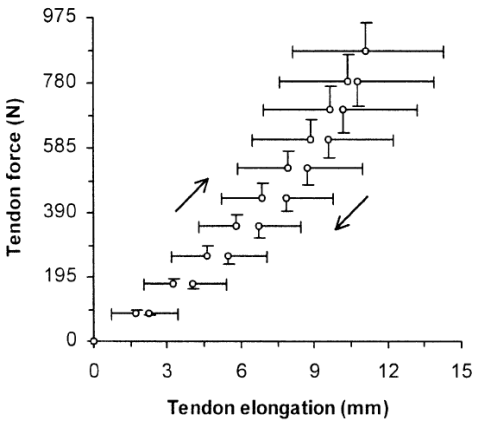


Figure I-28 : Relation force – allongement du tendon d'Achille obtenue lors d'une charge et d'une décharge in vivo grâce à un échographe commercial (Maganaris et Paul, 2002).

Mesure de la vitesse de propagation de l'onde P

La théorie de la propagation des ondes acoustiques montre qu'il est possible de mesurer directement les propriétés mécaniques d'un matériau en étudiant la propagation d'ondes P et S (Royer et Dieulesaint, 1996). On peut en effet émettre l'hypothèse que les déformations induites par la propagation de l'onde sont suffisamment petites (de l'ordre du μm) pour considérer que le comportement est Hookéen [16] (équation (I-13)) (Catheline, 1998; Gennisson, 2003; Gennisson *et al.*, 2003; Levinson, 1987).

$$\sigma_{11} = E\varepsilon_{11} \qquad \text{(I-13)}$$

Où σ_{ij} sont les contraintes ; ε_{kl} les déformations et E le module d'Young.

A partir du principe fondamental de la dynamique, on peut alors établir pour un milieu isotrope [17] (Catheline, 1998) :

$$V_P = \sqrt{\frac{\lambda + 2\mu}{\rho}} \quad \text{et} \quad V_S = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \qquad \text{(I-14)}$$

Où V_P est la vitesse des ondes de compression, V_S la vitesse des ondes de cisaillement, ρ la densité du milieu (on peut la considérer constante dans le cas du muscle et

[16] La loi de Hooke est une loi de comportement de certains solides soumis à une déformation élastique de faible amplitude. Elle modélise la relation entre contraintes et déformations par une relation linéaire. Cette loi de comportement ne s'applique pas lorsque les déformations sont d'amplitudes importantes.
[17] Un milieu est isotrope lorsqu'il possède des propriétés mécaniques identiques dans toutes les directions de l'espace.

$\rho \approx 1100$ kg.m^{-3}) ; λ et μ les coefficients de Lamé ; $\lambda + 2\mu$ est un module d'élasticité de compression, et μ le module d'élasticité de cisaillement.

La première méthode basée sur la vitesse de propagation d'ondes acoustiques a été mise en place pour caractériser le comportement mécanique du muscle isolé à partir de la mesure de la vitesse de l'onde P. Il est en effet possible de mesurer le temps mis par l'onde ultrasonore pour parcourir une distance connue dans le muscle (Hatta *et al.*, 1988; Tamura *et al.*, 1982). Le montage utilisé par ces auteurs est décrit sur la Figure I-29. Brièvement, des transducteurs ultrasonores étaient placés longitudinalement et transversalement à un muscle isolé. Les muscles étaient stimulés électriquement et la force produite était mesurée à l'aide d'un capteur de force. L'ensemble du dispositif était placé dans du liquide physiologique afin de préserver les propriétés contractiles du muscle après son prélèvement.

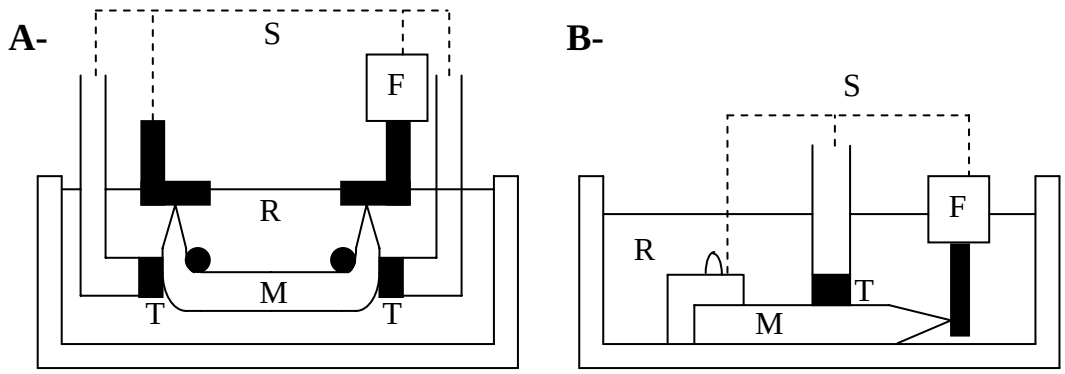


Figure I-29 : Montages expérimentaux pour la mesure par propagation d'ondes ultrasonores des raideurs A- longitudinale et B- transverse (Hatta et al., 1988; Tamura et al., 1982). S : structure mécanique, R : liquide de ringer, F : capteur de force, M : muscle, T : transducteurs ultrasonores.

Le muscle fusiforme pouvant être considéré comme anisotrope transverse (Gennisson *et al.*, 2003; Iwazumi, 2000; Levinson, 1987), les montages de la Figure I-29 permettent de déterminer les raideurs longitudinale et transverse. Les résultats de Tamura *et al.* (1982) et Hatta *et al.* (1988) montrent que la raideur longitudinale augmente avec le niveau de contraction alors que la raideur transversale diminue. Il est à noter que ces évolutions, bien que significatives, ont des amplitudes faibles (de l'ordre de 2%). Ces résultats sont surprenants puisqu'il paraît évident que la raideur du muscle augmente lorsque le niveau de contraction augmente. Ce constat a d'ailleurs été confirmé par de nombreuses études menées *ex vivo* (Morgan, 1977) ou *in vivo* (Cornu *et al.*, 1997, 1998, 2001; Lambertz *et al.*, 2001,

2003; Ochala *et al.*, 2004) (pour une revue générale, voir Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Une augmentation du flux sanguin avec la contraction est alors évoquée pour expliquer la diminution de la raideur transverse (Hatta *et al.*, 1988; Tamura *et al.*, 1982). Par ailleurs, aucune évolution significative des vitesses des ondes ultrasonores n'est constatée lorsque l'étirement passif du muscle augmente (Hatta *et al.*, 1988). Les travaux plus récents de Anderson (Anderson, 2000) ont montré, grâce à cette technique, une raideur transverse plus importante pour des muscles dépourvus de filaments de desmine *vs.* des muscles sains. Néanmoins, la variabilité inhérente à la mesure, ainsi que la faible amplitude des variations des paramètres rend difficile l'utilisation de cette technique *in vivo* sur le muscle même si récemment Pourcelot *et al.* (2005) ont montré que cette technique peut s'avérer efficace pour caractériser les propriétés élastiques du tendon *in vivo*.

Ces résultats obtenus par propagation d'ondes de compression ne correspondent pas aux résultats prévisibles. En effet, lors de l'étirement ou de la contraction d'un muscle, on peut palper une augmentation de sa raideur transversale car « le muscle se durcit ». Cette sensation de modification de raideur est liée au module d'Young qui dépend de la compressibilité et du module de cisaillement du matériau considéré. Les tissus biologiques étant quasi-incompressibles, la compressibilité de ces tissus varie peu et ces sensations sont principalement liées au module de cisaillement (Équation (I-16) ; Catheline, 1998). La vitesse des ondes ultrasonores (ondes P, de compression) ne permet donc pas de déterminer un paramètre qui soit vraiment sensible aux modifications de raideur du muscle.

I.2.2.2. Les différentes méthodes d'élastographie

Les méthodes d'élastographie consistent à estimer le module d'Young des tissus biologiques à partir de la propagation d'ondes acoustiques. On distingue deux grandes classes de méthodes de mesures : l'élastographie statique et l'élastographie dynamique.

I.2.2.2.1. L'élastographie statique

La loi de Hooke (équation (I-13)) permet d'exprimer les contraintes (σ_{ij}) en fonction des déformations (ε_{kl}) et du tenseur des rigidités (C_{ijkl}). En milieu isotrope, on peut donc exprimer le module d'élasticité (ou module d'Young, E) en fonction de la contrainte (σ_{11}) et de la déformation (ε_{11}) avec l'équation (I-13). L'élastographie statique consiste à estimer E en appliquant une contrainte connue considérée comme uniforme et à mesurer la déformation

qui en résulte. La mesure de déformation peut par exemple être réalisée en comparant les images échographiques obtenues avant et pendant le chargement.

Les premières cartographies d'élasticité ont ainsi été obtenues sur un tissu biologique témoin (Ophir *et al.*, 1991) ou sur le sein (Konofagou et Ophir, 1998; Konofagou *et al.*, 1997). Ces résultats sont assez bruités car il est difficile d'appliquer une contrainte uniforme au matériau. Cela s'avère même impossible lorsque les organes visés ne sont pas superficiels. Les méthodes d'élastographie dynamique permettent alors de s'affranchir de ces limitations.

I.2.2.2.2. L'élastographie dynamique

Dans le cas d'un matériau isotrope, le module d'Young (E) et le coefficient de Poisson (ν) peuvent s'écrire en fonction des coefficients λ et μ (Royer et Dieulesaint, 1996):

$$E = \frac{\mu(2\mu + 3\lambda)}{\lambda + \mu} \quad \text{et} \quad \nu = \frac{\lambda}{2(\lambda + \mu)} \qquad \text{(I-15)}$$

Les tissus biologiques étant quasi-incompressibles, on a $\nu \approx 0{,}5$ et $\lambda >> \mu$ (expérimentalement on peut montrer qu'il existe un facteur 10^6, Gennisson, 2003). On obtient alors :

$$E \approx 3\mu \qquad \text{(I-16)}$$

A partir des relations (I-14) et (I-16), on peut donc considérer que dans les milieux mous tels que les tissus biologiques, c'est la vitesse des ondes de cisaillement qui permet de caractériser le module d'Young. Les augmentations de raideur « palpables » dues par exemple à la présence d'un nodule dans un tissu ou à la contraction dans un muscle ne sont donc pas mesurables à partir de la propagation d'ondes P. Ces considérations expliquent donc les résultats obtenus par propagation d'ondes ultrasonores sur le muscle en contraction (Hatta *et al.*, 1988; Tamura *et al.*, 1982) et mettent en évidence l'intérêt de caractériser la vitesse de propagation d'ondes S dans les tissus biologiques.

Dans la littérature, on peut distinguer deux types de méthodes d'élastographie dynamique qui mesurent la vitesse de propagation d'ondes S générées par des excitations monochromatiques ou impulsionnelles.

L'élastographie par excitation monochromatique

Des vibreurs mécaniques permettent de propager des ondes S monochromatiques dans les milieux biologiques. Le calcul de la vitesse des ondes S se fait ensuite à partir de mesures de déplacement réalisées par imagerie ultrasonore (sonoélastographie) ou par Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

La sonoélastographie a pour la première fois été utilisée *in vivo* sur un muscle en 1995 par Levinson *et al.* (1995). Les sujets étaient assis et devaient maintenir une contraction isométrique des extenseurs du genou avec trois charges imposées à différents angles articulaires du genou. Cette étude a permis de confirmer que la vitesse de l'onde S, et donc le module de cisaillement et le module d'Young augmentent lorsque le niveau de contraction augmente.

Trois études réalisées *in vivo* ont utilisé l'élastographie par Résonance Magnétique afin de mesurer le module de cisaillement du muscle lors de contractions (Dresner *et al.*, 2001; Heers *et al.*, 2003; Jenkyn *et al.*, 2003). Il a alors été montré que le module de cisaillement est corrélé à la force musculaire produite (Jenkyn *et al.*, 2003) ou au niveau d'activité électromyographique de surface (Heers *et al.*, 2003). Dressner *et al.* (2001) ont montré, sur des muscles de bœufs *in vitro*, que le module de cisaillement augmente également lorsque la tension passive du muscle augmente. Ces auteurs ont proposé que l'augmentation de raideur passive avec la tension reflète de la capacité des structures conjonctives à emmagasiner de l'énergie. Ils ont alors proposé un modèle de comportement mécanique simple pour le muscle (I-17). Le module de cisaillement global (μ) est alors la somme d'une contribution active (μ^a) et d'une contribution passive (μ^p).

$$\mu = \mu^a + \mu^p = \frac{\alpha_0 F}{V} + (\frac{k' F}{A} + C) \qquad \text{(I-17)}$$

Où F est la force produite par le muscle, α_0 la proportion du nombre de ponts d'actine-myosine actif, V est le volume du muscle, k' un coefficient de proportionnalité, A la section transversale du muscle et C son module de cisaillement au repos lorsque la tension est nulle.

L'élastographie par Résonance Magnétique permet la mesure très précise de déplacement des ondes en trois dimensions et ainsi d'établir une cartographie complète de l'élasticité du tissu. Elle est néanmoins assez lourde à mettre en place, et onéreuse du fait de l'utilisation de l'IRM. Elle nécessite également un temps d'acquisition de l'ordre de la minute.

De plus, l'utilisation d'une onde stationnaire dans un milieu fini implique la création d'un système de modes propres qui dépend des conditions aux limites. Ces conditions aux limites étant mal connues, cela complique l'interprétation des cartographies d'élasticité et rend délicate toute mesure quantitative (Gennisson, 2003).

L'élastographie impulsionnelle

Afin de s'affranchir de ces difficultés, l'élastographie impulsionnelle (Catheline, 1998; Gennisson, 2003; Sandrin, 2000) a été mise en place au sein du Laboratoire Ondes et Acoustique (LOA, UMR CNRS 7587) qui a accepté de mettre un leur outil à notre disposition pour ce travail. Cette approche a été inspirée par les études réalisées en sismologie. En effet, lorsqu'un choc est appliqué à l'écorce terrestre (par exemple lors d'un séisme) il est aisé d'étudier distinctement la propagation des ondes P et S.

L'élastographie impulsionnelle consiste à appliquer non plus une contrainte stationnaire ou monochromatique mais un choc ou une impulsion basse fréquence au milieu étudié. Le montage expérimental décrit sur la Figure I-30 permet de mesurer le module de cisaillement en une dimension (1D) (Sandrin *et al.*, 2002).

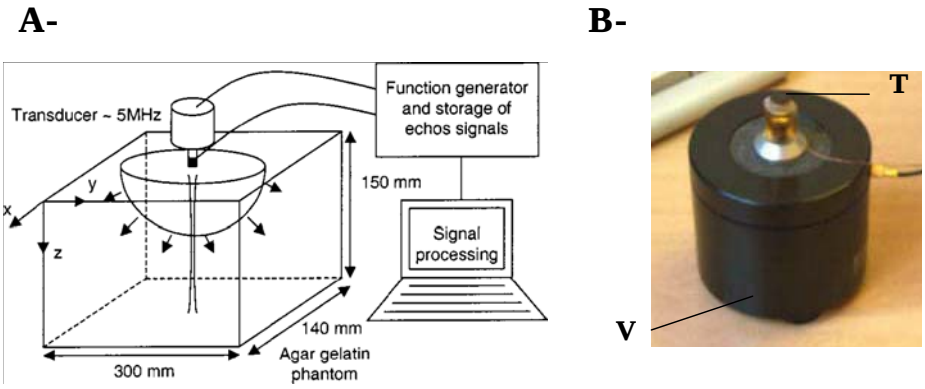


Figure I-30 : A- Montage expérimental utilisé en élastographie impulsionnelle à une dimension. Une impulsion basse fréquence est appliquée au matériau par le vibreur lui-même piloté par un générateur de fonction conventionnel. Elle génère classiquement la propagation d'une onde de compression et de cisaillement. Un transducteur ultrasonore permet alors de déterminer le champ de déplacement induit par la propagation de l'onde de cisaillement. B- Le palpeur acoustique : le transducteur ultrasonore (T) est placé sur le vibreur (V) (Sandrin et al., 2002).

Brièvement, un transducteur ultrasonore est placé sur un pot vibrant. Le pot vibrant frappe le matériau testé suivant une impulsion sinusoïdale (10-500 Hz). Le système est alors sollicité à toutes les fréquences, et il se propage une onde P (rapide) et une onde S (lente). Le champ de déplacement induit par la propagation des ondes est alors calculé à l'aide du transducteur ultrasonore. Celui-ci propage une onde ultrasonore qui est rétrodiffusée du fait des inhomogénéités du matériau étudié. Ces rétrodiffusions sont captées par le transducteur ultrasonore, puis transformées en signal numérique. Le signal ultrasonore, appelé speckle ultrasonore, est une signature acoustique du milieu rencontré aux différentes profondeurs. Un algorithme d'intercorrélation (Catheline, 1998) appliqué à ce signal permet alors de calculer

les déplacements dus aux propagations des ondes induites par l'impulsion basse fréquence (Figure I-31). Du fait de leurs grandes différences de vitesses de propagation, les ondes P et S sont très rapidement séparées (Catheline, 1998 ; Catheline *et al.*, 1999) et le calcul de la phase de l'onde S peut permettre de déterminer sa vitesse de propagation (Sandrin *et al.*, 2002). Ce traitement nécessite néanmoins de déterminer une zone ou l'onde S se propage sans onde P. Cela apparaît aisé sur la Figure I-31, mais pour certaines expériences, les champs de déplacement s'avèrent être plus bruités du fait des réflexions des ondes lorsqu'elles traversent une interface entre deux milieux. Gennisson *et al.* (2005) ont récemment proposé d'utiliser le problème inverse pour mesurer la vitesse de l'onde S. Cette méthode permet alors de limiter l'incidence des réflexions des ondes dans la mesure ainsi que l'intervention de l'opérateur dans le traitement.

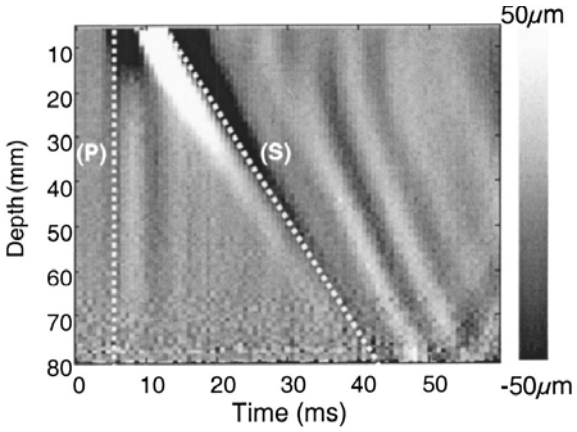


Figure I-31 : Champ de déplacement induit par l'impulsion basse fréquence et calculé via l'algorithme de intercorrélation (Catheline, 1998). Les ondes de compression (P) et de cisaillement (S) sont rapidement séparées, et la vitesse de l'onde de cisaillement peut être calculée par la résolution du problème inverse (Gennisson et al., 2005).

L'élastographie impulsionnelle permet donc de « palper virtuellement » à l'intérieur des tissus à l'endroit choisi. L'élasticité transversale, ou la raideur musculaire locale (*RML*) est alors déterminée et ce paramètre permet de quantifier une dureté que l'on peut estimer par palpation (Catheline, 1998 ; Gennisson *et al.*, 2005). Une mesure de module de cisaillement est réalisée instantanément (environ 50 ms, Figure I-31).

I.2.2.3. Caractérisation des propriétés élastiques du muscle par élastographie impulsionnelle

Quelques études ont déterminé les propriétés élastiques du muscle grâce à l'élastographie impulsionnelle (Gennisson *et al.*, 2003, 2005 ; Sandrin *et al.*, 2002). Du fait de la distribution des fibres musculaires, le muscle peut être considéré comme un matériau

isotrope transverse [18] . Les ondes induisant des déformations de très faible amplitude, le comportement mécanique du muscle peut être modélisé grâce à la loi de Hooke pour un matériau isotrope transverse (Gennisson *et al.*, 2003; Iwazumi, 2000; Levinson, 1987) :

$$\begin{Bmatrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{12} \\ \sigma_{13} \\ \sigma_{23} \end{Bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{12} & C_{11} & C_{13} & 0 & 0 & 0 \\ C_{13} & C_{13} & C_{33} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & C_{44} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & C_{66} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ \varepsilon_{12} \\ \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{23} \end{Bmatrix} \qquad \text{(I-18)}$$

Les axes sont définis Figure I-32-A.

Gennisson *et al.* (2003) ont montré qu'il est possible de polariser les ondes de cisaillement en plaçant une barre fixée en série du piston (Figure I-32-B, (Gennisson *et al.*, 2003). En plaçant la barre perpendiculairement et parallèlement aux fibres musculaires, il est alors possible de mesurer les coefficients C_{44} et C_{66} de la matrice de comportement anisotrope transverse et donc l'anisotropie de cisaillement du muscle.

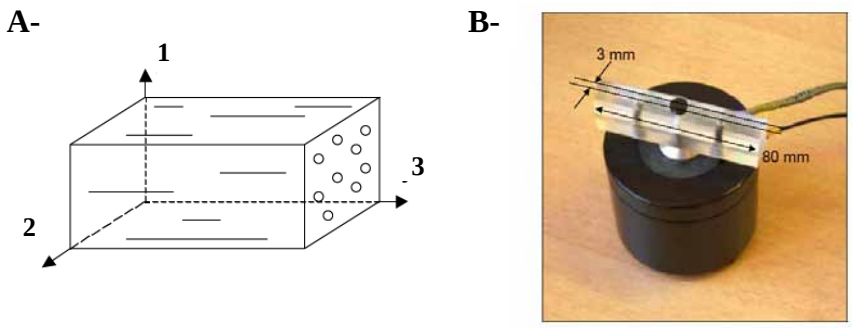


Figure I-32 : A- modèle de muscle. Les fibres sont alignées dans la direction 3 et sont réparties aléatoirement dans le plan 1-2. B- Palpeur acoustique modifié afin de mesurer l'anisotropie du muscle. Une barre de plexiglas est placée entre le vibreur et le transducteur ultrasonore (Gennisson et al., 2003).

A partir de cette technique, il a été montré que C_{66} augmente lorsque le niveau de contraction du muscle augmente. Les sujets réalisaient une contraction isométrique incrémentale, et il leur était demandé d'augmenter l'activité électromyographique de surface (EMGs) du *biceps brachialis* linéairement au cours du temps. Le module C_{66} du *biceps brachialis* était alors significativement corrélé à son niveau d'activité EMGs (Gennisson *et*

[18] Un milieu isotrope transverse possède des propriétés mécaniques identiques dans deux directions.

al., 2005) (Figure I-33). L'élastographie impulsionnelle pourrait donc permettre d'estimer le niveau d'activité des muscles profonds qui ne peuvent pas être caractérisés avec les techniques non-invasives classiques. D'autres auteurs ont supposé une relation linéaire entre le module de cisaillement et la force musculaire (Dresner *et al.*, 2001; Jenkyn *et al.*, 2003). Ce paramètre pourrait donc être utilisé afin de quantifier la contribution de différents muscles lors de la réalisation d'une tâche, et d'alimenter un modèle biomécanique permettant de simuler la production de force globale d'un complexe musculo-articulaire.

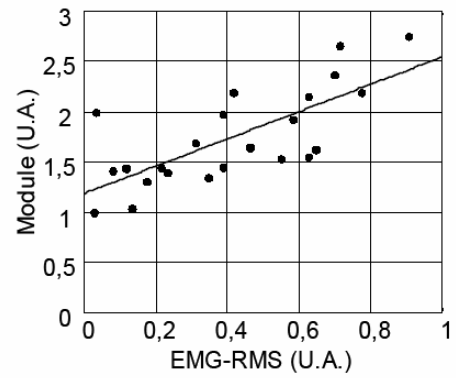


Figure I-33 : Relation entre le module de cisaillement C_{66} et l'activité électromyographique de surface (EMG-RMS) du biceps obtenue pour un sujet. Le module de cisaillement est normalisé par rapport au module au repos, et la EMG-RMS par rapport à sa valeur maximale. La relation est modélisée par une relation linéaire ($R = 0.73$, $P < 0.05$) (Gennisson et al., 2005)

I.2.2.4. Conclusion

L'élastographie impulsionnelle permet donc de mesurer un paramètre d'élasticité locale du muscle. Cette technique présente plusieurs avantages comparée aux autres techniques d'élastographie : *i*) la mesure est quasi instantanée ; *ii*) l'impulsion génère la propagation d'une onde S sans créer de problèmes de conditions aux limites comme cela est le cas avec des sollicitations monochromatiques ; *iii*) le dispositif est relativement simple et peu onéreux.

Cet outil a permis de mesurer l'anisotropie muscle *in vivo* (Gennisson *et al.*, 2003), et de mesurer une raideur de cisaillement qui est corrélée au niveau de contraction (Gennisson *et al.*, 2005). Il semble néanmoins qu'une variabilité importante soit inhérente à la mesure lors de contractions (*e.g.* Figure I-33). Les futures études utilisant l'élastographie impulsionnelle devraient déterminer la reproductibilité de la mesure. Il s'agit en effet d'une étude essentielle pour utiliser cet outil à des fins cliniques ou pour déterminer l'incidence de diverses sollicitations sur le comportement mécanique du muscle.

I.2.3. Caractérisation de la raideur musculaire passive par élastographie impulsionnelle

I.2.3.1. Introduction

Les méthodes expérimentales globales classiquement utilisées pour caractériser le comportement du complexe musculo-articulaire ne permettent pas de différencier les structures mises en jeu (muscle, tendon, articulation…). Il est néanmoins nécessaire d'étudier les éléments du CMA afin d'avoir une meilleures compréhension de son fonctionnement. Dans ce cadre, nous avons vu qu'il est possible d'utiliser des méthodes d'élastographie statique pour déterminer les propriétés viscoélastiques du tendon (Hansen *et al.*, 2006; Kubo *et al.*, 2002a, 2002b, 2005; Maganaris et Paul, 1999, 2000, 2002; Reeves *et al.*, 2003). En revanche, cela s'avère beaucoup plus délicat pour le muscle, du fait de la complexité de sa géométrie.

Quelques études ont utilisé les méthodes d'élastographie dynamique pour caractériser le comportement mécanique du muscle *in vivo*. Elles ont permis de montrer que la *RML* du muscle augmente lorsque le niveau de contraction augmente (Dresner *et al.*, 2001; Gennisson *et al.*, 2005; Heers *et al.*, 2003; Jenkyn *et al.*, 2003; Levinson *et al.*, 1995).

L'élastographie pourrait également être utilisée afin de caractériser le comportement mécanique du muscle passif. Dressner *et al.* (2001) ont montré, grâce à l'élastographie par résonance magnétique, que la *RML* passive augmente avec le niveau d'étirement sur des muscles de bœuf *ex vitro*. Une relation linéaire a été mise en évidence entre la tension passive du muscle et la *RML*. Les expérimentations se déroulaient entre 12 et 36 après la mort de l'animal, ce qui n'a pas permis de placer les muscles dans des conditions proches de celle de muscles *in vivo*. Jenkyn *et al.* (2003) ont quant à eux montré que la *RML* passive des muscles fléchisseurs plantaires et dorsaux, toujours mesurée grâce à l'élastographie par résonance magnétique, dépend de l'angle articulaire. Néanmoins, le dispositif de mesure impliquait un temps de mesure de 74 s et, du fait de la relaxation, il est probable que les propriétés des muscles évoluaient au cours du temps. De plus, ces auteurs ont réalisé des mesures à trois angles articulaires, ce qui n'a pas permis d'étudier les propriétés des muscles sur l'ensemble de l'amplitude de mouvement. Il pourrait donc être intéressant de réaliser des mesures instantanées de *RML* sur toute l'amplitude de mouvement grâce à l'élastographie impulsionnelle.

Les applications potentielles, tant cliniques que fondamentales, de l'utilisation de l'élastographie sont nombreuses (Gennisson, 2003). Cependant, certaines études ont montré

une dispersion des résultats obtenus sur le muscle *in vivo*. Pourtant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est attachée à déterminer la reproductibilité des mesures réalisées grâce à l'élastographie.

Les objectifs de notre étude sont donc de déterminer *i*) les propriétés mécaniques intrinsèques du muscle passif grâce à l'élastographie impulsionnelle au cours d'un étirement passif, *ii*) la reproductibilité des mesures réalisées.

I.2.3.2. Matériels et méthodes

Sujets

9 sujets masculins sains (âge : 25 ± 3 ans, taille : 183.5 ± 7.5 cm, poids : 75.3 ± 8.3 kg) ont participé volontairement 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. Aucun des différents sujets n'avait été blessé à la cheville dans l'année ayant précédé l'étude.

Matériels

Un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), piloté par le logiciel system 3 research toolkit (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé pour cette étude et permettait la mesure du couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire de la cheville (θ) et de la vitesse angulaire (ω).

La position du sujet est illustrée sur la Figure I-34, elle était similaire à celle utilisée dans différentes études de la littérature (Kubo *et al.*, 2001e; Riemann *et al.*, 2001). Les sujets étaient allongés sur le ventre, et leur genou droit était en extension complète. L'axe de rotation du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation approximé de la cheville dans le plan sagittal. L'angle de référence (0 rad) correspondait au pied perpendiculaire à la jambe, les angles définis positifs correspondant à une flexion dorsale. Tous les tests débutaient à un angle de 0.35 rad (20°). Le palpeur acoustique (Sandrin *et al.*, 2002) était placé sur le ventre du *gastrocnemius medialis* 1 cm latéralement par rapport aux électrodes de surface. La position du palpeur était repérée sur la peau afin de le replacer de manière identique entre chaque test.

Figure I-34 : Dispositif expérimental. Les sujets étaient allongés sur le ventre, et leur genou droit était complètement étendu. Le pied droit était strapé dans l'ustensile cheville du dynamomètre. Le palpeur acoustique était placé sur le ventre du gastrocnemius medialis et sa position était repérée avec un marqueur indélébile.

Le palpeur acoustique était identique à celui utilisé par Sandrin *et al.* (2002). La source ponctuelle utilisée permettait de mesurer une *RML* indépendante de la direction des fibres. Un transducteur ultrasonore (5 MHz, diamètre : 7 mm; longueur focale : 35 mm, Vermon, Tours, France) était installé sur un pot vibrant (type 4810, Brüel & Kjær, Naerum, Danemark). Le pot vibrant générait une impulsion sinusoïdale (100 Hz) sur le ventre du *gastrocnemius medialis*. La vitesse de l'onde S était alors mesurée grâce au transducteur ultrasonore. Les signaux ultrasoniques (fréquence centrale de 5 MHz) étaient échantillonnés à 50 MHz et enregistrés grâce à un convertisseur analogique/digital.

Afin de vérifier que les muscles étaient bien en conditions passives lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des fléchisseurs plantaires était mesurée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires (Ag-AgCl, In Vivo Metric, 4 mm de diamètre) placées sur les muscles *gastrocnemius lateralis* (GL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *soleus* (SO) avec une distance inter-électrodes de 10 mm. L'impédance entre les deux électrodes était réduite en dessous de 55 kΩ grâce à une préparation standardisée de la peau (Hewson *et al.*, 2003), et les électrodes étaient placées dans la zone d'innervation dans la direction estimée des fibres suivant les recommandations formulées par le projet Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM, Hermens *et al.*, 2000). Trois électrodes de référence étaient placées sur les épicondyles latéral et médial.

Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été échantillonnés respectivement à 256 Hz et 1024 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Myodata, Électronique du Mazet, France). Afin de synchroniser les signaux mécaniques et les mesures élastographiques,

le signal électrique envoyé par l'électronique afin de déclencher l'impact sur le muscle était également échantillonné à 512 Hz par le convertisseur analogique/digital. L'instant exact de chaque mesure élastographique était ainsi déterminé. Les données étaient enregistrées sur une carte mémoire (20 Mbytes), puis transférées sur un disque dur d'ordinateur pour le traitement ultérieur des données.

Protocole expérimental

Les sujets réalisaient tout d'abord une familiarisation avec les étirements, puis l'amplitude articulaire maximale (*AAM*) en flexion dorsale était déterminée avec le même protocole que lors des précédentes expérimentations (CHAPITRE I.1.4, CHAPITRE I.1.5).

Après une période de repos de 10 minutes, une flexion dorsale était imposée à vitesse très lente (0.0087 rad.s^{-1}, 0.5°.s^{-1}) de 0.35 rad (20°) de flexion plantaire jusqu'à 95% de l'*AAM* en flexion dorsale. Une nouvelle période de repos de 10 minutes était alors imposée, puis le même test était réalisé. Un protocole d'étirements statiques prolongé, dont les effets seront étudiés dans le CHAPITRE II.5, était ensuite réalisé.

Traitement des données

Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés écrit spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été filtrés respectivement avec un filtre passe bas (10 Hz) de Butterworth du second ordre et un filtre passe-bande (6-400 Hz) de Butterworth du second ordre. Afin de s'affranchir des décalages temporels induits par de tels filtres, les séries de données retournées temporellement ont été filtrées de manière identique. C a systématiquement été corrigé de la gravité (Aagaard *et al.*, 1995). C et θ ont été déterminés aux instants des mesures élastographiques, et la relation couple-angle a ainsi été établie pour chaque flexion dorsale. Pour certains sujets, à 0.35 rad (20°) de flexion plantaire, le couple passif était négatif, traduisant un niveau de tension plus important des structures étirées en flexion plantaire par rapport aux structures étirées en flexion dorsale. Les données ont été considérées uniquement lorsque le couple passif était positif.

Les données EMGs ont été traitées conformément à la procédure décrite par Gajdosik *et al.* (2005a). Le paramètre root mean square (RMS) des signaux EMGs (*RMS-EMGs*) a été calculé avec une fenêtre de 0.2 s placée autour de chaque mesure élastographique. Après avoir déduit la RMS du bruit calculé au repos, chacune des valeurs de *RMS-EMGs* a été normalisées par rapport à la *RMS-EMGs* maximale atteinte lors des contractions maximales.

Les étirements ont été définis comme passifs si les valeurs de *RMS-EMGs* obtenues étaient inférieures à 1%, cette valeur correspondant à la limite fixée dans la littérature pour des sujets sains (McNair *et al.*, 2001, 2002). Il est à noter que la vitesse d'étirement très lente (0.0087 rad.s^{-1}, 0.5°.s^{-1}) utilisée dans cette étude permettait de limiter l'activité EMGs, même pour des niveaux d'étirement importants. Pour certains sujets, les mesures élastographiques n'ont pas été considérées en fin d'amplitude de mouvement lorsque l'activité EMGs dépassait 1%.

Le traitement des données élastographiques a été décrit par Gennisson *et al.* (2005). Un algorithme d'intercorrélation était utilisé afin de déterminer les déplacements induits par l'impulsion à partir des signaux ultrasonores (Catheline, 1998). Afin de s'affranchir des déplacements induits par le pot vibrant, le champ de déformation était calculé en fonction du temps. A partir de ce champ de déformation, le module de cisaillement (*RML*) était calculé à partir de la résolution du problème inverse.

Analyses statistiques

Les relations *RML*-angle et *RML*-couple ont été modélisées respectivement par un polynôme du second degré et par une droite. Les coefficients de détermination ont été calculés pour chaque relation. La reproductibilité des mesures élastographiques a été évaluée à l'aide du coefficient de corrélation interclasse (CCI), de l'erreur standard de mesure (ESM) et du coefficient de variation (CV) (Drouin *et al.*, 2004 ; Hopkins, 2000). Les résultats sont présentés sous la forme de moyenne ± écart type, les plages de variation sous la forme minimum – maximum.

I.2.3.3. Résultats

Analyse des relations RML-angle et RML-couple

Les données d'un sujet n'ont pas été utilisées car les signaux élastographiques du premier test étaient inexploitables. Les analyses présentées ont donc été réalisées sur les huit autres sujets. Dans un premier temps, le test présentant les meilleures corrélations était considéré pour chaque sujet afin d'étudier les modifications de *RML* au cours de l'étirement passif. Des relations typiques sont présentées sur la Figure I-35.

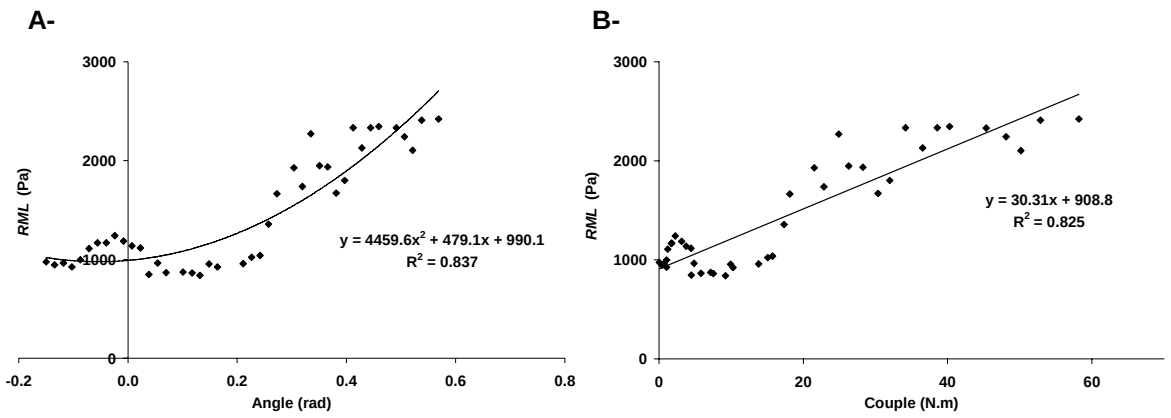


Figure I-35 : Exemple (pour un sujet) de relations entre la raideur musculaire locale (RML) mesurée par élastographie impulsionnelle et l'angle (A-), entre la RML et le couple (B-).

Les résultats pour l'ensemble de la population sont présentés dans le Tableau I-9. De bonnes corrélations ont été trouvées entre les relations *RML*-angle et le polynôme du second degré ($R^2 = 0.828 \pm 0.099$, $0.66 – 0.93$, $P < 0.001$) ainsi que les relations *RML*-couple et le modèle linéaire ($R^2 = 0.812 \pm 0.080$, $0.69 – 0.93$, $P < 0.001$). A partir du modèle linéaire ajusté sur les relations *RML*-couple, le ratio entre la *RML* initiale (au repos) et la *RML* maximale (RML_{max}/RML_{min}) a été calculé. Les valeurs RML_{max}/RML_{min} indiquent que la *RML* au repos est multipliée par plus de 2.5 en moyenne lorsque l'étirement atteint est maximal ($RML_{max}/RML_{min} = 2.62 \pm 0.46$, $1.84 – 3.08$).

Tableau I-9 : Coefficients de détermination (R^2) des relations RML-angle et RML-couple. L'augmentation du module au cours de l'étirement est également rapportée comme le rapport entre la RML maximale et la RML minimale (RML_{max}/RML_{min})

	R^2				ratio
	RML -angle		*RML* -couple		RML_{max}/RML_{min}
S1	0.837	***	0.834	***	1.84
S2	0.908	***	0.846	***	3.08
S3	0.658	***	0.707	***	2.86
S4	0.926	***	0.930	***	2.77
S5	0.868	***	0.825	***	2.95
S6	0.837	***	0.812	***	1.97
S7	0.894	***	0.856	***	2.72
S8	0.698	***	0.686	***	2.77
moyenne	0.828		0.812		2.62
ecartype	0.099		0.080		0.46

**** : corrélation significative à P < 0.001*

Analyse de la reproductibilité

Des exemples typiques de relations *RML*-couple obtenues pour les deux tests sont présentés sur la Figure I-36. Pour trois sujets, les relations semblent similaires lors des deux tests (exemple : Figure I-36-A), alors que pour les autres sujets les relations sont nettement différentes (exemple : Figure I-36-B). Les tests de reproductibilité ont été réalisés sur les ordonnées à l'origine et les pentes de relations *RML*-couple. La reproductibilité est bonne pour les valeurs de *RML* au repos (CCI = 0.893, SEM = 105 Pa, CV = 7.8%), mais elle est faible pour les pentes (CCI = 0.631, SEM = 10.35 $Pa.N^{-1}.m^{-1}$, CV = 60.4%).

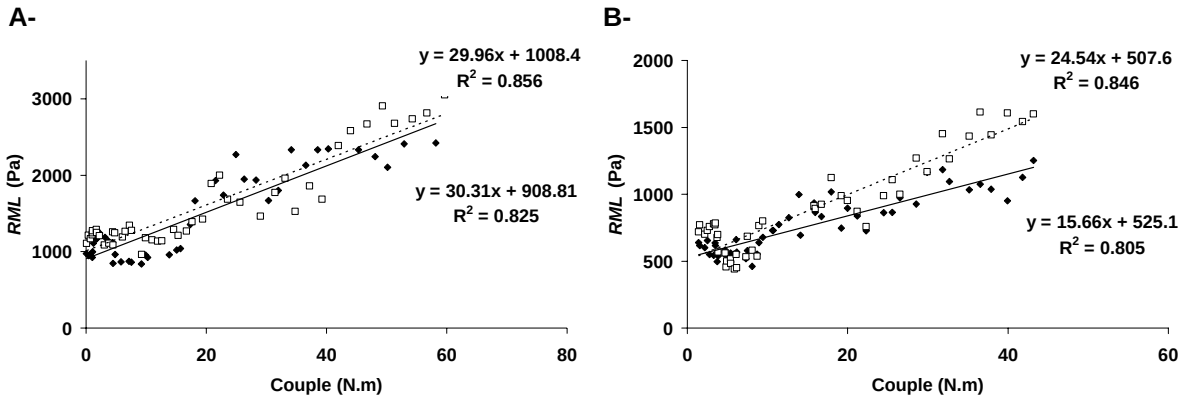


Figure I-36 : Exemple des relations entre la raideur musculaire locale (RML) mesurée par élastographie impulsionnelle et le couple passif obtenues lors du premier test (◆) et du second (□) test pour le sujet S7 (A-) et pour le sujet S4 (B-). Les résultats obtenus pour le sujet S7 sont similaires lors des deux tests, alors qu'ils sont nettement différents pour le sujet S4.

I.2.3.4. Discussion

Les résultats de cette étude confirment le constat qui peut être fait par palpation : la raideur transversale ou la dureté d'un muscle augmente lorsque le niveau d'étirement augmente. De plus, la méthodologie mise en place dans notre étude permet de quantifier cette augmentation. Il est possible de modéliser les évolutions de *RML* avec l'angle et le couple respectivement par une parabole et une droite avec de bons coefficients de corrélation (Tableau I-9). Ces évolutions s'avèrent toutefois dispersées autour des relations ajustées (Figure I-35). Les coefficients de corrélation sont meilleurs que ceux obtenus, avec une méthodologie similaire, entre le niveau d'activité électromyographique et la *RML* lors d'une contraction isométrique incrémentale (R^2 = 0.474 en moyenne) (Gennisson *et al.*, 2005). Il est probable que la contraction induise une variabilité de la raideur locale plus importante que les étirements, par exemple du fait de la variation du recrutement spatial des fibres dans le muscle.

En moyenne, le ratio RML_{max}/RML_{min} lors de l'étirement passif est de 2.62 ± 0.46. A titre de comparaison, Gennisson *et al.* (2005) ont obtenu un ratio RML_{max}/RML_{min} similaire (3.08 ± 2.20) entre le muscle au repos et à 50% de la contraction maximale volontaire. Si la raison de l'augmentation de la *RML* avec le niveau d'étirement n'est pas connue, deux hypothèses peuvent tout de même être avancées. Tout d'abord, les fibres des collagènes s'alignent dans la direction de la contrainte dans le muscle lorsque celle-ci augmente (Purslow, 1989). Ce phénomène est probablement responsable de l'augmentation de la raideur longitudinale du muscle avec l'étirement (Gajdosik, 2001), et cette réorganisation pourrait s'accompagner d'une augmentation de la raideur transversale. De plus, l'étirement d'un muscle induit une contrainte en traction longitudinalement. Il est également accompagné d'une diminution de la section transversale du muscle, et donc de contraintes en compression transversalement. Cela induit une augmentation de la pression intramusculaire (Davis *et al.*, 2003) qui pourrait en partie expliquer l'augmentation de la raideur transversale.

Dressner *et al.* (2001) ont montré qu'il existe une relation linéaire entre la tension d'un muscle *ex vitro* et sa *RML* transversale mesurée par élastographie impulsionnelle. Avec un dispositif de mesure de la dureté, Murayama *et al.* (2005) ont confirmé que la raideur transversale est corrélée à la tension passive du muscle isolé *ex vivo*. Or, certains auteurs ont considéré que le bras de levier des *gastrocnemii* évolue linéairement avec l'angle articulaire (Grieve *et al.*, 1978; Hoang *et al.*, 2005), ce qui impliquerait une relation linéaire entre le couple passif et la tension passive des *gastrocnemii.* Nos résultats, qui mettent en évidence une relation linéaire entre le couple passif et la *RML* tendent donc à confirmer la relation linéaire entre tension et *RML* passive. La mesure de *RML* permettrait donc de réaliser une mesure indirecte *in vivo* de la contrainte présente dans le muscle. La caractérisation de l'évolution de la *RML* des différents muscles impliqués au cours d'un étirement pourrait donc permettre d'estimer l'implication de ces muscles dans la production du couple passif.

Il existe de nombreuses autres perspectives d'utilisation de la méthodologie présentée dans cette étude. Par exemple, il est bien connu que la dystrophie musculaire induit une augmentation de la raideur du muscle qui peut être détectée par palpation ou testing manuel (Conférence de consensus, AFM 2001). L'élastographie impulsionnelle permettrait alors de quantifier cette raideur et de réaliser un suivi de l'état pathologique du muscle. Néanmoins, ce type d'étude clinique nécessite que les mesures réalisées soient reproductibles. Or, nos résultats montrent que la reproductibilité de la mesure réalisée au cours de l'étirement est faible. Trois pistes peuvent être envisagées pour expliquer ce résultat. *i*) La pression avec laquelle le palpeur est appliqué sur la peau va influer l'impulsion générée par le vibreur, et

donc de l'onde de cisaillement. En effet, il est difficile d'imposer exactement la même pression avec le palpeur sur la peau, et ce particulièrement lorsque le muscle se durcit. Il est donc possible que cela augmente la variabilité de la mesure et donc diminue la reproductibilité de la mesure réalisée au cours de l'étirement (Gennisson *et al.*, 2005). *ii*) Nous avons repéré la position de la sonde sur la peau, ce qui nous a permis de la replacer à la même position entre chaque test. En revanche, il était difficile de placer la sonde exactement dans la même direction, ce qui a pu introduire une variabilité dans nos mesures. *iii*) Au cours de l'étirement, le muscle se déplace sous la peau, alors que le palpeur acoustique était immobile. Différentes localités du muscle étaient donc caractérisées au fur et à mesure de l'étirement, et il est possible que les propriétés locales du muscle soient différentes en fonction de l'endroit considéré sur le muscle. De fait, il serait intéressant d'utiliser l'élastographie impulsionnnelle ou l'imagerie supersonique de cisaillement en deux dimensions afin de réaliser une cartographie de la *RML* et donc de limiter l'incidence de ces difficultés.

En revanche, la *RML* passive au repos (pour une tension nulle) est une mesure reproductible. Ce paramètre pourrait donc être utilisé par la suite. Au sein du laboratoire, nous avons utilisé l'élastographie impulsionnelle afin de déterminer les modifications de *RML* au cours d'une contraction prolongée (Nordez *et al.*, Données non publiées). Huit sujets ont réalisé une flexion plantaire isométrique jusqu'à épuisement à 40% du couple maximal volontaire à 0 rad de flexion dorsale. La *RML* a ainsi pu être mesurée tout au long de la contraction. Nous avons également réalisé dix mesures de *RML* passive au repos à 0 rad de flexion dorsale sur le ventre du *gastrocnemius medialis* avant et après la contraction isométrique. Le temps limite moyen de la contraction pour les 8 sujets était de 246 ± 83 s. Nos résultats montrent une diminution significative (- 9.8 ± 13.9%) de la *RML* passive après la contraction (Figure I-37). Ces résultats pourraient être expliqués par un phénomène de fluage dans le muscle au cours de la contraction isométrique (Mademli et Arampatzis, 2005). Ils permettent également de montrer que la *RML* passive est un paramètre sensible aux sollicitations externes subies par le muscle.

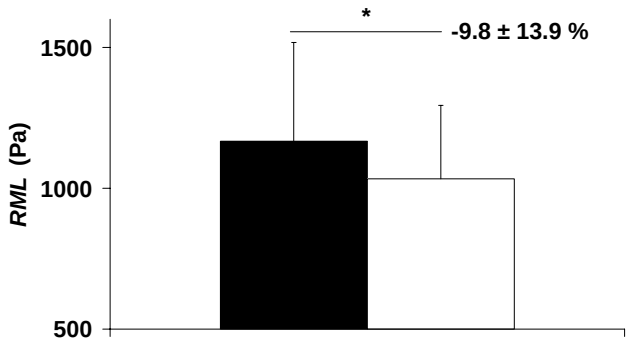


*Figure I-37 : Raideur musculaire locale (RML) mesurée par élastographie impulsionnelle avant (■) et après (□) la flexion plantaire isométrique jusqu'à épuisement à 40% du couple maximal volontaire. * : P < 0.05.*

I.2.3.5. Conclusions et perspectives

La mesure locale réalisée par élastograhie impulsionnelle présente des perspectives particulièrement intéressantes dans le domaine de la biomécanique musculaire et de la myologie. Nos résultats montrent que la *RML* passive mesurée par élastographie impulsionnelle *in vivo* augmente au cours d'un étirement passif du muscle. L'évolution de la *RML* passive au cours de l'étirement n'est pas reproductible contrairement à la *RML* passive au repos qui est *a priori* un paramètre sensible aux modifications induites par une contraction isométrique. Dans le CHAPITRE II, ce paramètre sera utilisé afin de déterminer l'incidence d'un protocole d'étirements statiques sur la *RML*. Il est également envisagé d'utiliser ce paramètre afin de quantifier les modifications au cours du temps de la raideur musculaire passive induites par diverses pathologies.

A plus long terme, les résultats obtenus récemment grâce à la nouvelle méthode d'élastographie, nommée Supersonic Shear Imaging (SSI) sont très prometteurs (Bercoff *et al.*, 2003, 2004). Cette technique consiste à générer la propagation de l'onde de cisaillement par une source de radiation des signaux ultrasonores créée à l'intérieur du tissu exactement à l'endroit où la mesure doit être réalisée. L'onde de cisaillement est ainsi générée à distance, sans vibration externe, ce qui permet de réduire considérablement la variabilité de la mesure par rapport à l'élastographie impulsionnelle. Elle permet de plus d'établir une cartographie en deux dimensions de l'élasticité et de la viscosité de muscles superficiels et profonds. A l'avenir, cette technique pourrait donc être utilisée afin de déterminer l'anisotropie et la viscosité musculaire au cours d'étirements et de contractions.

I.3. Conclusion

Dans ce premier chapitre, différentes méthodologies ont été mises en place et validées afin de mesurer certaines propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif. Dans une première partie, nous avons utilisé un dynamomètre isocinétique afin d'imposer des étirements passifs et de mesurer le couple développé par l'articulation en résistance à l'étirement. Cette méthodologie a tout d'abord été validée au cours d'une première expérimentation. Elle nous a ensuite permis de caractériser la réponse du système lors d'étirements passifs réalisés à différentes vitesses. Nous avons alors mis en évidence que la dissipation d'énergie par le système peut être décrite par l'association de viscosité et de frottement. L'objet de la troisième expérimentation était de comparer les calculs de raideur musculo-articulaire (*RMA*) réalisés à l'aide de différentes techniques. Des paramètres originaux ont ainsi été mis en place et seront utilisés dans la suite de ce manuscrit. Dans la seconde partie de ce chapitre, une méthodologie originale, basée sur la propagation d'ondes acoustiques dans le muscle, a été développée afin de caractériser la raideur locale du muscle lors d'un étirement passif *in vivo*. La reproductibilité de cette mesure a été validée dans certaines conditions, et des perspectives ont été évoquées afin d'améliorer le dispositif utilisé.

Un essai de caractérisation des propriétés mécaniques d'un matériau ou d'une structure est généralement précédé de cycles de charge/décharge. Cette étape, qui peut être considérée comme un « pré conditionnement » du système testé, permet de mettre en place le dispositif expérimental. Dans le cas de matériaux viscoélastiques, il permet également de ne pas prendre en compte une éventuelle accommodation présente au cours du ou des premier(s) cycle(s) de chargements. Aussi, certains auteurs ont réalisé un « pré conditionnement » afin de ne pas prendre en compte ces modifications au cours des premiers chargements réalisés sur le complexe musculo-articulaire *in vivo* (Esteki et Mansour, 1996; Hoang *et al.*, 2005) ou sur le muscle isolé *ex vivo* (Best *et al.*, 1993; Fung, 1983).

Dans les études de ce chapitre, nous n'avons pas réalisé de « pré conditionnement » immédiatement avant la mesure des propriétés mécaniques. En effet, ce type de protocole appliqué au complexe musculo-articulaire peut être assimilé à un protocole d'étirements passifs couramment utilisé dans la pratique sportive et dans le cadre de la rééducation fonctionnelle. Dans le CHAPITRE II, nous allons voir que les effets des étirements passifs sont relativement contradictoires dans la littérature, et notre but sera d'étudier en détail les modifications induites par ce type de protocole. L'objectif *in fine* de ce second chapitre est de

mieux comprendre les mécanismes sous jacents des modifications induites par les étirements afin d'intégrer ces modifications dans le modèle de comportement mécanique mis en place dans le CHAPITRE III.

CHAPITRE II.

Caractérisation des effets aigus de protocoles d'étirements passifs cyclique et statique sur les propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire

II.1. Introduction

Les étirements passifs sont couramment utilisés dans la pratique sportive et la rééducation fonctionnelle. Ils peuvent être pratiqués dans le but de bénéficier de leurs effets « aigus » [19], par exemple dans le cadre de la préparation ou de la récupération d'une performance sportive (*e.g.* Worrell *et al.*, 1994) ; ou de leurs effets « chroniques » dans le cadre de protocoles d'entraînement ou de rééducation (*e.g.* Cometti, 2004; Gajdosik *et al.*, 2005b; Reid et McNair, 2004). Dans la littérature, de nombreuses études se sont intéressées aux effets des étirements chroniques et leurs résultats sont relativement homogènes. Brièvement, il a été montré que l'amplitude articulaire maximale est augmentée après un protocole de plusieurs semaines (*e.g.* Cipriani *et al.*, 2003; Folpp *et al.*, 2006; Halbertsma *et al.*, 1996). De plus, de nombreuses études ne montrent pas de modification significative du couple passif développé par l'articulation en résistance à l'étirement après ce type de protocole (*e.g.* Halbertsma *et al.*, 1996; Harvey *et al.*, 2002; Magnusson *et al.*, 1996a; Reid et McNair, 2004).

Dans ce chapitre, nous ne nous intéresserons qu'aux effets aigus des étirements passifs, et nous verrons que les résultats décrits dans la littérature sont plus contradictoires concernant ces effets. S'il est généralement considéré que les étirements passifs permettent d'augmenter la souplesse articulaire, de diminuer le risque de blessure, ou encore d'améliorer la performance (*e.g.* Hartig et Henderson, 1999; Smith, 1994), certaines de ces considérations ne sont pas supportées par les recherches scientifiques récemment menées sur les étirements. De plus, les mécanismes à l'origine des modifications observées restent mal connus. Par exemple, l'efficacité de la pratique des étirements réalisés préalablement à la pratique sportive pour réduire le risque de blessure a récemment été remise en cause (*e.g.* Andersen, 2005; Herbert et Gabriel, 2002; Thacker *et al.*, 2004; Witvrouw *et al.*, 2004). De même, des études récentes et convergentes montrent qu'un protocole aigu d'étirements induit une diminution de la capacité de production de force (*e.g.* Behm *et al.*, 2004; Cramer *et al.*, 2004, 2005; Nordez et Cornu, 2005; Weir *et al.*, 2005).

Les propriétés viscoélastiques du complexe musculo-articulaire (CMA) peuvent être par exemple liées à la capacité de production de force du système (*e.g.* Wilson *et al.*, 1994) ou au

[19] On distingue les effets aigus des effets chroniques pour tout type de protocole sollicitant le système neuromusculaire tel qu'un protocole d'étirement. Les effets aigus sont étudiés immédiatement ou quelques heures après le protocole (court terme), alors que les effets chroniques sont déterminés après plusieurs jours, semaines, voire années de sollicitation (long terme).

risque de lésion de l'ensemble muscle-tendon (*e.g.* Witvrouw *et al.*, 2004). Or, les propriétés viscoélastiques du CMA sont mises en jeu par les différents protocoles d'étirements, qui de fait peuvent modifier leurs caractéristiques. Avant de discuter de l'incidence fonctionnelle des étirements, il semble donc nécessaire de mieux connaître leurs effets sur les propriétés mécaniques du CMA, et de mieux comprendre les phénomènes physiologiques et/ou mécaniques sous-jacents. De plus, dans une perspective de modélisation du comportement mécanique du CMA passif (CHAPITRE III), il serait particulièrement intéressant d'intégrer les données relatives aux capacités de ce système à s'accommoder lors des étirements.

Aussi, après une revue de la littérature sur les effets aigus des étirements passifs, nous déterminerons l'incidence de protocoles d'étirements passifs sur les propriétés mécaniques passives de l'articulation décrites dans le chapitre précédent. Nous présenterons alors des mécanismes à l'origine de potentielles adaptations. Ce chapitre se terminera par une discussion sur les implications théoriques et pratiques des modifications induites par les étirements.

II.2. Revue de littérature des effets aigus des étirements passifs sur les propriétés mécaniques de l'articulation

II.2.1. Modifications des propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire induites par les étirements passifs

On peut distinguer deux types d'étirements passifs *i*) les étirements cycliques dynamiques : ils consistent à réaliser des cycles de charge et de décharge de l'articulation. Ils correspondent donc à l'essai mécanique présenté dans le chapitre précédent (Figure I-8 A- et B-, CHAPITRE I.1.2.3.2) ; *ii*) les étirements statiques : les muscles sont étirés jusqu'à un angle articulaire donné puis l'étirement est maintenu pendant un temps préalablement choisi. Ce type d'étirement est similaire à l'essai de relaxation présenté Figure I-8 C- et D- (CHAPITRE I.1.2.3.2).

Il a été montré à de nombreuses reprises que ces deux types d'étirements induisent une augmentation de l'amplitude articulaire maximale (*AAM*) mesurée immédiatement après le protocole d'étirement (Bandy et Irion, 1994; Bandy *et al.*, 1997, 1998; Gajdosik, 2001; Halbertsma *et al.*, 1999; Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1998). Aussi, les effets des étirements passifs sur l'*AAM* ne seront pas présentés en détail par la suite. Le Tableau II-1 résume les modifications aiguës des autres paramètres mécaniques caractéristiques du comportement du CMA présentés dans le CHAPITRE I, induites par différents protocoles d'étirements passifs décrits dans la littérature. Comme nous l'avons vu dans le CHAPITRE I ces paramètres sont différents en fonction de la population considérée, il est donc probable que les effets de protocoles d'étirement soient également qualitativement ou quantitativement différents selon les populations testées (Bressel et McNair, 2002). Aussi, les études de ce mémoire ayant exclusivement été réalisées sur des sujets jeunes sans pathologie ou déficience neuromusculaire des groupes de muscles étudiés, le Tableau II-1 (p 102) résume les résultats d'études réalisées sur des populations composées de sujets sains et d'âge moyen inférieur à 35 ans. Dans ce cadre, neuf études ont été recensées. Elles ont permis de déterminer les effets d'étirements passifs sur le couple passif développé par le CMA en résistance à l'étirement, la raideur musculo-articulaire (*RMA*) passive, l'énergie potentielle élastique emmagasinée par le CMA (*E*) et le coefficient de dissipation (*CD*).

Magnusson *et al.* (1996a) ont montré que le couple passif produit par le CMA du genou en résistance à l'étirement, la raideur musculo-articulaire (*RMA*) passive et l'énergie

potentielle élastique emmagasinée (*E*) sont diminués immédiatement (30 s) après un protocole composé de 4 étirements statiques de 90 s (relaxation) des ischios-jambiers. Ces résultats ont été confirmés par ceux de McNair *et al.* (2001) qui ont montré que 60 secondes d'étirements statiques des fléchisseurs plantaires induisent une diminution du couple passif mesuré au niveau de l'articulation de la cheville. De plus, ces mêmes auteurs ont mis en évidence que les étirements cycliques des fléchisseurs plantaires ont également pour effet de diminuer la *RMA* et le couple passif (McNair *et al.*, 2001, 2002). L'amplitude des modifications observées est relativement importante puisque certaines études ont mis en évidence des diminutions de *RMA* et de couple passif comprises entre 11% et 31% (Magnusson *et al.*, 1996a ; McNair *et al.*, 2001, 2002). De plus, il a été montré que les étirements sont également efficaces pour réduire la *RMA* passive et le couple passif pour des patients ayant subi des traumatismes induisant une immobilisation (*e.g.* Bressel et McNair, 2001), des sujets atteints de spasticité (Bressel et McNair, 2002 ; Yeh *et al.*, 2004, 2005) ou des femmes âgées de plus de 65 ans (Gajdosik *et al.*, 2004).

Néanmoins, d'autres études n'ont pas constaté de modifications significatives du couple passif (Halbertsma *et al.*, 1999; Muir *et al.*, 1999) de la *RMA* (Halbertsma *et al.*, 1996) ou de *E* (Magnusson *et al.*, 2000) après des étirements statiques ou cycliques. Ces auteurs suggèrent donc que les étirements passifs ont peu d'incidence sur les propriétés mécaniques du CMA. Les différences de résultats obtenus dans les études présentées dans le Tableau II-1 pourraient être expliquées par les différences entre les protocoles d'étirements utilisés, les protocoles d'évaluation réalisés ou encore les temps de repos observés entre les étirements et les évaluations.

En effet, McNair *et al.* (2001) ont montré par exemple que pour une même durée d'étirements, les modifications du couple passif sont significativement différentes selon le protocole d'étirements passifs considéré (cyclique *vs.* statique). D'après cette étude, les étirements cycliques des fléchisseurs plantaires sont plus efficaces pour diminuer la *RMA* passive de la cheville lors de flexions dorsales, alors que les étirements statiques sont plus efficaces pour diminuer le couple passif. De plus, McNair *et al.* (2002) ont montré que le couple passif et la *RMA* diminuent plus lors d'étirements cycliques réalisés à 0.47 $rad.s^{-1}$ ($25°.s^{-1}$) qu'à 0.09 $rad.s^{-1}$ ($5°.s^{-1}$).

Il semble par ailleurs que les différences de temps passé à l'étirement puissent, au moins en partie, expliquer la disparité des résultats observés dans la littérature. Ainsi, une diminution importante des différents paramètres mesurés 30 secondes après les étirements a été mise en évidence dans l'étude ayant imposé un long protocole d'étirements (4 × 90 s) (Magnusson *et*

al., 1996a). En revanche, d'autres études qui ont utilisé des protocoles d'étirements plus courts (*e.g.* Magnusson *et al.*, 2000; Muir *et al.*, 1999) n'ont pas constaté de modifications significatives de ces paramètres.

Il est également évident que le temps entre le protocole d'étirement et l'évaluation est un facteur important à considérer. Il a en effet été montré que les étirements passifs aigus n'ont plus d'effets significatifs sur le couple passif, la *RMA* passive ou *E* après des temps de repos supérieurs à 10 min (Magnusson *et al.*, 1996a, 1998). En revanche, l'*AAM* mesurée dix minutes après les étirements est toujours supérieure à celle mesurée avant les étirements (Magnusson *et al.*, 1998).

Nous avons vu dans le CHAPITRE I.1.5 que la valeur de la *RMA* est significativement différente en fonction du modèle mathématique choisi pour la calculer. Il est donc possible que le choix de la méthode de calcul puisse également avoir une incidence sur l'évolution de la *RMA* mise en évidence après des étirements. Aucun des modèles mathématiques proposés dans la partie précédente ne pouvant être *a priori* préconisé vis-à-vis des autres modèles, il peut être intéressant de déterminer l'incidence potentielle du modèle mathématique sur les modifications de la *RMA* passive induites par des étirements. De plus, comme nous l'avons déjà évoqué, les calculs de *RMA* passive sont classiquement réalisés à un angle donné. Le choix de cet angle articulaire pourrait influencer les évolutions observées à la suite d'étirements. Par exemple, certains auteurs (Halbertsma, 1999; Magnusson *et al.*, 1998) ont calculé la *RMA* à l'*AAM* déterminée avant et après les étirements. L'*AAM* étant augmentée par le protocole d'étirements, ces auteurs ont calculé la *RMA* à un angle articulaire plus important en post-test, et ont ainsi observé une augmentation de la *RMA* après étirements passifs. Les indices de raideur (*IR*) normalisés par rapport au couple et à l'angle articulaire calculés dans le chapitre précédent pourraient être utilisés afin de s'affranchir de ces problèmes méthodologiques. En effet, avec ces indices, l'incidence d'étirements passifs sur la *RMA* pourrait être déterminée indépendamment de l'angle articulaire ou du niveau de couple passif. De plus, trois études dans lesquelles la *RMA* était calculée à un même angle au cours d'étirements cycliques présentent des résultats contradictoires. Ainsi, Magnusson *et al.* (1998) ont montré que la *RMA* calculée à un angle constant à la fin de l'amplitude de mouvement augmente après dix étirements cycliques ; alors que (McNair *et al.*, 2001, 2002) ont mis en évidence, dans les mêmes conditions, une diminution de *RMA* au cours d'étirements cycliques. Ceci renforce le fait qu'il faut examiner les effets de ce type d'étirements sur la *RMA* passive en détail sur l'ensemble de l'*AAM*.

Enfin, sur les neuf études recensées, une seule étude (Magnusson *et al.*, 1998) a déterminé les effets d'étirements passifs sur les propriétés dissipatives du système musculo-articulaire. Ces auteurs ont montré que dix étirements cycliques induisent une diminution du coefficient de dissipation (*CD*). Étant donné les différences des effets des étirements cycliques et statiques (McNair *et al.*, 2001) il n'est pas possible de conclure quant aux effets des étirements statiques sur le *CD*.

Tableau II-1 : Modifications du couple passif, de la raideur musculo-articulaire (RMA) passive, de l'énergie potentielle élastique emmagasinée par le complexe musculo-articulaire (E) et du coefficient de dissipation (CD) induites par des étirements passifs. Les résultats présentés concernent exclusivement des populations d'âge moyen compris entre 20 et 35 ans et composées exclusivement de sujets sains.

Paramètres	Muscles étirés	Angle de mesure	Protocole d'étirements	Modifications	Référence
Couple passif	ischios-jambiers	*AAM* *	4 × 90s étirements statiques	-19% 30s après; → 1h après	Magnusson *et al.*, 1996a
	ischios-jambiers	*AAM* **	5min étirements statiques	+23%	Halbertsma *et al.*, 1996
	ischios-jambiers	*AAM* *	5 étirements cycliques	→ après 2min de pause	Halbertsma *et al.*, 1999
	ischios-jambiers	*AAM* *	2 × 45s étirements statiques	→ après 30 s de pause	Magnusson *et al.*, 2000
	Fléchisseurs plantaires	*AAM* *	60 s étirements statiques	-8 % immédiatement après	Kirsch *et al.*, 1995
	Fléchisseurs plantaires	0.17rad FD *	4 × 30s étirements statiques	→ immédiatement après	Muir *et al.*, 1999
	Fléchisseurs plantaires	80% *AAM* *	4 × 15s étirements statiques	-21 % immédiatement après	McNair *et al.*, 2001
			2 × 30s étirements statiques	-22 % immédiatement après	
			1 × 60s étirements statiques	-19 % immédiatement après	
			60s étirements cycliques	-11 % immédiatement après	
	Fléchisseurs plantaires	80% AAM *	120s étirements cycliques (0.09rad/s, 5°/s)	-13 % immédiatement après	McNair *et al.*, 2002
			120s étirements cycliques (0.45rad/s, 25°/s)	-21 % immédiatement après	
RMA passive	ischios-jambiers	début *AAM* *	4 × 90s étirements statiques	-61% 30s après; → 1h après	Magnusson *et al*., 1996a
		milieu *AAM* *		-33% 30s après; → 1h après	
		AAM *		-13% 30s après; → 1h après	
	ischios-jambiers	*AAM* *	5min étirements statiques	→	Halbertsma *et al.*, 1996
	ischios-jambiers	*AAM* *	1 x 90s étirements statiques	→ 10min après	Magnusson *et al.*, 1998
		AAM **		+15% 10 min après	
		AAM *	10 étirements cycliques	+15% immédiatement après	
		AAM *		→ 10min après	
	Fléchisseurs plantaires	80% *AAM* *	4 × 15s étirements statiques	→ immédiatement après	McNair *et al.*, 2001
			2 × 30s étirements statiques	→immédiatement après	
			1 × 60s étirements statiques	→ immédiatement après	
			60s étirements cycliques	-16 % immédiatement après	
	Fléchisseurs plantaires	80% *AAM* *	120s étirements cycliques (0.09rad/s, 5°/s)	-20 % immédiatement après	McNair *et al.*, 2002
			120s étirements cycliques (0.45rad/s, 25°/s)	-31 % immédiatement après	
E	ischios-jambiers	début *AAM* *	4 × 90s étirements statiques	→ 30s après; →1h après	Magnusson *et al.*, 1996a
		milieu *AAM* *		-54% 30s après; → 1h après	
		AAM *		-30% 30s après; → 1h après	
	ischios-jambiers	*AAM* *	10 étirements cycliques	-15% immédiatement après	Magnusson *et al.*, 1998
	ischios-jambiers	*AAM* *	2 × 45s étirements statiques	→après 30 s de pause	Magnusson *et al.*, 2000
CD	ischios-jambiers	*AAM* *	10 étirements cycliques	-19% immédiatement après	Magnusson *et al.*, 1998

AAM : amplitude articulaire maximale ; FD : flexion dorsale de la cheville ; → : pas de modification significative ; les pourcentages moyens d'évolution sont donnés uniquement lorsque l'évolution du paramètre est significative ; * : correspond à un paramètre calculé au même angle articulaire ou sur la même plage articulaire avant et après le protocole d'étirements ; ** : correspond à un paramètre calculé à l'AAM déterminée avant et après le protocole d'étirements

II.2.2. Mécanismes pouvant expliquer les modifications de propriétés mécaniques passives du complexe musculo-articulaire induites par un protocole d'étirements passifs

Il est admis que les étirements passifs induisent une augmentation aiguë de l'*AAM* (Bandy et Irion, 1994; Bandy *et al.*, 1997, 1998; Gajdosik, 2001; Halbertsma *et al.*, 1999; Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1998). Cette augmentation peut être expliquée par une diminution du couple passif ou par une augmentation de la tolérance à l'étirement. S'il a été montré que cette dernière joue un rôle important dans les augmentations d'*AAM* constatées après des étirements passifs, les mécanismes sous-jacents de modifications de la perception de la douleur ne sont néanmoins pas clairement établis (*e.g.* Cometti, 2004; Magnusson *et al.*, 1998). Les dispositifs expérimentaux utilisés dans les études de ce manuscrit ne permettent pas d'étudier précisément ces mécanismes (Magnusson *et al.*, 1998). Comme indiqué en introduction, les effets des étirements sur l'*AAM* ne seront donc pas analysés dans la suite de ce chapitre.

Certaines études montrent que les étirements induisent également une modification des propriétés mécaniques passives du CMA décrites dans le CHAPITRE I. Globalement, selon ces études, les étirements induisent une diminution du couple passif, de la *RMA* et de *E*. Généralement, deux types de mécanismes sont évoqués dans la littérature pour expliquer de telles modifications.

i) Une augmentation aiguë de la longueur des muscles qui serait due à un fluage viscoélastique des structures péri et intramusculaires (Taylor *et al.*, 1990; Weir *et al.*, 2005). Le fluage du tendon, mis en évidence par une augmentation de sa longueur lorsqu'une charge constante lui est appliquée, a déjà été caractérisé tant *in vitro* (*e.g.* Wang et Ker, 1995) que *in vivo* (Mademli et Arampatzis, 2005; Maganaris *et al.*, 2002). Néanmoins, le fluage du muscle ou de l'ensemble musculo-articulaire a peu été étudié *in vivo* (CHAPITRE I). Une augmentation de la longueur des muscles devrait induire un décalage vers la droite des relations couple-angle (Magnusson *et al.*, 1998; Weir *et al.*, 2005). Cependant, un tel décalage n'a, à notre connaissance, jamais été quantifié sur l'ensemble d'une relation couple-angle établie *in vivo*.

ii) Une modification aiguë du comportement mécanique du système étudié. Au regard de la littérature, trois mécanismes pourraient expliquer des modifications du comportement mécanique du CMA passif à la suite d'étirements.

- Nous avons vu dans le CHAPITRE I que des ponts stables entre les filaments d'actine et de myosine participent au développement de la tension passive au cours des premiers étirements (Axelson et Hagbarth, 2001 ; Axelson, 2005 ; Hill, 1968 ; Proske et Morgan, 1993, 1999 ; Whitehead *et al.*, 2001). Il a été montré sur le muscle isolé que ces ponts sont rompus au cours d'un étirement de faible amplitude induisant une diminution de la force musculaire passive produite au début de la phase d'étirement et une diminution de l'hystérésis présente sur les relations force-longueur du muscle isolé (Whitehead *et al.*, 2001) ou des relations couple - angle (Axelson et Hagbarth, 2001 ; Figure I-3, CHAPITRE I.1.2.1.1). Certains auteurs ont alors conclu que le muscle possède un comportement thixotrope [20] (*e.g.* Axelson et Hagbarth, 2001 ; Axelson, 2005 ; Proske *et al.*, 1993, 1999; Whitehead *et al.*, 2001). Néanmoins, il faut noter que ces mécanismes sont toujours en débat dans la littérature (Mutungi et Ranatunga, 1996a, 2000). De plus, récemment Speich *et al.* (2005, 2006) ont émis l'hypothèse que des liaisons moléculaires d'autres protéines du muscle lisse detrusor de lapin sont rompues au cours d'un étirement. Ces auteurs ont proposé que ces ruptures de liaison soient à l'origine des modifications de raideur qu'ils ont pu observer au cours d'étirements. Ce type de comportement n'a cependant, à notre connaissance, jamais été mis en évidence pour le muscle squelettique.
- Grâce à la technique ultrasonore décrite précédemment (CHAPITRE I.2.2.1), Kubo *et al.* (2001c) ont montré qu'un protocole d'étirements statiques de 10 minutes des fléchisseurs plantaires induit une diminution de la raideur et de l'hystérésis du tendon d'Achille. Ces auteurs ont alors proposé qu'un réarrangement des structures de collagène se produit lors de l'étirement d'un muscle. En effet, il a été montré que les fibres de collagène qui sont « ondulées » lorsqu'elles sont au repos, s'alignent dans la direction de la contrainte lorsque le muscle est étiré ((Purslow, 1989, 2002 ; Stromberg et Wiederielm, 1969). Puisque les structures de collagène participent au couple passif développé par le CMA en résistance à l'étirement (*cf.* CHAPITRE I.1.2.1.3), ce réarrangement structurel pourrait au moins en partie expliquer les modifications de propriétés mécaniques observées à la suite de protocoles d'étirements.

[20] La thixotropie d'un matériau implique un changement structurel, un réarrangement réversible des structures ou micro-structures du matériau testé. La thixotropie d'un matériau est mise en évidence par une diminution de la viscosité à la suite de sollicitations. Cette notion est discutée dans la suite de ce chapitre.

- McNair *et al.* (2001) ont montré que les étirements cycliques sont plus efficaces que les étirements statiques pour diminuer la *RMA* de la cheville. Ces mêmes auteurs ont également montré que la *RMA* diminue plus lorsque la vitesse de mouvement est augmentée (McNair *et al.*, 2002). Ils ont alors proposé que les constituants les plus mobiles du système (eau, polysaccharides) sont redistribués au cours des mouvements induits par les étirements cycliques, expliquant ainsi des modifications de raideur plus importantes à la suite d'étirements cycliques qu'après les étirements statiques. Ce comportement traduirait la thixotropie [21] du CMA (McNair *et al.*, 2001, 2002).

Du point de vue du comportement mécanique, la thixotropie du système est mise en évidence par une diminution de la viscosité du système à la suite de chargements (*e.g.* Barnes, 1997; Mandel, 1969; Persoz, 1960). Afin de déterminer si les modifications du comportement mécanique de l'articulation peuvent être modélisées par un comportement thixotrope, il est donc nécessaire de déterminer les effets de successions de charge/décharge sur la viscosité du système. Les propriétés dissipatives du système étant liées à sa viscosité, il apparaît particulièrement pertinent d'étudier en détail l'incidence des étirements passifs sur le *CD* calculé à partir des relations couple-angle passives (CHAPITRE I). Les effets des étirements sur les propriétés dissipatives du système musculo-articulaire ont été peu étudiés dans la littérature (Tableau II-1). Seuls Magnusson *et al.* (1998) ont montré que l'aire normalisée de l'hystérésis diminue au cours d'un protocole d'étirements cycliques. Néanmoins, ces auteurs n'ont pas déterminé l'incidence des étirements statiques sur le *CD*. Ce type d'étude permettrait de discuter de l'implication de la thixotropie dans les adaptations induites par les étirements passifs. Nous avons montré, à partir d'étirements réalisés à différentes vitesses (CHAPITRE I.1.4), que le comportement dissipatif peut être modélisé par de la viscosité associée à du frottement. Si des modifications des propriétés dissipatives sont mises en évidence à la suite de protocoles d'étirements, l'utilisation d'étirements réalisés à différentes vitesses permettrait de déterminer dans quelles mesures ces modifications peuvent être modélisées par du frottement ou de la viscosité.

[21] La thixotropie d'un matériau implique un changement structurel, un réarrangement réversible des structures ou micro-structures du matériau testé. La thixotropie d'un matériau est mise en évidence par une diminution de la viscosité à la suite de sollicitation. Cette notion est discutée dans la suite de ce chapitre.

II.3. Effets d'étirements passifs sur les propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire

II.3.1. Objectifs

Au regard de la revue de la littérature, quatre objectifs seront poursuivis dans cette première étude du CHAPITRE II. Il s'agit de déterminer les effets d'étirements cycliques et statiques *i*) sur l'allure de relations couple-angle passives ; *ii*) sur la *RMA* calculée avec les différents modèles présentés dans le chapitre précédent ; *iii*) sur les propriétés dissipatives de l'articulation ; *iv*) sur un potentiel décalage des relations couple-angle passives.

II.3.2. Matériels et méthodes

Sujets

Huit sujets masculins sains (âge : 23.3 ± 1.9 ans, taille : 181.3 ± 7.0 cm, poids : 74.3 ± 4.7 kg) ont participé volontairement à cette étude et signé un accord 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. Aucun des différents sujets n'avait été blessé aux muscles extenseurs ou fléchisseurs du genou ni au genou dans l'année ayant précédé l'étude.

Matériels

Le dispositif expérimental était identique à celui décrit dans le CHAPITRE I.1.4.2, et le CHAPITRE I.1.5.2. Brièvement, un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé afin d'imposer les étirements et de mesurer le couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), l'angle articulaire du genou (θ) et la vitesse angulaire (ω). Les sujets étaient assis sur le dynamomètre et l'angle tronc-cuisse était placé à 1.05 rad (60°) (Figure I-19, CHAPITRE I.1.4.2). L'activité électromyographique de surface (EMGs) des muscles *semitendinosus* (ST) et *biceps femoris* (BF) était enregistrée afin de vérifier que les muscles étaient inactifs pendant les étirements (procédure identique à celle décrite dans le CHAPITRE I.1.4.2).

Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été échantillonnés respectivement à 256 Hz et 1024 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Myodata, Électronique du Mazet, France). Les données étaient enregistrées sur une carte mémoire, puis transférées sur un disque dur d'ordinateur pour leur traitement ultérieur.

Design expérimental

Une session de familiarisation était réalisée au moins 24h avant la session de tests afin de préparer les sujets au protocole expérimental. Le protocole réalisé lors de la session de tests est décrit sur la Figure II-1. Les sujets réalisaient tout d'abord un protocole d'étirements cycliques, suivi d'une pause de 15 minutes. Après cette pause, un protocole d'étirements statiques était effectué, immédiatement suivi du post-test.

Le pré-test était composé d'un test d'amplitude articulaire maximale (*AAM*) (CHAPITRE I.1.4.2) et d'un protocole d'étirements cycliques, composé de cinq extensions/flexions passives du genou (ω = 0.087 rad.s^{-1} (5°s^{-1})) jusqu'à 80% de l'*AAM*. Une pause de 15 min a ensuite été respectée avant les étirements statiques. Le CHAPITRE I.1.4 a permis de montrer que ce temps de repos est suffisant pour retrouver les propriétés initiales à la suite de cinq étirements cycliques. Le protocole d'étirements statiques était composé de 6 maintiens de 30 s. Une amplitude de 80 % de l'*AAM* était imposée pour la première répétition, puis l'amplitude était augmentée de 2 % entre chaque répétition pour terminer lors de la dernière répétition à 90 % de l'*AAM*. Enfin, immédiatement après le protocole d'étirements cycliques, les sujets réalisaient un post-test. Celui-ci était composé d'une extension/flexion passive du genou (ω = 0.087 rad.s^{-1} (5°s^{-1})) jusqu'à 80% de l'*AAM*. Le post-test est comparé à la première répétition du protocole d'étirements cycliques pour déterminer les effets des étirements statiques. A la fin du protocole, les sujets réalisaient trois flexions isocinétiques maximales du genou à 1.05rad.$^{-1}$ (60°.s^{-1}) afin de normaliser les signaux EMGs.

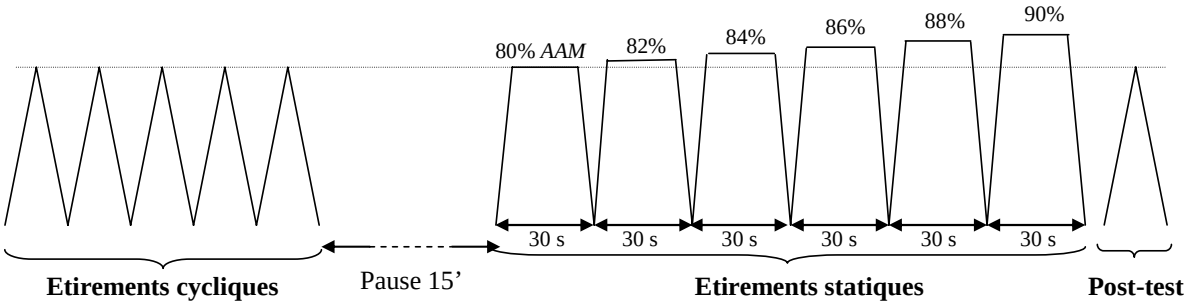


Figure II-1 : Protocole expérimental. Cinq étirements cycliques (0.087 rad.s^{-1} (5°s^{-1})) à 80% de l'amplitude articulaire maximale (AAM) sont suivis d'une pause de 15 min. Les sujets réalisent ensuite le protocole d'étirements statiques, et enfin le post-test composé d'un cycle de charge/décharge à 0.087 rad.s^{-1} (5°s^{-1}) jusqu'à 80% de l'AAM.

Traitement des données

Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés spécialement écrits sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Les données mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été filtrées respectivement avec un filtre passe-bas (10 Hz) de Butterworth du second ordre et un filtre passe-bande (6-400 Hz) de Butterworth du second ordre. C a systématiquement été corrigé de la gravité (Aagaard *et al.*, 1995).

Le paramètre root mean square des signaux EMGs (*RMS-EMGs*) des muscles ST et BF était calculé selon la procédure de Gajdosik *et al.* (2005a, 2006) pour chaque extension du genou (étirement des ischio-jambiers), puis normalisé par la *RMS-EMGs* obtenue lors d'une flexion du genou isocinétique à 1.05 rad.s^{-1} (60°.s^{-1}). Les valeurs de *RMS-EMGs* obtenues étaient ensuite moyennées sur les deux muscles pour chaque cycle d'étirement passif réalisé avant et après le protocole d'étirements statiques. Les étirements ont été définis comme passifs lorsque la valeur de *RMS-EMGs* normalisée était inférieure à 1 %, indiquant que l'activité EMGs au cours des cycles de mouvement pouvait être considérée comme négligeable (Gajdosik *et al.*, 2005a; McNair *et al.*, 2001, 2002; McNair et Portero, 2005).

Quatre traitements de données spécifiques ont été mis en œuvre afin de répondre aux quatre objectifs initialement fixés à cette étude. Ces quatre traitements et les résultats qu'ils permettent de dégager sont par la suite décrits précisément dans les quatre sous parties qui suivent.

Quelque soit le traitement utilisé et après avoir vérifié la normalité des distributions des différents paramètres, des tests statistiques paramétriques étaient réalisés avec le logiciel Statistica® (Statsoft, Inc, Tulsa, USA). Des analyses *post-hoc* de Newman-Keuls étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. Le niveau de significativité était fixé à $P < 0.05$. Les résultats sont présentés sous la forme de moyenne ± écart type, les plages de variation sont sous la forme minimum – maximum.

II.3.3. Effets des étirements cycliques et statiques sur le couple passif

II.3.3.1. Traitement des données

Lors des cycles de charge/décharge, le couple passif (C) a été déterminé tous les 2% de l'*AAM*. Les modifications du couple passif ont été déterminées pour les charges et décharges au cours des cinq cycles du pré-test. Deux 5×39 (cycle × angle) analyses de variance à mesures répétées (ANOVAs) ont été utilisées pour déterminer les effets des étirements cycliques lors des charges et décharges. Les effets des étirements statiques lors des charges et

décharges ont été analysés entre le premier cycle du pré-test et le post-test grâce à deux 2 × 39 (test × angle) ANOVAs.

II.3.3.2. Résultats

Étirements cycliques

L'effet principal du cycle ($P < 0.001$) est mis en évidence lors des charges et décharges indiquant que le couple moyenné sur l'amplitude de mouvement diminue lors des étirements cycliques (-2.6 N.m en moyenne pour les charges, -0.5 N.m en moyenne pour les décharges, Figure II-2-A). Au cours des étirements cycliques, la diminution du couple moyenné sur l'amplitude de mouvement est significative uniquement entre le premier et le second cycle lors des charges ($P < 0.001$). Lors des décharges, le couple moyen diminue entre le premier et le second cycle ($P < 0.001$) et entre le second et le troisième cycle ($P < 0.05$). Au cours des cycles suivants, aucune différence significative n'est mise en évidence. L'interaction cycle × angle ($P < 0.001$) est également présente pour les charges et les décharges (Figure II-2-B). Entre le premier et le cinquième cycle, le couple diminue ($P < 0.05$) pour tous les angles articulaires lors de la charge, mais l'amplitude de la diminution est plus importante au début de l'amplitude de mouvement qu'à la fin (Figure II-2). Lors de la décharge, la diminution est significative ($P < 0.05$) uniquement en début de flexion du genou sur la plage (32-78 % de l'*AAM*).

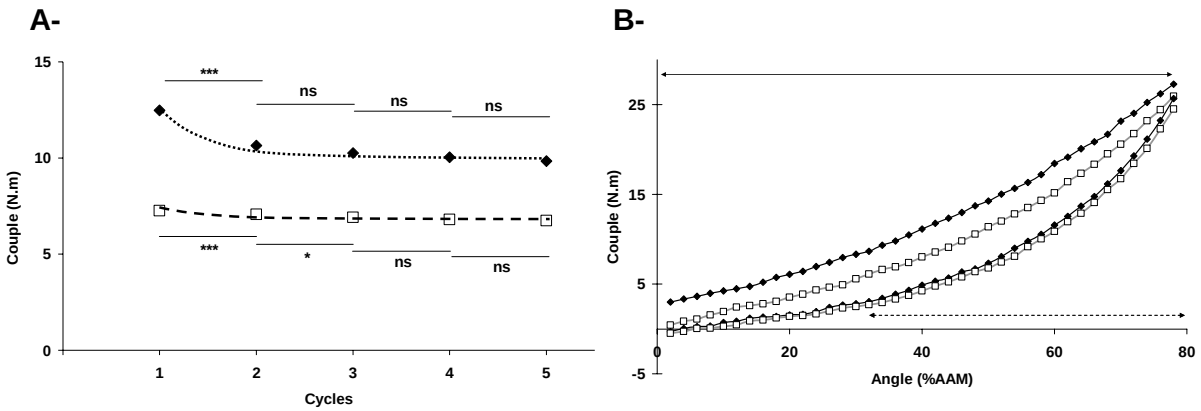


*Figure II-2 : Effets des étirements cycliques sur le couple passif. A- couple moyenné sur l'amplitude de mouvement au cours des cinq cycles. ◆ : charges ; □ : décharges ;*** : P < 0.001 ; * : P < 0.05 ; ns : P > 0.05. B- relations couple-angle lors du premier cycle (◆) et du cinquième cycle (□). Flèche continue (haut) : diminution significative (P < 0.05) lors de la charge entre le premier cycle et cinquième cycle ; flèche pointillée (bas) : diminution significative (P < 0.05) lors de la décharge entre le premier cycle et cinquième cycle. Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la Figure.*

Étirements statiques

L'effet principal du test est mis en évidence lors des charges ($P < 0.01$) et des décharges ($P < 0.001$) indiquant que le couple moyenné sur l'amplitude de mouvement diminue après les étirements statiques (-2.0 N.m en moyenne pour les charges, -1.2 N.m en moyenne pour les décharges, Figure II-3-A). L'interaction test × angle ($P < 0.001$) est significative pour les charges et les décharges (Figure II-3-B). Le couple diminue ($P < 0.05$) après les étirements statiques pour tous les angles articulaires lors de la charge, mais l'amplitude de la diminution est plus importante à la fin de l'extension du genou qu'au début. Lors de la décharge, la diminution est significative ($P < 0.05$) uniquement sur la plage 34-78 % de l'*AAM*.

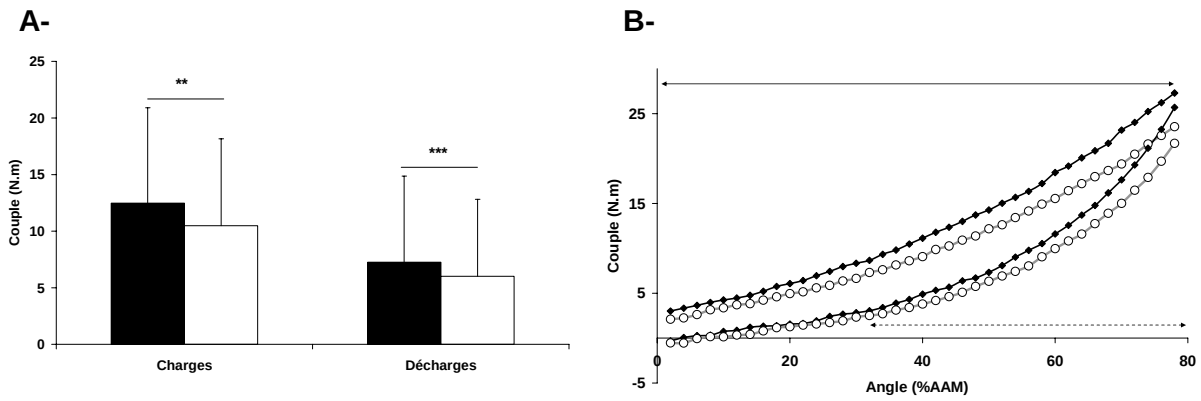


*Figure II-3 : Effets des étirements statiques. A- couple moyenné sur l'amplitude de mouvement lors du pré-test (■) et du post-test (□). *** : P < 0.001 ; ** : P < 0.01. B- relations couple-angle lors du pré-test (◆) et du post-test (○). Flèche continue (haut) : diminution significative (P < 0.05) lors de la charge ; flèche pointillée (bas) : diminution significative (P < 0.05) lors de la décharge. Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la Figure.*

II.3.3.3. Discussion

Les modifications du couple passif après des étirements passifs dépendent de l'angle articulaire considéré. A notre connaissance, seuls Magnusson *et al.* (1996a) ont étudié les modifications du couple passif sur trois plages articulaires à la suite d'un protocole d'étirements statiques. Leurs résultats sont similaires aux nôtres, puisqu'ils ont montré que six répétitions (90 s) d'étirements statiques des ischios-jambiers diminuent le couple passif principalement sur le milieu et la fin de l'amplitude de mouvement. En revanche, ces auteurs n'avaient pas trouvé de modifications du couple pour les angles les plus faibles, alors que nos résultats montrent que le couple diminue lors de la charge sur toute l'amplitude du mouvement après les étirements statiques (Figure II-3-B).

Un résultat original de l'analyse des relations couple-angle montre que, lors de cinq cycles d'étirements, le couple diminue principalement au début de l'amplitude de mouvement, induisant une modification de l'allure de la relation couple – angle (Figure II-2). En revanche, l'allure de la relation couple-angle ne semble pas être modifiée après les étirements statiques (Figure II-3). Les modifications du couple passif sont donc qualitativement différentes lorsque l'on considère les étirements cycliques et statiques et il est probable que les mécanismes impliqués soient également différents. Ceci sera discuté par la suite (CHAPITRE II.6).

Magnusson *et al.* (1998) ont montré que dix étirements cycliques induisent une augmentation de la raideur musculo-articulaire passive (*RMA*), calculée comme la dérivée du couple par rapport à l'angle en fin d'amplitude de mouvement. Ce résultat peut être éclairé par les relations couple - angle (Figure II-3-B). En effet, après les cinq cycles, malgré une diminution globale du couple passif, on peut noter une augmentation de la pente de la relation en fin d'amplitude. Cette observation doit néanmoins être confirmée par l'analyse des effets des étirements sur la *RMA* qui font l'objet de la partie suivante.

II.3.4. Effets d'étirements passifs sur la raideur musculo-articulaire calculée avec différents modèles mathématiques

II.3.4.1. Traitement des données

Les trois modèles mathématiques (Équations (II-1), (II-2) et (II-3)), utilisés dans le CHAPITRE I.1.5.2.4 et rappelés ci-après, ont été ajustés sur les cinq relations couple-angle obtenues avant les étirements statiques et la relation obtenue après les étirements statiques. Les ajustements étaient réalisés grâce à un algorithme d'optimisation basé sur les moindres carrés non-linéaires (algorithme de Levendberg-Marquardt : Marquard, 1966). Puis les coefficients de détermination (R^2) entre les relations expérimentales et modélisées étaient calculés pour chaque cycle d'étirement.

- Modèle polynomial du second ordre (P2) :

$$C(\theta) = a\theta^2 + b\theta + c \qquad \text{(II-1)}$$

Où *a*, *b* et *c* sont des constantes ;

- Modèle polynomial du quatrième ordre (P4) :

$$C(\theta) = m\theta^4 + n\theta^3 + o\theta^2 + p\theta + q \qquad \text{(II-2)}$$

Où *m*, *n*, *o*, *p* et *q* sont des constantes.

- Modèle de Sten-Knudsen modifié (SK) :

$$C(\theta) = \frac{A}{\alpha}(e^{\alpha\theta} - B) \qquad \text{(II-3)}$$

Où A, B et α sont des constantes;

La raideur musculo-articulaire passive (*RMA*) a été alors calculée en dérivant les trois modèles mathématiques. Il peut être rappelé que les modèles P2 et SK permettent de calculer des raideurs rapportées respectivement à θ et C (CHAPITRE I.1.5). Deux indices de raideur (*IR*) ont donc été calculés comme les dérivées des relations *RMA* - angle avec le modèle P2 (IR_{P2}) et *RMA* - couple avec le modèle SK (IR_{SK}).

Afin de déterminer l'incidence du modèle utilisé, la *RMA* était également calculée avec chaque modèle à cinq angles articulaires (0%, 20%, 40%, 60% et 80% de l'*AAM*) avec chacun des trois modèles.

Les effets des étirements cycliques et statiques sur la *RMA* ont été déterminés respectivement avec une $3 \times 5 \times 5$ (modèle × cycle × angle) et une $3 \times 2 \times 5$ (modèle × test × angle) analyses de variance à mesures répétées (ANOVAs). Les effets des étirements cycliques sur les deux indices de raideur ont été caractérisés à l'aide de deux 5×1 (cycle) analyses de variance à mesures répétées (ANOVAs), alors que les effets des étirements statiques ont été analysés grâce à deux tests *t* de Student pour mesures répétées.

II.3.4.2. Résultats

Comme dans le CHAPITRE I.1.5, les coefficients de détermination (R^2) entre les données expérimentales et les trois modèles sont excellents (P2 : $R^2 = 0.996 \pm 0.002$, 0.996 – 1.000 ; P4 : $R^2 = 0.998 \pm 0.001$, 0.996 – 1.000 ; SK : $R^2 = 0.998 \pm 0.001$, 0.995 – 1.000) indiquant que les trois modèles s'ajustent parfaitement sur les relations couple-angle. Cependant, les ANOVAs indiquent que les valeurs de *RMA* calculées sont significativement différentes selon les modèles et les angles considérés ($P < 0.001$). Les différences entre les relations *RMA* - angle déterminées avec les trois modèles sont similaires à celles montrées dans le CHAPITRE I.1.5 et ne sont pas détaillées à nouveau dans cette partie.

Effets des étirements cycliques sur la RMA

Un effet principal du cycle ($P < 0.05$) est présent indiquant que la *RMA* est modifiée au cours du protocole d'étirements cycliques. L'interaction modèle × cycle ($P < 0.001$, Figure

II-4) montre que les modifications de *RMA* après étirements cycliques sont significativement différentes en fonction du modèle mathématique utilisé. La *RMA* moyennée sur l'amplitude de mouvement est modifiée entre le premier et le second cycle, alors que les cycles suivants n'ont aucune incidence ($P > 0.05$) sur ce paramètre (Figure II-4). La *RMA* calculée avec les modèles P2 et P4 augmente entre le premier et le second cycle respectivement de 3.3 % ($P < 0.05$) et 9.2 % ($P < 0.001$). Au contraire, la *RMA* calculée avec le modèle SK diminue entre le premier et le second cycle (-1.3 %, $P < 0.01$).

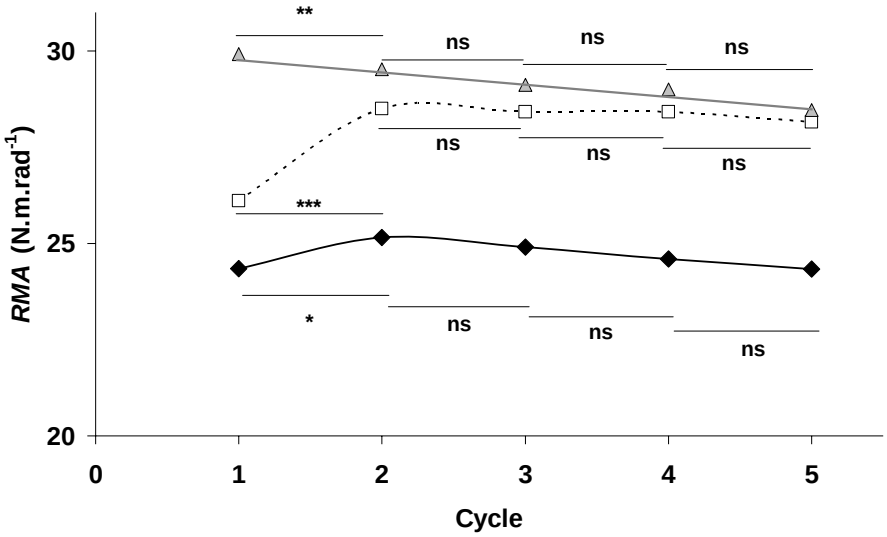


*Figure II-4 : Modifications au cours des cycles de la raideur musculo-articulaire passive (RMA) moyennée sur l'amplitude de mouvement et l'ensemble de la population. RMA calculée avec le modèle polynomial du second ordre (◆), le modèle polynomial du quatrième ordre (□) et le modèle de Sten-Knudsen (▲).ns : P > 0.05 ; * : P < 0.05 ; ** : P < 0.01 ; *** : P < 0.001. Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la figure.*

De plus, l'interaction modèle × cycle × angle ($P < 0.001$) indique que les modifications des relations *RMA*-angle au cours des cycles sont différentes en fonction du modèle considéré (Figure II-5). Entre le premier et le cinquième cycle, la *RMA* calculée avec les trois modèles est augmentée ($P < 0.001$) à 80% de l'*AAM* (RMA_{P2} : +11.2 ± 11.9 % ; RMA_{P4} : +22.9 ± 28.6 % ; RMA_{SK} : +11.7 ± 15.6 %). En revanche, les modifications de *RMA* aux autres angles articulaires sont différentes en fonction du modèle considéré (Figure II-5 A-, B- et C-). Ainsi, à 0% de l'*AAM,* la *RMA* calculée avec les modèles P2 et SK diminue ($P < 0.001$) alors qu'elle augmente ($P < 0.01$) avec le modèle P4 ; à 20% de l'*AAM,* la *RMA* diminue avec les modèles P2 ($P < 0.05$) et SK ($P < 0.001$) alors qu'elle est inchangée ($P > 0.05$) avec le modèle P4 ; à 40% de l'*AAM,* elle est inchangée ($P > 0.05$) avec les modèles P2 et P4 alors qu'elle diminue ($P < 0.001$) avec le modèle SK ; et enfin à 60% de l'*AAM,* elle augmente avec les

modèles P2 ($P < 0.01$) et P4 ($P < 0.001$) alors qu'elle est inchangée ($P > 0.05$) avec le modèle SK.

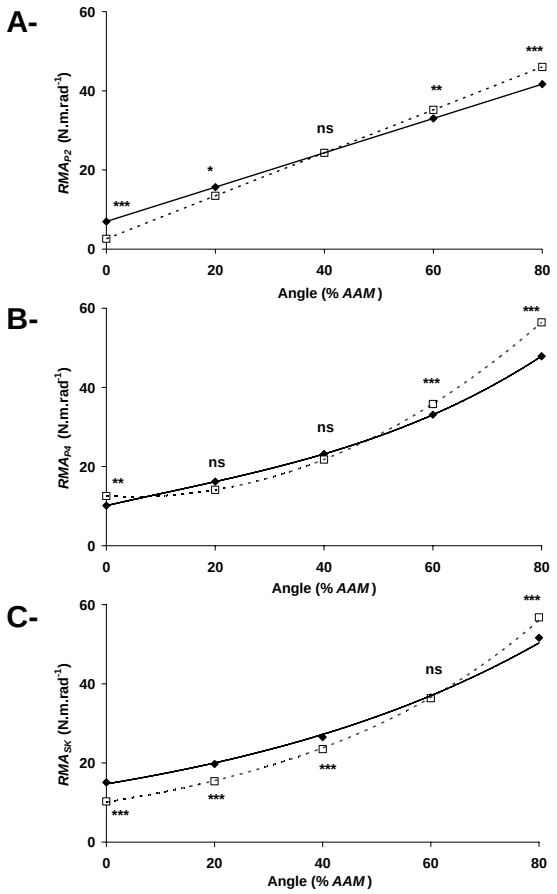


*Figure II-5 : Modifications après étirements cycliques de la raideur musculo-articulaire passive (RMA) moyennée sur l'ensemble des sujets en fonction de l'angle articulaire rapporté en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale (%AAM). RMA calculée A- avec le modèle polynomial du second ordre (RMA_{P2}) ; B- avec le modèle polynomial du quatrième ordre (RMA_{P4}) ; C- avec le modèle de Sten-Knudsen (RMA_{SK}). ◆ : RMA calculée lors du premier cycle ; □ : RMA calculée lors du second cycle. ns : $P > 0.05$; * : $P < 0.05$; ** : $P < 0.01$; *** : $P < 0.001$. Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la figure.*

Effets des étirements statiques sur la RMA

Un effet principal du test ($P < 0.01$) est présent indiquant que la *RMA* est diminuée après le protocole d'étirements statiques. Les interactions modèle × cycle et modèle × cycle × angle ne sont pas significatives ($P > 0.05$), indiquant que les modifications de *RMA* après étirements statiques ne sont pas significativement différentes en fonction du modèle mathématique utilisé. En revanche l'interaction test × angle ($P < 0.001$, Figure II-6)

indique que la modification de *RMA* est dépendante de l'angle considéré. La *RMA* diminue à tous les angles ($P < 0.01$) sauf à 0% de l'*AAM* ($P > 0.05$).

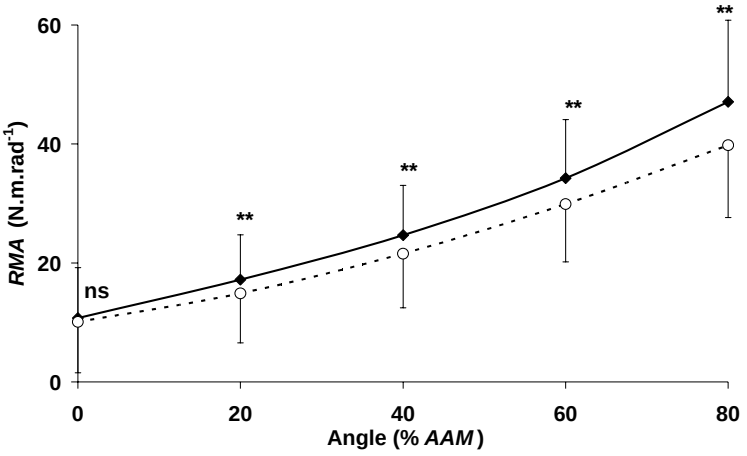


*Figure II-6 : Relations entre la raideur musculo-articulaire passive (RMA) moyenne et l'angle articulaire rapporté en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale (% AAM) avant (◆) et après (□) les étirements statiques. Les interactions modèle × test et modèle × test × angle n'étant pas significatives, les valeurs de RMA sont moyennées avec les trois modèles. ns : P > 0.05 ; ** : P < 0.01.*

Effets des étirements sur IR_{P2}

L'indice de raideur normalisé par rapport à l'angle (IR_{P2}) augmente au cours des étirements cycliques ($P < 0.01$). Cette augmentation n'est significative qu'entre les cycles 1 et 2 (Figure II-7-A). En revanche, IR_{P2} est diminué après les étirements statiques ($P < 0.01$, Figure II-7-B). Ces résultats sont cohérents avec ceux des Figure II-5-A et Figure II-6 puisqu'il semble évident que la pente de la relation *RMA* – angle augmente après les étirements cycliques, alors qu'elle diminue après les étirements statiques.

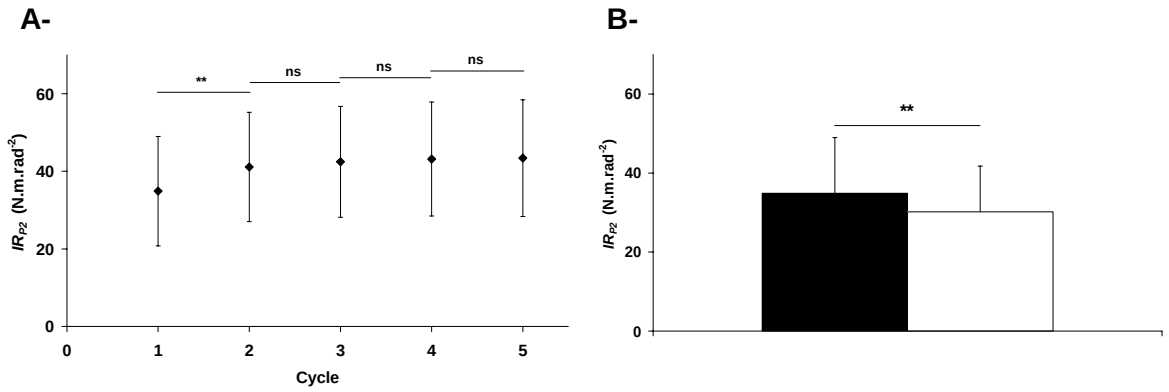


*Figure II-7 : Indice de raideur normalisé par rapport à l'angle (IR_{P2}) A- au cours des cinq cycles ; B- lors du pré-test (■) et du post-test (□). ns : P > 0.05 ; ** : P < 0.01.*

Effets des étirements sur IR_{SK}

L'indice de raideur normalisé par rapport au couple (IR_{SK}) augmente ($P < 0.01$) au cours des étirements cycliques. Cette augmentation n'est significative qu'entre les cycles 1 et 2 (Figure II-8-A). En revanche, IR_{SK} n'est pas modifié après les étirements statiques ($P > 0.05$, Figure II-8-B).

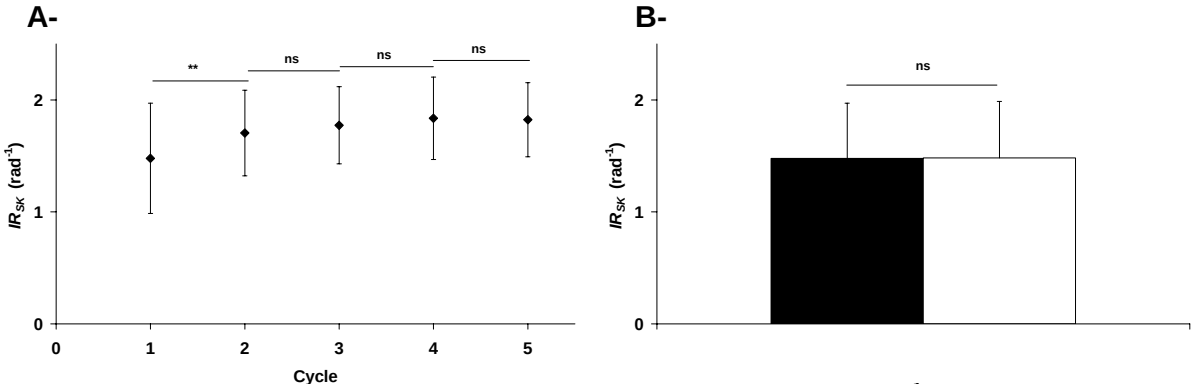


*Figure II-8 : Indice de raideur normalisé par rapport au couple (IR_{SK}) A- au cours des cinq cycles ; B- lors du pré-test (■) et du post-test (□). ns : P > 0.05 ; ** : P < 0.01.*

II.3.4.3. Discussion

Nos résultats montrent que les trois modèles permettent de déterminer des modifications de *RMA* similaires après les étirements statiques. La diminution de la *RMA* immédiatement après le protocole d'étirements statiques est en accord avec les résultats de Magnusson *et al.* (1996a) qui ont montré une diminution de *RMA* sur toute l'amplitude de mouvement après quatre étirements statiques de 90 s. En revanche, McNair *et al.* (2001) n'ont pas montré de modifications de *RMA* après différents protocoles d'étirements statiques. Les différences entre ces résultats sont difficilement explicables, sauf à considérer des différences de protocoles expérimentaux puisque cette dernière étude était réalisée sur l'articulation de la cheville, et que le temps passé à l'étirement était plus faible que dans notre étude (1 min *vs.* 3 min).

Les interactions modèle × cycle et modèle × cycle × angle montrent que les modifications de *RMA* induites par les étirements cycliques dépendent du modèle choisi. Ces résultats peuvent être expliqués par une modification, au cours du premier cycle, de l'allure de la relation couple – angle (Figure II-3-B) que les trois modèles ne sont pas capables de rapporter de manière similaire. Il est donc nécessaire d'être prudent s'agissant des modèles

mathématiques utilisés pour calculer la *RMA* et pour déterminer ses modifications à la suite de sollicitations spécifiques.

Néanmoins, quel que soit le modèle considéré, la *RMA* augmente au cours des cycles en fin d'amplitude de mouvement (Figure II-5). Ce résultat est en accord avec ceux de Magnusson *et al.* (1998). Il s'explique, à partir des relations couple-angle (Figure II-3-B), par une diminution de couple plus importante en début qu'en fin de l'amplitude de mouvement qui va induire une augmentation de la pente à la fin de la relation couple-angle. Cependant, la Figure II-5 montre que les étirements cycliques induisent également une diminution de la *RMA* calculée avec les modèles P2 et SK au début de l'amplitude de mouvement. Les disparités d'évolution de la RMA sur l'amplitude de mouvement indiquent qu'il est préférable de déterminer globalement la relation *RMA*-angle plutôt que la *RMA* à un angle donné comme l'ont fait de nombreux auteurs dans la littérature (*e.g.* Magnusson *et al.*, 1998; Riemann *et al.*, 2001). Ces résultats soulignent donc l'intérêt d'utiliser les indices de raideur qui décrivent les variations de *RMA* sur toute l'amplitude de mouvement.

Les deux indices de raideur (*IR*) augmentent après le premier cycle de mouvement. Les *IR* sont calculés comme la pente des relations *RMA*-angle et *RMA*-couple. Leurs évolutions respectives sont cohérentes avec les résultats de la Figure II-5. En effet, une augmentation de la *RMA* est constatée à la fin de l'amplitude de mouvement alors qu'elle a plutôt tendance à diminuer au début de cette amplitude. La diminution de l'indice de raideur normalisé par rapport à l'angle (IR_{P2}) indique que la *RMA* est globalement diminuée après les étirements statiques sur toute l'amplitude de mouvement (Figure II-5-A). En revanche, l'absence d'évolution de l'indice de raideur normalisé par rapport au couple (IR_{SK}) indique que cette diminution est concomitante avec la diminution du couple, et que la *RMA* calculée à un niveau de couple constant n'est pas modifiée.

II.3.5. Effets d'étirements passifs sur les propriétés dissipatives du complexe musculo-articulaire

II.3.5.1. Traitement des données

L'énergie emmagasinée (*E*, *i.e.* l'aire sous la courbe de charge), l'énergie restituée (*ER*, *i.e.* l'aire sous la courbe de décharge) et l'énergie dissipée (*ED i.e.* l'aire de l'hystérésis) ont été calculées pour les cinq étirements cycliques et le post-test. *ED* était divisée par *E* afin de calculer le coefficient de dissipation (*CD*) (II-4).

$$CD = \frac{ED}{E} = \frac{E - ER}{E} = 1 - \frac{ER}{E} \qquad \text{(II-4)}$$

Les effets des étirements cycliques sur le *CD* ont été analysés avec une 5 × 1 (cycle) analyse de variance à mesures répétées (ANOVAs), alors que les effets des étirements statiques ont été déterminés avec un test *t* de Student pour mesures répétées. Les modifications de *E* et *ER* ont été analysées sur les cycles pour lesquels une modification du *CD* est constatée..

II.3.5.2. Résultats

Coefficient de dissipation (CD)

Le coefficient de dissipation (*CD*) diminue au cours des cinq étirements cycliques (-17.8 ± 6.2 %, Figure II-9-A). La diminution est significative entre le premier et le second cycle ($P < 0.001$), alors qu'aucune modification significative n'est mise en évidence au cours des cycles suivants. Le *CD* n'est pas significativement modifié après les étirements statiques (Figure II-9-B).

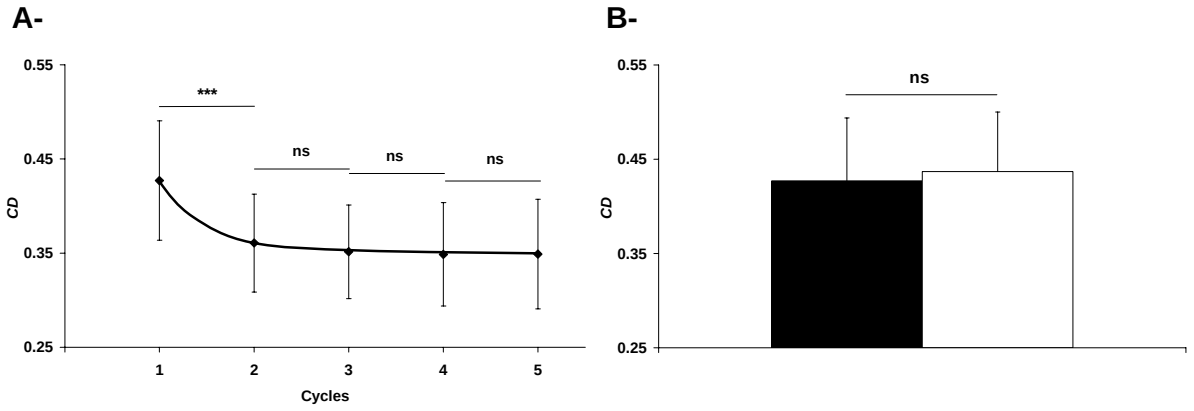


*Figure II-9 : A- Évolutions du coefficient de dissipation (CD) au cours des cinq cycles d'étirement ; B- CD avant (pré-test, ■) et après (post-test, □) les étirements statiques. ns :P > 0.05 , *** :P < 0.001*

Énergie emmagasinée (E) et énergie restituée (ER)

Le *CD* étant modifié à la suite du premier cycle, les analyses statistiques concernant les énergies emmagasinées (*E*) et restituée (*ER*) ne portent que sur les deux premiers cycles. Quatre tests *t* de Student pour mesures répétées ont été réalisés afin de déterminer les effets du premier cycle et des étirements statiques sur *E* et *ER*. *E* diminue après le premier cycle

(-12.2 ± 5.0 %, $P < 0.01$, Figure II-10-A) et après les étirements statiques (-15.7 ± 8.6 %, $P < 0.001$, Figure II-10-B). *ER* diminue également mais faiblement après le premier cycle (-1.7 ± 2.0 %, $P < 0.01$, Figure II-10-C) et plus fortement après les étirements statiques (-16.6 ± 9.4 %, $P < 0.001$, Figure II-10-D).

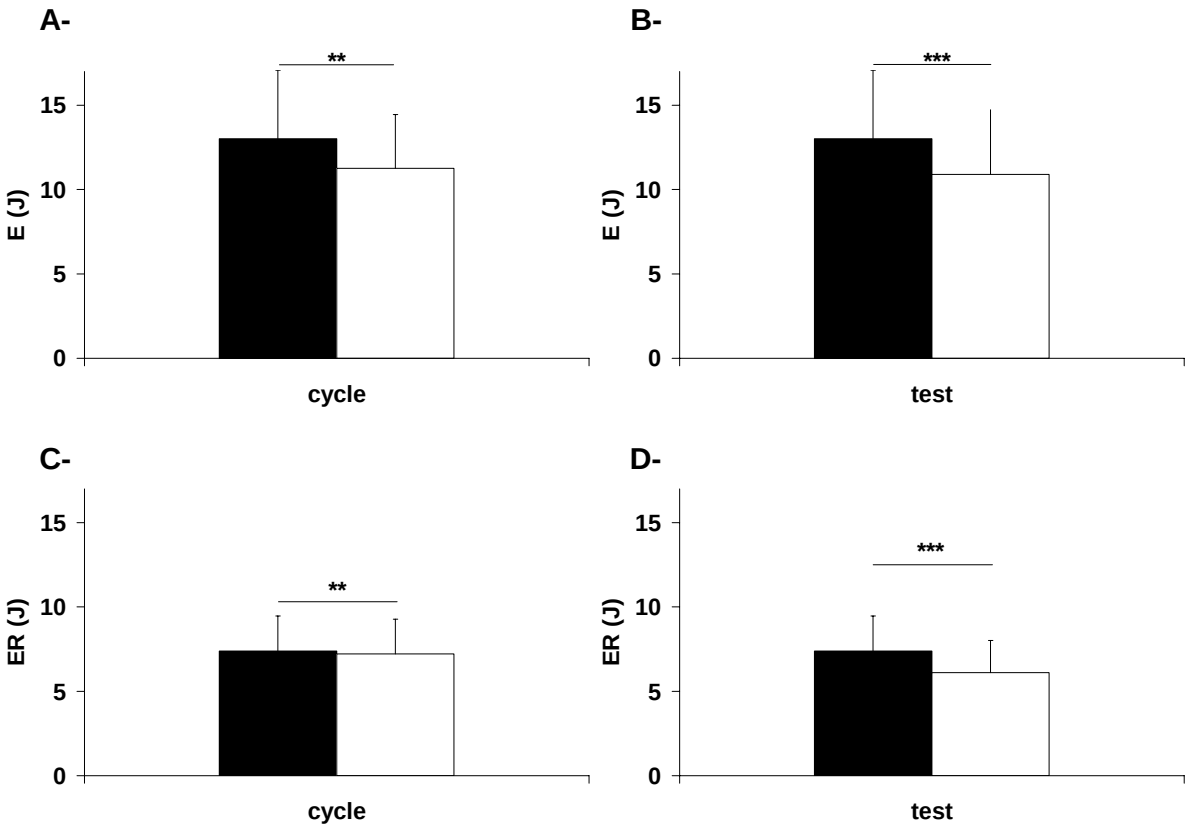


*Figure II-10 : A- Énergie potentielle élastique emmagasinée (E) lors du premier cycle (■) et du second cycle (□). B- E avant (■) et après (□) le protocole d'étirements statiques. C- Énergie potentielle élastique restituée (ER) lors du premier cycle (■) et du second cycle (□). D- ER avant (■) et après (□) le protocole d'étirements statiques. ** : P < 0.01, *** :P < 0.001*

II.3.5.3. Discussion

Nos résultats indiquent que le coefficient de dissipation (*CD*) diminue au cours du protocole d'étirements cycliques. Ce résultat est en accord avec ceux de Magnusson *et al.* (1998). Ainsi, la capacité du système à dissiper de l'énergie est diminuée après les cycles. De plus, les modifications sont significatives entre la première et la seconde répétition, alors que le *CD* n'est pas significativement différent entre les quatre autres cycles. Ces résultats sont similaires à ceux obtenus sur la *RMA* dans l'étude de Magnusson *et al.* (1998). McNair *et al.* (2001; 2002) ont également montré que la plupart des modifications induites par les étirements cycliques sont constatées après le premier cycle. Un résultat original de l'analyse

du *CD* a mis en évidence que ce coefficient n'est pas modifié après les étirements statiques, ce qui indique que notre protocole d'étirements statiques n'a pas d'incidence sur les propriétés dissipatives du système musculo-articulaire.

Les modifications du *CD* peuvent être interprétées en relation avec les énergies emmagasinée (*E*) et restituée (*ER*) lors des charges et décharges. Concernant les étirements statiques, la diminution du couple passif est importante à la fin de l'amplitude de mouvement (Figure II-3-A). Ainsi *E* et *ER* diminuent après le protocole d'étirements statiques. L'absence de modification du *CD* implique que le rapport entre *ER* et *E* n'est pas modifié (II-4). Ce constat est conforme à nos résultats puisque *E* diminue de 15.7 % et *ER* diminue de 16.6 %. En revanche au cours des étirements cycliques, le couple passif est peu modifié à la fin de l'amplitude de mouvement (Figure II-3-B). Ainsi, *E* diminue de 12.2 % après le premier cycle, alors que la diminution de *ER* n'était que de 1.7 %. Le rapport entre *ER* et *E* augmente donc après le premier cycle, ce qui explique la diminution du *CD* qui peut être exprimée comme un moins le rapport entre ER et E (II-4).

La dissipation d'énergie peut être due à la présence de viscosité ou de frottement (CHAPITRE I.1.4), et de fait la diminution du *CD* au cours des cycles de mouvement peut être interprétée, soit par une diminution de la viscosité, soit par une diminution du frottement. Afin de discuter de ce type de modification, l'incidence des étirements cycliques sur la dépendance à la vitesse du comportement de l'articulation (et donc la viscosité) sera déterminée par la suite (CHAPITRE II.4). Par ailleurs, l'absence de modification du *CD* après les étirements statiques montre que les propriétés dissipatives ne sont pas modifiées par les étirements statiques. Les mécanismes impliqués dans les adaptations induites par ce type d'étirements sont donc indépendants de la viscosité et du frottement. Ce résultat peut être mis en parallèle avec celui du CHAPITRE II.3.6 qui montre que les allures des relations couple-angle sont similaires avant et après les étirements statiques. Il semble donc que ces étirements statiques ont peu d'incidence sur les propriétés mécaniques intrinsèques du CMA. Les modifications mises en évidence dans ce chapitre pourraient alors être expliquées uniquement par une augmentation transitoire de la longueur des muscles (Taylor *et al.*, 1990). *In vivo*, cette augmentation se traduirait par un décalage vers la droite des relations couple-angle passives après les étirements. Cette hypothèse est envisagée dans le paragraphe suivant.

II.3.6. Détermination d'un décalage potentiel des relations couple-angle après des étirements passifs

II.3.6.1. Traitement des données

Nous souhaitons étudier dans cette partie les décalages potentiels des relations couple-angle entre le cinquième et le premier cycle du pré-test (effet des étirements cycliques), puis entre les premiers cycles pré- et post-test (effet des étirements statiques). Pour ce faire, le modèle de Sten-Knudsen modifié (SK), utilisé dans le CHAPITRE I.1.5, a été ajusté sur les trois relations couple-angle considérées, et le décalage des relations couple-angle a été déterminé en adaptant la méthode proposée par Weir *et al.* (2005) (Figure II-11-A et Figure II-13-A). Brièvement, la plage de couple commune aux deux relations était caractérisée (ΔCouple). Un angle était déterminé à un niveau de couple donné sur la courbe d'origine (θ_1) ainsi que sur la courbe décalée (θ_2). Weir *et al.* (2005) ont considéré que le décalage de la relation couple-angle correspond à la différence θ_2-θ_1. Néanmoins, ce décalage déterminé pour un niveau de couple n'est pas nécessairement représentatif des décalages de l'ensemble de la relation. Aussi, dans notre étude, ce calcul a été répété pour 50 valeurs de couple équidistantes sur la plage ΔCouple. La moyenne des 50 valeurs de décalage calculées représentait alors le décalage moyen entre les deux relations ($\Delta\theta$).

Puis, les relations couple-angle et *RMA*-angle du cycle 5 du pré-test et du cycle 1 du post-test étaient recalées de $\Delta\theta$, et comparées aux relations couple-angle et couple-*RMA* du cycle 1 du pré-test. L'erreur RMS entre les relations d'origine et recalée a été calculée à partir de l'équation (II-5) afin de calculer une erreur absolue moyenne sur l'ensemble de la relation. Des analyses de variance à mesures répétées (test × angle) ont été réalisées pour comparer les relations couple-angle et *RMA*-angle du cycle 1 du pré-test avec les courbes recalées (cycle 5 du pré-test et cycle 1 du post-test).

$$erreurRMS = \sqrt{\frac{1}{\theta_b - \theta_a}\int_{\theta_a}^{\theta_b} erreur^2 d\theta} \qquad \text{(II-5)}$$

Où *erreur* représente la différence entre le couple expérimental et le couple recalé pour un angle donné. θ_a et θ_b sont les limites de la plage articulaire considérée.

II.3.6.2. Résultats

Étirements cycliques

Un exemple de recalage de la relation couple-angle passive concernant les effets des étirements cycliques est présenté sur la Figure II-11. Après recalage, les courbes du cycle 1 et du cycle 5 recalée sont assez nettement différentes, ce qui correspond à la tendance observée pour l'ensemble des sujets.

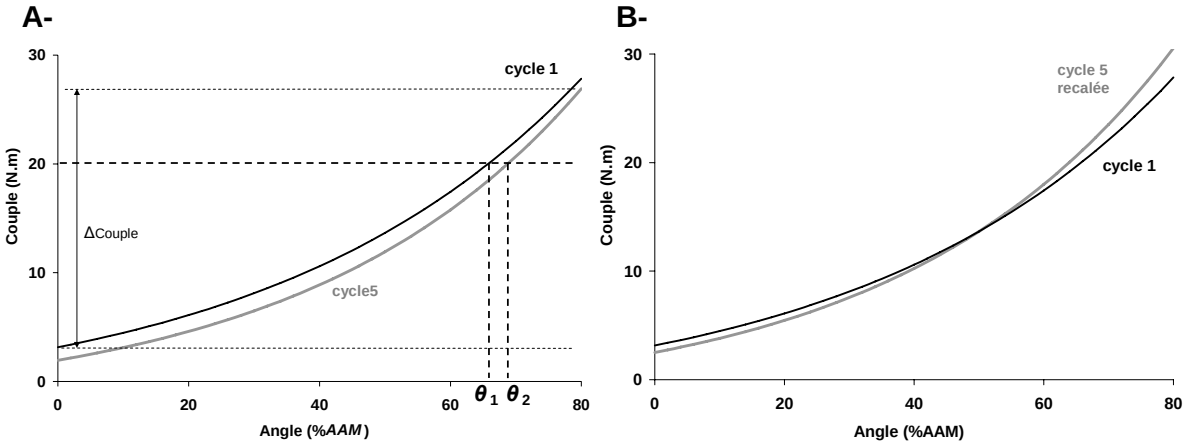


Figure II-11 : Exemple typique (pour un sujet) de recalage entre le premier (—) et le cinquième cycle (—) des relations couple passif - angle articulaire (en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale, % AAM). A- Méthode de calcul du décalage de la relation du cycle 5. L'angle correspondant à un niveau de couple donné (ici 20 N.m) était repéré sur la courbe du cycle1 (θ_1) et du cycle 5 (θ_2). Cette procédure était répétée pour 50 niveaux de couple répartis de manière équidistante sur la plage de couple commune aux deux courbes (ΔCouple). Le décalage de la relation couple-angle (Δθ) correspondait à la moyenne des différences entre θ_2 et θ_1 obtenues à tous les niveaux de couple. B- Relations du cycle 5 décalée de Δθ et du cycle 1.

Pour tous les sujets, un décalage vers la droite entre les relations couple-angle du cycle 1 du cycle 5 a été observé ($\Delta\theta$ = 0.095 ± 0.039 rad, 0.028 - 0.129 rad ; $\Delta\theta$ = 5.5 ± 2.2°, 1.61 - 7.97°). L'erreur RMS moyenne est de 1.28 ± 0.62 N.m (0.62-2.42 N.m). Les relations couple-angle moyennées pour tous les sujets sont présentées sur la Figure II-12. Comme observé dans le CHAPITRE II.3.3, le couple passif diminue sur toute l'amplitude de mouvement entre le cycle 1 et le cycle 5 (Figure II-14-A). Le couple passif est significativement différent ($P < 0.05$) entre la courbe du cycle 1 et la courbe du cycle 5 recalée au début (0-26% *AAM*) et à la fin (66-80% *AAM*) de l'amplitude de mouvement (Figure II-14-B). Le recalage des relations couple-angle ne permet donc pas de rendre compte des modifications du couple au cours des étirements cycliques. Les effets du recalage de la relation *RMA*-angle du cycle 5 ne sont donc pas présentés.

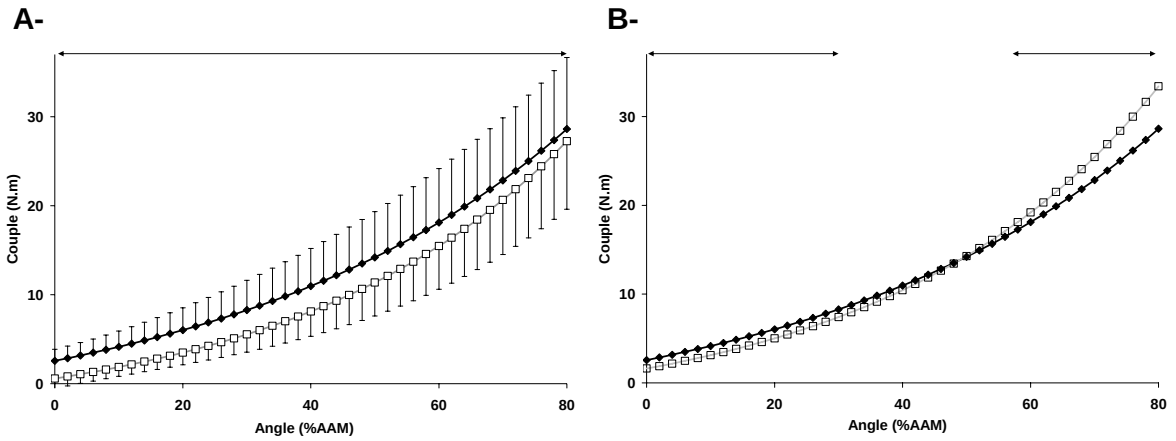


Figure II-12 : Relations moyennées entre le couple passif et l'angle articulaire (en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale, % AAM). A- Relations obtenues au cycle 1 (◆) et au cycle 5 (□) du pré-test. B- Relations du cycle 1 (◆) et du cycle 5 décalée d'un angle articulaire Δθ (○) ; ←→ : différence significative (P < 0.05) ; Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la figure.

Étirements statiques

Un exemple de recalage concernant les effets des étirements statiques est présenté sur la Figure II-13. Après recalage, les courbes sont confondues, ce qui correspond à la tendance observée chez tous les sujets.

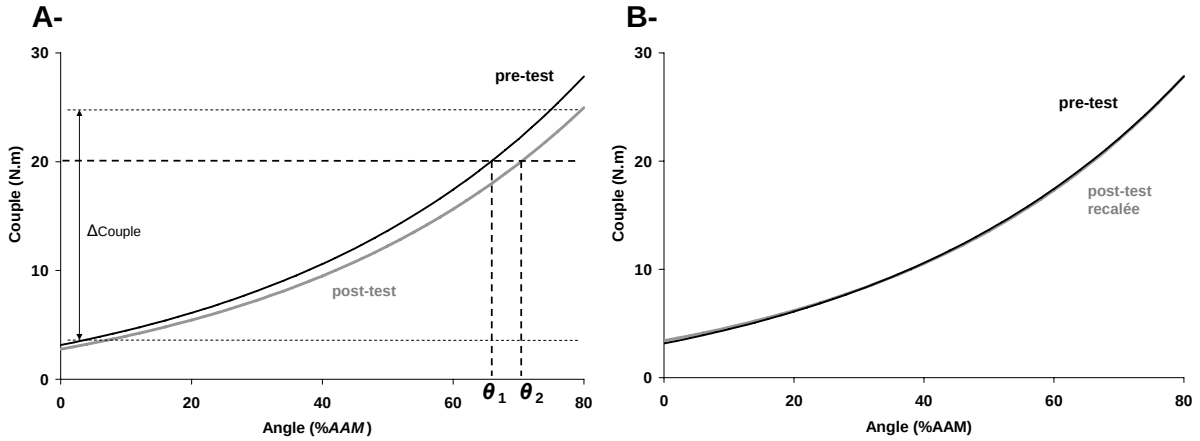


Figure II-13 : Exemple typique (pour un sujet, le même que celui de la Figure II-11) de recalage entre le premier cycle du pré- (—) et du post-test (▬) des relations couple passif - angle articulaire (en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale, % AAM). A- Méthode de calcul du décalage de la relation du post-test (procédure identique à celle décrite Figure II-11). B- Relations du premier cycle du pré-test et du post-test décalée de Δθ. La courbe recalée du post-test est parfaitement superposée avec la relation du pré-test.

Le décalage moyen entre les relations couple-angle du pré- et du post-test est de 0.091 rad (5.2°) ($\Delta\theta$ = 0.091 ± 0.080 rad, 0.011-0.239 rad ; $\Delta\theta$ = 5.2 ± 4.6°, 0.6 ± 13.7°). Pour tous les sujets, l'erreur RMS entre les relations couple-angle du pré test et du post test décalée de $\Delta\theta$ est plus faible que pour les effets des étirements cycliques (0.33 ± 0.25 N.m, 0.11-0.84 N.m), et les deux relations couple-angle passives moyennes sont confondues pour le cycle 1 et le cycle 5 recalée. De la même manière qu'au CHAPITRE II.3.3, le couple passif diminue sur toute l'amplitude de mouvement après les étirements statiques (Figure II-14-A). Aucune différence significative n'est constatée entre la relation couple-angle du post-test décalée $\Delta\theta$ et la relation couple-angle du pré-test, et les relations sont parfaitement superposées (Figure II-14-B).

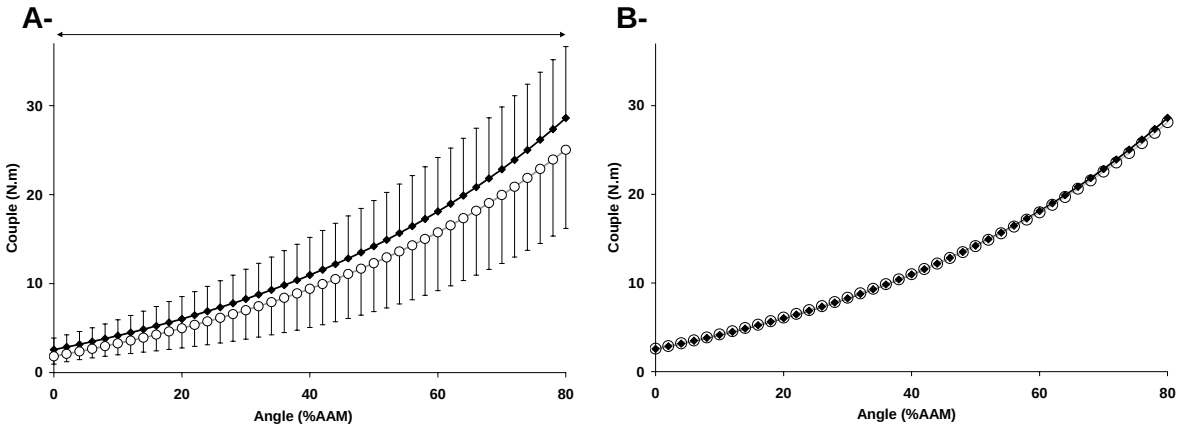


Figure II-14 : Relations moyennées entre le couple passif et l'angle articulaire (en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale, % AAM). A- Relations obtenues en pré- (◆) et post (□) test.←→ : différence significative (P < 0.05). B- Relations du pré-test (◆) et du post test décalée d'un angle articulaire Δθ (○) ; aucune différence significative n'est constatée entre les deux courbes. Les écarts types ne sont pas tracés pour des raisons de lisibilité de la figure.

Comme observé au CHAPITRE II.3.4, la raideur musculo-articulaire passive calculée avec le modèle de Sten-Knudsen modifié (RMA_{SK}) diminue significativement sur toute l'amplitude de mouvement ($P < 0.05$) après les étirements statiques (Figure II-15-A). Par ailleurs, aucune différence significative n'est observée entre la relation RMA_{SK} -angle du post-test décalée de $\Delta\theta$ et la relation RMA_{SK}-angle du pré-test (Figure II-15-B).

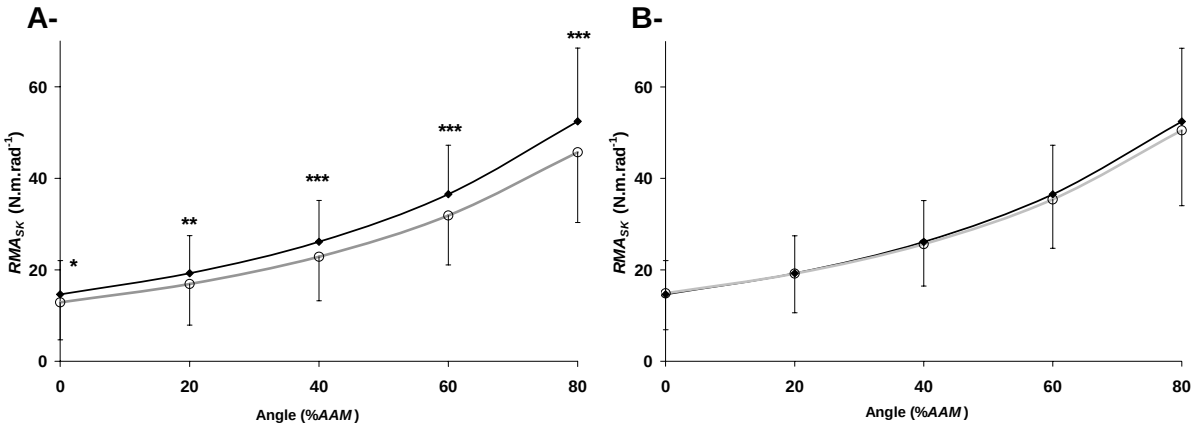


*Figure II-15 : Relations moyennées entre la raideur musculo-articulaire passive calculée avec le modèle de Sten-Knudsen modifié (RMA_{SK}) et l'angle articulaire (en pourcentage de l'amplitude articulaire maximale, % AAM). A- Relations obtenues lors des premiers cycles du pré- (◆) et post (□) test. * : P < 0.05 ; ** : P < 0.01 ; *** : P < 0.001. B- Relations du pré-test (◆) et du post-test décalée d'un angle articulaire déterminé avec la procédure décrite précédemment (○). Aucune différence significative n'est constatée entre les deux courbes.*

II.3.6.3. Discussion

A notre connaissance, seuls Weir *et al.* (2005) se sont intéressés à la quantification d'un décalage d'une relation couple-angle passive à la suite d'un protocole d'étirements statiques. Les résultats de cette étude montrent que dix minutes d'étirements statiques des fléchisseurs plantaires induisent un décalage de 0.10 rad (6°) mesuré à 0.35 rad (20°) de flexion dorsale. Néanmoins, dans cette étude le décalage n'a été mesuré qu'à un seul angle articulaire, ce qui ne permet pas d'extrapoler le décalage pour l'ensemble de la relation couple-angle. Nos résultats montrent qu'un décalage moyen de 0.091 rad (5.2°) des relations couple-angle permet parfaitement de rendre compte des modifications du couple passif sur toute l'amplitude de mouvement après les trois minutes d'étirements statiques des ischio-jambiers. En revanche, un décalage de la relation couple-angle ne permet pas de décrire les modifications à la suite des étirements cycliques. La Figure II-11-B et la Figure II-12-B confirment en effet le constat du CHAPITRE II.3.2 : l'allure de la relation couple-angle est modifiée au cours des cycles. Cette modification s'explique par une diminution du couple passif qui est plus importante au début qu'à la fin de l'amplitude de mouvement (Figure II-2). Ces résultats montrent que les propriétés mécaniques intrinsèques du système sont modifiées par les étirements cycliques, et ces modifications se manifestent également par une diminution du coefficient de dissipation (Figure II-9).

Le décalage de la relation couple-angle de 0.091 rad (5.5°) en moyenne à la suite des étirements statiques témoignerait d'une augmentation de la longueur de repos des muscles. L'augmentation de la longueur du muscle au cours d'un protocole d'étirements statiques a déjà été mise en évidence sur le muscle isolé (Taylor *et al.*, 1990). Un fluage viscoélastique des structures musculo-tendineuses expliquerait alors cette augmentation de longueur (Gajdosik, 2001; Taylor *et al.*, 1990). A notre connaissance, une seule étude a réalisé un essai de fluage *in vivo* sur un CMA. Yeh *et al.* (2005) ont en effet montré que le maintien d'un couple constant appliqué aux fléchisseurs plantaires en condition passive pendant 30 minutes induit une augmentation de l'angle articulaire de 0.07 rad (4°). Il est toutefois délicat de comparer ces résultats avec ceux de notre étude puisque le protocole réalisé, le groupe musculaire étudié et la population (patients atteints de spasticité hypertonique) sont différents dans chacune de ces études.

La *RMA* calculée dans les études précédentes de ce manuscrit représente une « raideur apparente » du système. La raideur intrinsèque d'un matériau (*e.g.* module d'Young, équation (I-13)) peut être déterminée comme la pente de la relation entre la contrainte et la déformation (*e.g.* Mandel, 1969; Persoz, 1960). La déformation est calculée comme la longueur normalisée par la longueur de repos (équation (II-6)).

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \qquad \text{(II-6)}$$

ε : déformation ; L : longueur ; L_0 : longueur de repos

Dans notre étude, le recalage des relations couple-angle revient à réaliser une opération similaire à une normalisation par rapport à l'angle d'équilibre. La *RMA* calculée sur une relation couple-angle recalée peut donc être interprétée comme une raideur intrinsèque du système. Nos résultats montrent que la *RMA* n'est pas significativement différente entre avant et après les étirements statiques lorsqu'elle est calculée sur la relation couple-angle recalée. Ce résultat est en accord avec celui concernant l'indice de raideur normalisé par rapport au couple (IR_{SK}) qui n'est pas modifié après les étirements statiques (Figure II-8). Il témoigne des diminutions concomitantes de la *RMA* et du couple passif. Les propriétés mécaniques intrinsèques des structures impliquées lors de la mobilisation passive de l'articulation ne seraient donc pas modifiées après les étirements statiques. Afin de vérifier cette hypothèse, nous utiliserons l'élastographie impulsionnelle pour déterminer comment évolue la raideur locale du muscle après un protocole d'étirements statiques.

II.3.7. Conclusions

Nos résultats montrent que certaines propriétés du CMA passif décrites dans le CHAPITRE I.1 sont modifiées immédiatement après les protocoles d'étirements statiques et cycliques. Les modifications observées dans ce contexte sont toutefois différentes après les deux protocoles d'étirements réalisés. Notre protocole d'étirements cycliques induit une diminution du couple passif, principalement au début de l'amplitude de mouvement (Figure II-2-B), une augmentation de la *RMA* à la fin de l'amplitude de mouvement et une diminution du *CD*. La diminution du *CD* implique que les propriétés dissipatives du CMA passif sont modifiées lors de cycles de charge/décharge. Nous avons vu que cette dissipation d'énergie peut être expliquée par la présence combinée de frottement et de viscosité. Aussi, à partir d'étirements réalisés à différentes vitesses (CHAPITRE I.1.4), la prochaine étude visera à déterminer le rôle du frottement et de la viscosité dans la diminution de la dissipation d'énergie induite par les étirements cycliques.

Après notre protocole d'étirements statiques le couple passif et la *RMA* diminuent, alors que le *CD* n'est pas modifié. Nous avons alors montré qu'un décalage vers la droite des relations couple-angle permet d'expliquer les modifications du couple passif. Ce type de modification transitoire peut être interprété comme une augmentation de la longueur de repos des muscles croisant l'articulation. Les propriétés mécaniques intrinsèques des tissus croisant l'articulation ne seraient alors pas modifiées. Afin de tester cette hypothèse, la dernière étude de ce chapitre aura pour objet de caractériser l'incidence d'un protocole d'étirements statiques sur la raideur musculaire locale déterminée par élastographie impulsionnelle.

II.4. Dépendance à la vitesse d'étirement des modifications des propriétés dissipatives induites par les étirements cycliques

II.4.1. Introduction

La dissipation d'énergie par le complexe musculo-articulaire (CMA) peut être modélisée par la présence de viscosité et/ou de frottement (Esteki et Mansour, 1996). Il peut être considéré que si la dissipation d'énergie est indépendante de la vitesse de sollicitation, elle est causée uniquement par du frottement. En revanche, si une relation linéaire avec une ordonnée à l'origine nulle est mise en évidence entre la quantité d'énergie dissipée et la vitesse, le comportement peut être considéré comme Newtonien et la dissipation peut uniquement être expliquée par la viscosité (Esteki et Mansour, 1996; Mandel, 1969; Persoz, 1960). Dans le CHAPITRE I.1.4, nous avons montré que la relation entre la dissipation d'énergie par le CMA en condition passive et la vitesse d'étirement peut être modélisée par une droite ayant une ordonnée à l'origine non nulle, ce type de comportement mécanique étant classiquement modélisé par l'association du frottement et de la viscosité linéaire.

Nous avons également montré que les propriétés dissipatives du CMA sont modifiées lors de cinq étirements cycliques. Cette adaptation pourrait donc être attribuable au frottement et/ou à la viscosité. Aussi, l'objectif de cette étude est de déterminer les effets d'étirements cycliques réalisés à différentes vitesses afin de déterminer les implications relatives du frottement et de la viscosité dans les modifications induites par les étirements cycliques.

II.4.2. Matériels et méthodes

Cette étude a été réalisée au cours de la même expérimentation que celle décrite au CHAPITRE I.1.4. La méthodologie utilisée sera donc brièvement décrite.

Sujets

Dix sujets masculins sains (âge : 25.4 ± 3.0 ans, taille : 182.4 ± 7.5 cm, poids : 76.6 ± 8.1 kg) ont participé volontairement à cette étude.

Matériels

Le dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), piloté par le logiciel system 3 research toolkit (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé pour cette étude et a permis la mesure du couple de force produit par

l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire du genou (θ) et de la vitesse angulaire (ω). La position imposée aux sujets est décrite sur la Figure I-19 (CHAPITRE I.1.4). Les sujets étaient assis sur le dynamomètre et leur cuisse droite était surélevée afin de placer l'angle tronc-cuisse à 1.05 rad (60°).

Afin de vérifier que les muscles étaient bien mobilisés en condition passive lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des ischios-jambiers était mesurée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires (Delsys DE 02.3, Delsys Inc, Boston, USA) placées sur les muscles *semitendinosus* et *biceps femoris* avec une distance inter-électrodes de 10 mm.

Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été échantillonnés à 1000 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Bagnoli 16, Delsys Inc, Boston, USA). Les données étaient enregistrées directement, *via* le logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys Inc, Boston, USA) et stockées pour un traitement ultérieur. Les signaux EMGs étaient également visualisés en temps réel par l'expérimentateur et le sujet.

Design expérimental

Le design expérimental est présenté sur la Figure I-20 (CHAPITRE I.1.4). L'amplitude articulaire maximale (*AAM*) était tout d'abord déterminée, puis les sujets étaient familiarisés avec les différents tests. Une pause de dix minutes était alors respectée avant de débuter les tests. Les sujets réalisaient ensuite 5 cycles de charge-décharge à 0.087, 0.52, 1.05, 1.57, 2.09 rad.s^{-1} (5, 30, 60, 90, 120°.s^{-1}) dans un ordre randomisé jusqu'à 80% de l'*AAM*. Une pause de cinq minutes était respectée entre chaque vitesse testée.

Traitement des données

Seuls les premier et cinquième cycles pour chaque vitesse ont été analysés dans cette étude. Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés écrits spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Le couple était corrigé de l'inertie due à la jambe à partir de mesures anthropométriques réalisées sur les sujets (Zatsiorski, 1998), puis de l'inertie du bras de levier du dynamomètre.

Afin de ne pas prendre en compte les phases de décélérations, les 0.175 rad (10°) initiaux et finaux de chaque phase de mouvement (charge et décharge) ont été exclus des analyses. Puis, pour chaque vitesse, les énergies potentielles élastiques emmagasinée (E) et restituée (ER) ont été calculées comme les aires sous les relations couple-angle

respectivement lors de la charge et de la décharge. Le coefficient de dissipation (*CD*) a alors été calculé à partir de l'équation (*II-4*).

Les données EMGs ont été traitées conformément à la procédure décrite par Gajdosik *et al.* (2005a) (CHAPITRE I.1.4.2) afin de vérifier que la valeur de *RMS-EMGs* obtenue était inférieure à 1% de la valeur obtenue pour chaque muscle lors de la contraction maximale isométrique.

Analyses statistiques

Après avoir vérifié que les différents paramètres suivaient la loi normale (test de Kolmogorov-Smirnov), des tests statistiques paramétriques étaient réalisés avec le logiciel Statistica® (Statsoft, Inc, Tulsa, USA).

Les modifications de *E* et *CD* ont été analysées à l'aide de deux 2×5 (répétition × vitesse) analyses de variance à mesures répétées (ANOVAs). De plus, les relations entre *E*, *CD* et la vitesse ont été analysées pour chaque sujet. Une relation linéaire a été ajustée sur chacune des relations obtenues pour le premier et le cinquième cycle (CHAPITRE I.1.4). Les valeurs du coefficient directeur (*a*) et de l'ordonnée à l'origine (*b*) ont été comparées entre le premier et le cinquième cycle à l'aide de deux tests *t* de Student.

Des analyses *post-hoc* de Newman-Keuls étaient réalisées lorsque cela s'avérait nécessaire. Le niveau de significativité était fixé à $P < 0.05$. Les résultats sont présentés sous la forme de moyenne ± écart type, les plages de variation sont sous la forme minimum – maximum.

II.4.3. Résultats

Trois sujets ont été exclus pour le traitement des données en raison de niveaux d'activité EMGs des ischio-jambiers trop élevés au cours du premier cycle (deux sujets) et du cinquième cycle (un sujet). Les résultats présentés ont donc été obtenus à partir de l'analyse des sept sujets restants.

Les effets principaux de la vitesse ($P < 0.001$), de la répétition ($P < 0.001$) et l'interaction répétition × vitesse ($P < 0.01$) sont significatifs pour *E* (Figure II-16-A). De la même manière que dans le CHAPITRE I.1.4, *E* augmente avec la vitesse d'étirement. De plus, à toutes les vitesses, E est inférieure ($P < 0.001$) lors du premier cycle par rapport au second cycle. La pente de la relation entre *E* et la vitesse d'étirement diminue légèrement ($P < 0.05$, Tableau II-2), et l'ordonnée à l'origine diminue nettement pour tous les sujets ($P < 0.001$, Tableau II-2).

Le *CD* augmente avec la vitesse d'étirement ($P < 0.001$, Figure II-16-B), et diminue entre le premier et le cinquième cycle ($P < 0.001$). L'interaction répétition × vitesse n'est pas significative ($P > 0.05$), indiquant que la dépendance à la vitesse du *CD* est similaire lors du premier et du cinquième cycle. De plus, la pente de la relation entre le *CD* et la vitesse d'étirement n'est pas significativement modifiée ($P > 0.05$) entre le premier et le cinquième cycle, alors que l'ordonnée à l'origine diminue ($P < 0.001$) (Tableau II-2).

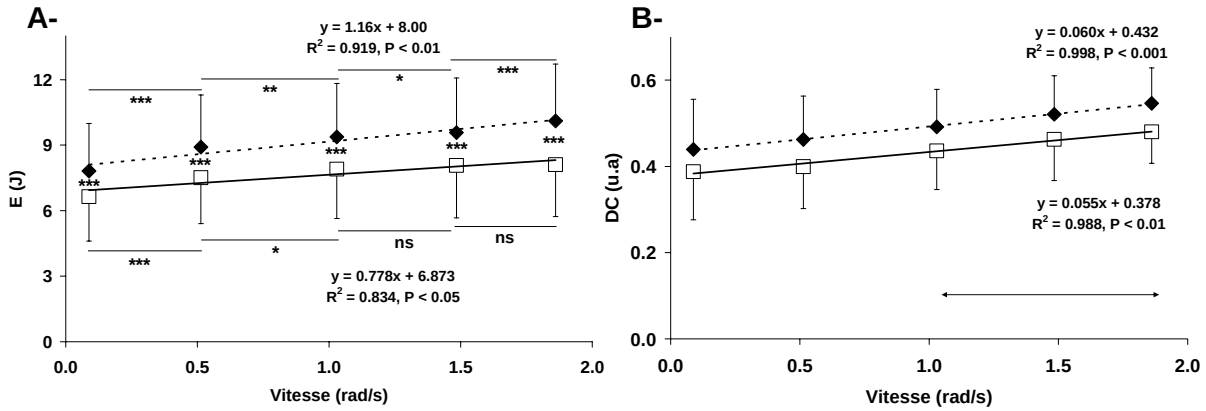


*Figure II-16 : A- Relations entre la vitesse moyenne et l'énergie emmagasinée (E). *** : P < 0.001 ; ** : P < 0.01 ; * : P < 0.05 ; ns : P > 0.05. B- Relations entre la vitesse moyenne et le coefficient de dissipation (CD).* ←→ *: significativement différent de la vitesse la plus faible (P < 0.01).* ◆ *: premier cycle ;* □ *: cinquième cycle.*

Tableau II-2 : pentes (a), ordonnée à l'origine (b) et coefficient de détermination (R^2) des relations entre l'énergie emmagasinée (E), le coefficient de dissipation (CD) et la vitesse d'étirement.

	E						CD					
Sujet	a (J.s.rad^{-1})		b (J)		R^2		a (s.rad^{-1})		b (u.a.)		R^2	
	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post	pre	post
1	1.55	1.30	8.55	6.95	0.97	0.86	0.044	0.036	0.468	0.410	0.94	0.85
2	0.57	0.34	4.36	3.42	0.58	0.39	0.022	0.017	0.635	0.579	0.63	0.34
3	1.99	0.84	6.92	6.31	0.99	0.87	0.136	0.092	0.311	0.297	0.93	0.89
4	0.75	0.44	7.70	6.83	0.83	0.48	0.064	0.071	0.347	0.289	0.99	0.99
5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6	1.08	0.93	9.98	8.44	0.55	0.67	0.073	0.077	0.441	0.386	0.98	0.99
7	1.01	0.80	10.52	9.26	0.74	0.80	0.058	0.062	0.322	0.252	0.91	0.95
8	1.12	1.15	8.21	7.06	0.91	0.99	0.024	0.030	0.503	0.438	0.89	0.80
moyenne	1.15	0.83	8.03	6.90	0.80	0.72	0.060	0.055	0.432	0.379	0.90	0.83
ecart type	0.48	0.35	2.05	1.85	0.18	0.22	0.039	0.028	0.117	0.112	0.12	0.23
P	0.0323		0.0001				0.2393		0.0001			

II.4.4. Discussion

Nos résultats montrent clairement que la relation entre le *CD* et la vitesse d'étirement est décalée vers le bas sans modification de sa pente. Nous avons montré dans le CHAPITRE

I.1.4 le fait que la dissipation d'énergie par le système musculo-articulaire peut être modélisée par l'association d'un frottement et d'une viscosité linéaire. Cela implique que la pente de la relation entre le *CD* et la vitesse d'étirement est due à la viscosité, alors que l'ordonnée à l'origine est attribuable au frottement. Les résultats de cette étude indiquent donc que les adaptations au cours des étirements cycliques peuvent être modélisées plutôt par une modification du frottement. La diminution de la dissipation d'énergie étant indépendante de la vitesse d'étirement, la viscosité ne semble en effet pas jouer un rôle significatif dans les modifications induites par les étirements cycliques. La thixotropie étant mise en évidence par une diminution de la viscosité au cours de chargements (Barnes, 1997; Persoz, 1960), un comportement mécanique thixotrope ne peut donc *a priori* pas expliquer les modifications constatées dans notre étude.

II.5. Effets d'étirements statiques sur la raideur musculaire déterminée par élastographie impulsionnelle

II.5.1. Introduction

La caractérisation des propriétés mécaniques passives du CMA a permis de déterminer l'incidence de protocoles d'étirements cycliques et statiques. Concernant les étirements cycliques, une modification de l'allure des relations couple-angle et des propriétés dissipatives a été mise en évidence. En revanche, en ce qui concerne les étirements statiques, nos résultats ont montré que les propriétés dissipatives sont inchangées, alors que le couple passif et la *RMA* diminuent sur toute l'amplitude de mouvement. De plus, les allures des relations couple-angle ne sont pas modifiées, mais ces relations sont décalées vers la droite. Une augmentation de la longueur des ensembles muscle-tendon croisant l'articulation permettrait d'expliquer ces résultats indiquant implicitement que les propriétés mécaniques intrinsèques des structures impliquées ne sont pas modifiées. Cette hypothèse n'a cependant, à notre connaissance, jamais été testée *in vivo*.

Nous avons montré dans le CHAPITRE I.2.3 que l'élastographie impulsionnelle permet de caractériser une raideur musculaire locale (*RML*) passive reproductible au repos. La *RML* mesurée est une raideur de cisaillement transversale du muscle qui est corrélée au couple développé par le CMA lors d'un étirement passif. De plus, certains auteurs ont montré qu'il s'agit d'un paramètre sensible aux modifications de raideur du muscle (Catheline, 1998; Dresner *et al.*, 2001; Gennisson, 2003; Heers *et al.*, 2003). Aussi, le but de cette étude est de caractériser l'incidence d'un protocole d'étirement statique sur la *RML* d'un muscle fléchisseur plantaire mesurée avec l'élastographie impulsionnelle.

II.5.2. Matériels et méthodes

Cette étude a été réalisée au cours de la même expérimentation que celle décrite au CHAPITRE I.2.3. La méthodologie utilisée est donc brièvement décrite.

Sujets

Neuf sujets masculins sains (âge : 25 ± 3 ans, taille : 183.5 ± 7.5 cm, poids : 75.3 ± 8.3 kg) ont participé volontairement à cette étude.

Matériels

Un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), piloté par le logiciel system 3 research toolkit (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé pour cette étude et permettait la mesure du couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire de la cheville (θ) et de la vitesse angulaire (ω). Les sujets étaient allongés sur le ventre, et leur jambe droite était en extension complète. L'axe de rotation du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation approximé de la cheville dans le plan sagittal. L'angle de référence (0 rad) de la cheville correspondait au pied perpendiculaire à la jambe, les angles définis positifs correspondant à une flexion dorsale. Tous les tests débutaient à un angle de -0.35 rad (-20°). Le palpeur acoustique (Sandrin *et al.*, 2002) était placé sur le ventre du *gastrocnemius medialis* 1 cm latéralement par rapport aux électrodes de surface. La position du palpeur acoustique était repérée sur la peau afin de le replacer de manière identique à chaque test.

Afin de vérifier que les muscles étaient bien en condition passive lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des fléchisseurs plantaires était mesurée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires (Ag-AgCl, In Vivo Metric, 4 mm de diamètre) placées sur les muscles *gastrocnemius lateralis* (GL), *gastrocnemius medialis* (GM) et *soleus* (SO).

Protocole expérimental

Les sujets réalisaient tout d'abord une familiarisation avec les étirements, puis l'amplitude articulaire maximale (*AAM*) en flexion dorsale était déterminée avec le même protocole que lors des précédentes expérimentations (CHAPITRE I.1.4).

Après une période de repos de 10 minutes, une flexion dorsale était imposée à vitesse très lente (0.0087 rad.s^{-1}, 0.5°.s^{-1}) à partir de 0.35 rad (20°) de flexion plantaire jusqu'à 95% de l'*AAM* en flexion dorsale (premier test). Une nouvelle période de repos de 10 minutes était alors imposée, puis le même test était réalisé une seconde fois (second test : pré-test). Après une pause de 10 min, un protocole d'étirement statique prolongé était réalisé. Il était composé de 4 maintiens de 150 s à 80, 82, 84 et 86% de l'*AAM*. Les étirements statiques étaient immédiatement suivis d'un troisième étirement à vitesse lente (0.0087 rad.s^{-1}, 0.5°.s^{-1}) (troisième test, post-test). Des mesures de *RML* étaient réalisées avec le palpeur acoustique toutes les 3 s pendant les trois tests.

Traitement des données

Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes standardisés écrit spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). La synchronisation entre les mesures élastographiques et les signaux mécaniques et EMGs a permis de calculer la valeur de RMS, l'angle articulaire et le couple passif pour chaque mesure de *RML* lors du second test (pré-test) et du troisième test (post-test).

Analyses statistiques

Les relations *RML*-couple linéaires ont été caractérisées. L'étude du CHAPITRE I.2.3 a montré que seule l'ordonnée à l'origine de cette relation est reproductible, correspondant à une *RML* au repos pour un niveau d'étirement nul. Ce paramètre a donc été utilisé pour analyser les effets des étirements statiques. Afin de vérifier l'effet du protocole d'étirements statiques dans cette expérimentation, le couple passif moyen pré- et post-test était comparé à l'aide d'un test *t* de Student. Un test *t* de Student a été utilisé pour comparer la *RML* obtenue avant (pré-test) et après (post-test) les étirements statiques. Le niveau de significativité était fixé à $P < 0.05$.

II.5.3. Résultats

Le couple passif moyen diminue (-12.2 ± 8.9%) significativement ($P < 0.01$) après les étirements statiques. En revanche, aucune modification significative de la *RML* passive n'est constatée après les étirements statiques (Figure II-17, $P > 0.05$).

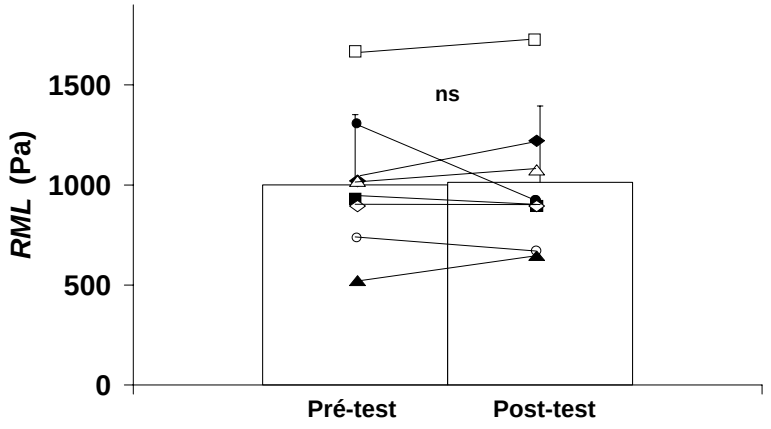


Figure II-17 : Raideur musculaire locale (RML) passive mesurée avant (pré-test) et après (post-test) le protocole d'étirements statiques. Les valeurs de RML des différents sujets sont rapportées. ns : P > 0.05

II.5.4. Discussion

Dans cette étude, les mesures de RML ont été réalisées sur le muscle *gastrocnemius medialis* qui est un des deux chefs des *gastrocnemii*. Ces muscles produisent une part importante du couple passif développé par le complexe musculo-articulaire (CMA) de la cheville lorsque le genou est en extension complète (*e.g.* Hoang *et al.*, 2005). Malgré une diminution du couple passif à la suite des étirements statiques, ceux-ci n'ont aucune incidence significative sur la *RML* passive mesurée au repos à l'aide de l'élastographie impulsionnelle.

Les différents traitements de données du CHAPITRE II.3 ont montré que les effets des étirements statiques peuvent être modélisés par un décalage vers la droite de la relation couple-angle passive. Les résultats obtenus grâce à l'élastographie impulsionnelle tendent à confirmer que les propriétés mécaniques intrinsèques des muscles ne sont pas modifiées par les étirements statiques. De fait, les modifications aiguës induites par un protocole d'étirement statique peuvent principalement s'expliquer par une augmentation de la longueur des muscles.

II.6. Discussion et conclusion

II.6.1. Bilan des principaux résultats et mécanismes proposés

Le bilan des résultats de ce chapitre est présenté dans le Tableau II-3. Globalement, les propriétés mécaniques décrites dans le CHAPITRE I.1 sont modifiées immédiatement après les protocoles d'étirements cycliques et statiques réalisés. Cependant, les modifications sont quantitativement et qualitativement différentes à la suite de ces deux protocoles.

Tableau II-3 : Bilan des modifications des propriétés mécaniques du complexe musculo-articulaire passif à la suite d'étirements cycliques et statiques

Paramètre	Étirements cycliques	Étirements statiques
Couple passif	*Charge* : ↘ 2.6 N.m. ↘ plus importante au début et milieu de l'amplitude de mouvement *Décharge* : ↘ 0.5 N	*Charge* : ↘ 2.0 N.m ↘ plus importante au milieu et à la fin de l'amplitude de mouvement *Décharge* : ↘ 1.2 N.m
RMA	Fin amplitude de mouvement : ↗ Début amplitude mouvement : tendance ↘	↘ sur toute l'amplitude de mouvement. → après recalage relations couple-angle
Énergies	*E* : ↘ 12.2% *ER* : ↘ 1.7%	*E* : ↘ 15.7% *ER* : ↘ 16.6%
CD	↘ 17.8%	→
Allure des relations couple-angle	Modification	Pas de modification, décalage vers la droite
Dépendance à la vitesse des modifications	non	?
RML	?	→

↘ : diminution significative ; ↗ : augmentation significative ; → pas de modification significative. RMA : raideur musculo-articulaire passive (pente de la relation couple-angle) ; E : énergie potentielle élastique emmagasinée (aire sous la courbe de charge) ; ER : énergie potentielle élastique restituée (aire sous la courbe de décharge) ; CD : coefficient de dissipation (aire de l'hystérésis normalisée) ; RML : raideur musculaire locale mesurée par élastographie impulsionnelle.

Effets des étirements cycliques

Au cours de notre protocole d'étirements cycliques, le couple passif diminue principalement au début de l'amplitude de mouvement (Figure II-2). Par ailleurs, une

modification de l'allure de la relation couple-angle est mise en évidence (Figure II-3), ce qui induit une augmentation de la raideur musculo-articulaire passive (*RMA*) à la fin de l'amplitude de mouvement, alors que la *RMA* tend à diminuer au début de l'amplitude de mouvement (Figure II-4). Ces résultats indiquent que le comportement mécanique intrinsèque du CMA est modifié par notre protocole d'étirements cycliques. McNair *et al.* (2001, 2002) ont proposé que les composants les plus mobiles du muscle soient redistribués au cours des cycles, conférant au système des propriétés thixotropes. Cependant, la thixotropie est mise en évidence par une diminution de la viscosité au cours de chargements (Barnes, 1997; Mandel, 1969; Persoz, 1960). Or, nos résultats montrent une diminution de la dissipation d'énergie indépendante de la vitesse d'étirement (Figure II-16) qui peut être modélisée par une diminution du frottement. Sans modification de viscosité, un comportement mécanique thixotrope n'explique donc pas les modifications observées au cours des cycles d'étirements. Même si nos résultats ne permettent pas de conclure quant à leurs contributions effectives, deux mécanismes, décrits au CHAPITRE II.2.2 peuvent alors être proposés pour expliquer les modifications constatées au cours des étirements cycliques.

i) Un réarrangement des filaments de collagène qui se produirait lors de l'étirement d'un muscle. Cette réorganisation pourrait au moins en partie expliquer les modifications du comportement mécanique intrinsèque du CMA à la suite des étirements cycliques (*e.g.* Kubo *et al.*, 2001c; Purslow, 1989; Stromberg et Wiederielm, 1969).

ii) Des ponts stables entre les filaments d'actine et de myosine pourraient participer au développement de la tension passive, et ces ponts seraient rompus au cours d'un étirement du muscle induisant une diminution de la force musculaire passive produite au début de la phase d'étirement et de l'hystérésis présent sur les relations force-longueur (Axelson et Hagbarth, 2001 ; Axelson, 2005 ; Proske *et al.*, 1993, 1999; Whitehead *et al.*, 2001). Des liaisons moléculaires d'autres protéines intramusculaires pourraient également être rompues et expliquer l'accommodation au cours des cycles (Speich *et al.*, 2005, 2006).

Après les étirements statiques, le couple passif produit par le CMA en condition passive en résistance à l'étirement diminue de manière prédominante au milieu et à la fin de l'amplitude de mouvement (Figure II-3). Les amplitudes des modifications sont du même ordre de grandeur au cours de la charge et de la décharge. En revanche, les étirements statiques n'ont aucune incidence significative sur l'allure de la relation couple-angle (Figure II-14) et les propriétés dissipatives (Figure II-9). Il est possible de modéliser la modification de couple passif après les étirements statiques par un décalage vers la droite de la relation

couple-angle, et nos résultats obtenus avec l'élastographie impulsionnelle n'ont pas mis en évidence de modification de la raideur musculaire locale (Figure II-17). Ce type de comportement témoigne d'une augmentation de la longueur de l'ensemble muscle-tendon (Taylor *et al.*, 1990) qui serait la conséquence d'un phénomène de fluage similaire à celui observé lors d'un maintien d'une charge constante appliquée à un matériau viscoélastique (*e.g.* Fung, 1983; Mandel, 1969; Persoz, 1960). Cette augmentation de la longueur des muscles expliquerait donc principalement les modifications induites par les étirements statiques.

II.6.2. Implications de nos résultats pour la pratique des étirements

Les étirements passifs sont communément utilisés dans la pratique sportive ou lors de protocoles de réhabilitation. Il est généralement considéré que la pratique des étirements permet d'augmenter l'amplitude de mouvement, d'améliorer les performances, et de réduire le risque de blessure (*e.g.* Hartig et Henderson, 1999; Smith, 1994). Pourtant, les résultats récents de la littérature remettent en cause ces considérations (*e.g.* Andersen, 2005; Herbert et Gabriel, 2002; Shrier, 2000, 2004; Thacker *et al.*, 2004; Witvrouw *et al.*, 2004). Si l'objectif de nos travaux n'était pas de statuer sur les effets bénéfiques ou néfastes des étirements dans telle ou telle situation spécifique, les résultats rapportés dans ce chapitre et les mécanismes proposés pour expliquer les effets de nos deux protocoles d'étirements permettent d'envisager leur impact fonctionnel du point de vue biomécanique.

Les résultats de la littérature montrent que les étirements passifs permettent d'augmenter l'amplitude articulaire maximale (*AAM*) lors de protocoles aigus (*e.g.* Magnusson, 1998; Magnusson *et al.*, 1998) ou chroniques (*e.g.* Halbertsma *et al.*, 1996; Reid et McNair, 2004). Les étirements sont donc recommandés dans le cas de pratiques sportives nécessitant des amplitudes de mouvement importantes. De même, la réalisation d'étirements permet de limiter les diminutions d'amplitudes articulaires chroniques par exemple dans le cadre du vieillissement (*e.g.* Gajdosik *et al.*, 2005b) et de traumatismes musculo-tendineux (*e.g.* Bressel et McNair, 2001, 2002; Bressel *et al.*, 2004).

Certains auteurs ont montré que les sujets ayant une *AAM* plus faible présentent un risque de blessure musculo-tendineuse plus élevé dans le cadre de pratiques sportives de haut niveau (Witvrouw *et al.*, 2000, 2003). De plus, les sujets ayant une raideur musculo-

articulaire passive (*RMA*) plus élevée présentent des symptômes de dommages musculaires significativement plus importants à la suite de protocoles excentriques (McHugh *et al.*, 1999a, 1999b). Les auteurs ayant montré une diminution de la *RMA* et une augmentation de l'*AAM* à la suite d'étirements ont donc conclu qu'ils sont bénéfiques pour diminuer le risque de dommages musculaires lors de pratiques sportives (Magnusson *et al.*, 1996a; Magnusson, 1998; McNair *et al.*, 2001, 2002; Taylor *et al.*, 1990). Cependant, plusieurs études cliniques réalisées sur différentes populations n'ont pas mis en évidence de lien direct entre le risque de blessure et la pratique des étirements (voir les revues Andersen, 2005; Herbert et Gabriel, 2002; Shrier, 2000; Thacker *et al.*, 2004; Witvrouw *et al.*, 2004). Pour d'autres, ce lien est évidemment fortement dépendant de la pratique sportive considérée (Witvrouw *et al.*, 2004). Selon ces auteurs, les étirements sont bénéfiques pour prévenir les blessures dans le cas de pratiques sportives induisant de nombreux cycles étirement-détente du muscle (*e.g.* Football, basket-ball…), alors que pour les autres sports (*e.g.* cyclisme, course à pied, natation…) ils n'ont aucune incidence bénéfique.

Nos résultats montrent une augmentation de la *RMA* immédiatement après les étirements cycliques accompagnée d'une diminution des propriétés dissipatives du CMA. Cette diminution de dissipation pouvant affecter les capacités du système à absorber les chocs, ces résultats soulignent que la pratique de ce type d'étirements préalablement à une performance sportive ne permettent probablement pas de réduire le risque de blessure (Magnusson *et al.*, 1998). En revanche, les propriétés dissipatives ne sont pas modifiées après les étirements statiques, alors que la *RMA* est diminuée. La diminution de cette raideur pourrait induire une diminution du risque de blessure de l'ensemble muscle-tendon (McHugh *et al.*, 1999b; Witvrouw *et al.*, 2000, 2003, 2004). Il semble donc que le lien entre étirement et risque de blessure soit plus complexe que ce qui est généralement admis dans le monde sportif. Nos résultats suggèrent qu'il pourrait dépendre du mode d'étirement pratiqué.

Récemment, de nombreux travaux ont montré que les étirements passifs induisent une diminution aiguë de la capacité de production de force (Shrier, 2004) lors de contractions isométriques (Fowles *et al.*, 2000; Kokkonen *et al.*, 1998; Nelson et Kokkonen, 2001; Weir *et al.*, 2005) et dynamiques (Cornwell *et al.*, 2002; Cramer *et al.*, 2004, 2005; Evetovich *et al.*, 2003; Marek *et al.*, 2005; Nelson *et al.*, 2001; Nordez et Cornu, 2005). Deux principales hypothèses ont été formulées pour expliquer la diminution de la production de force après les étirements (Cornwell *et al.*, 2002; Cramer *et al.*, 2004, 2005; Weir *et al.*, 2005). *i*) une diminution des niveaux d'activité électrique musculaire lors de contractions réalisées après

étirements (Avela *et al.*, 1999; Cramer *et al.*, 2005; Fowles *et al.*, 2000; Marek *et al.*, 2005). Par exemple, Cramer *et al.* (2005) ont montré que le pic de couple et les niveaux d'activité électromyographiques de muscles étirés sont diminués lors de contractions réalisées à différentes vitesses. *ii*) Une modification des propriétés mécaniques des muscles, qui se traduirait par une diminution de la raideur des tissus conjonctifs (*e.g.* Cornwell *et al.*, 2002; Cramer *et al.*, 2005; Gajdosik, 2001). Ces tissus contribuent à la transmission de la force produite par les tissus contractiles (*e.g.* Huijing, 1999). Une diminution de leur raideur pourrait réduire l'efficacité de la transmission et donc induire une diminution de la production de force par l'ensemble musculo-tendineux (*e.g.* Wilson *et al.*, 1994).

Nos résultats ont montré que les étirements cycliques induisent une augmentation de la *RMA* en fin d'amplitude de mouvement et une tendance à la diminution au début de cette amplitude. Il ne semble donc pas que les modifications de propriétés mécaniques passives du CMA puissent expliquer la diminution de production de force à la suite d'étirements cycliques. Par ailleurs, nos résultats montrent que la diminution de *RMA* à la suite d'étirements statiques serait principalement expliquée par une augmentation de la longueur des muscles et que la raideur intrinsèque du système n'est pas modifiée. Ces résultats ne permettent donc pas d'affirmer que la qualité de la transmission de la force musculaire est réduite après les étirements statiques. Néanmoins, cette augmentation de la longueur des muscles peut avoir une incidence sur la production de force du système puisque : *i*) La force musculaire totale est la somme d'une force produite par les tissus contractiles et d'une force produite par l'étirement des structures passives placées en parallèle des tissus contractiles (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003). Les étirements induisent une diminution de la force produite par les structures parallèles, qui pourrait au moins partiellement expliquer la diminution de production de force maximale lors de contractions réalisées avec un niveau de pré-étirement important des muscles. *ii*) L'augmentation de la longueur des muscles pourrait induire un décalage vers la droite de la relation couple-angle obtenue en contraction. En effet, dans la littérature, les effets des étirements sur la production de force ont généralement été déterminés à un angle donné, ce qui n'a pas permis de déterminer les possibles implications d'un décalage de la relation couple-angle (Cramer *et al.*, 2005). Ces deux hypothèses n'ont, à notre connaissance, pas été testées dans la littérature. Elles pourraient donc faire l'objet de futures études afin d'apprécier l'incidence de l'augmentation de la longueur des muscles étirés sur les capacités de production de force du système.

Les résultats de ce chapitre permettent de mieux appréhender certains mécanismes qui sont mis en jeu lors d'un protocole d'étirements passifs cycliques ou statiques. Néanmoins, les effets de nos deux protocoles d'étirement ont été caractérisés immédiatement à la fin de ceux-ci. Le temps pendant lequel les modifications induites par les étirements s'expriment n'a donc pas été étudié dans nos travaux. Certains auteurs ont montré que les modifications de propriétés mécaniques passives à la suite d'étirements sont annulées après un temps de repos inférieur à 10 minutes (Magnusson *et al.*, 1998). Il est donc possible que les modifications ne soient effectives qu'après une courte période suivant les étirements. Afin de mieux comprendre les effets des étirements passifs ainsi que leurs incidences pratiques, de futures études pourraient s'intéresser à caractériser la cinétique des différentes propriétés mécaniques passives du CMA à la suite d'étirements.

II.6.3. Conclusion

Dans ce chapitre, les effets de protocoles d'étirements cycliques et statiques ont été déterminés et analysés à l'aide de différentes méthodologies expérimentales. Les études réalisées ont permis d'émettre des hypothèses quant aux phénomènes probablement impliqués dans les modifications de propriétés mécaniques passives. Les implications de ces modifications pour la pratique d'étirements ont été discutées dans le paragraphe précédent. Nous ne pouvons cependant vérifier les hypothèses émises dans cette discussion à partir des méthodologies développées dans les deux premiers chapitres, tant pour expliciter les mécanismes à l'origine des adaptations observées que pour extrapoler l'impact fonctionnel des étirements dans le cadre d'une activité spécifique. En effet, il est difficile de déterminer expérimentalement la contribution des propriétés mécaniques passives par exemple dans la réalisation d'un geste sportif. La modélisation pourrait alors être utilisée à cet effet. Par exemple, un modèle du CMA capable de prendre en compte les modifications du comportement mécanique passif devrait permettre d'estimer par simulation l'impact de ces modifications lors de la réalisation de tâches complexes (*e.g.* contractions mono ou bi segmentaires, sauts…). Ce type d'étude permettrait donc d'approfondir la discussion ouverte dans la fin de ce chapitre.

Aussi, le CHAPITRE III vise à mettre en place un modèle permettant de simuler le comportement mécanique du CMA en conditions passives (CHAPITRE I). Nous adapterons ce modèle afin qu'il soit capable de prendre en compte les effets des étirements déterminés dans ce chapitre.

CHAPITRE III.

Modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire passif *in vivo*

III.1. Introduction

Dans ce chapitre, nous allons nous appuyer sur les résultats des CHAPITRE I et CHAPITRE II afin de mettre en place un modèle du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire passif (CMA) et de ses adaptations lors d'étirements cycliques et statiques. Nous allons voir dans une première partie que très peu d'études se sont attachées à modéliser le comportement mécanique du CMA en conditions passives *in vivo*, et que dans ce cadre les effets des étirements n'ont jamais été pris en compte. L'expérimentation et la méthodologie qui ont servi à la mise en place du modèle sont ensuite décrites. Dans un troisième temps, les résultats de la modélisation sont présentés puis discutés. Des perspectives d'utilisation et d'amélioration du modèle sont également présentées dans la dernière partie de ce chapitre.

III.2. Modélisation du comportement mécanique des tissus biologiques

III.2.1. Introduction

Très peu d'études se sont attachées à modéliser le comportement mécanique d'un CMA en conditions passives chez l'homme. C'est pourquoi dans cette partie, la modélisation des tissus biologiques sera abordée d'un point de vue plus général, en s'intéressant plus particulièrement aux études réalisées sur le muscle isolé. Deux principales méthodologies ont été utilisées dans la littérature, la théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire et la modélisation rhéologique. Leurs principes sont tout d'abord succinctement décrits, et des applications de ces modélisations sont ensuite présentées.

III.2.2. Théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire

III.2.2.1. Principes

De nombreuses études ont utilisé le modèle de la viscoélasticité quasi linéaire, développé par Fung (1983), pour modéliser le comportement mécanique de tissus biologiques. Lors d'un essai de relaxation, ce modèle propose de décrire l'histoire de la contrainte comme le produit d'une fonction dépendante du temps (fonction de relaxation réduite, $G(t)$) et d'une fonction dépendante de la déformation (réponse élastique, $T^{(e)}(\lambda)$) :

$$T(t) = T^{(e)}[(\lambda(t)] + \int_0^t T^{(e)}[\lambda(t-\tau)]\frac{\partial G(\tau)}{\partial \tau} d\tau \qquad \text{(III-1)}$$

La fonction élastique doit être déterminée expérimentalement comme la contrainte instantanée développée par le tissu biologique lors d'un étirement infiniment rapide d'une amplitude λ. La fonction de relaxation réduite s'exprime comme :

$$G(t) = \frac{1 + c[E(t/\tau_2) - E(t/\tau_1)]}{1 + c\ln(\tau_2/\tau_1)}, \qquad E(z) = \int_z^\infty \frac{e^{-t}}{t} dt \qquad \text{(III-2)}$$

Les trois constantes (c, τ_1, τ_2) sont alors déterminées à partir de l'essai de relaxation réalisé sur le matériau. « c » est une constante élastique qui va déterminer l'amplitude de la relaxation ; « τ_1 » représente une viscosité rapide qui va influencer la partie initiale de la relaxation, alors que « τ_2 » est une viscosité lente qui va influencer la valeur finale de la contrainte relaxée (Sauren et Rousseau, 1983).

Deux méthodes ont été développées pour déterminer les valeurs de ces paramètres (Anderson, 2000). La première consiste à résoudre l'équation (III-2) analytiquement à partir de la valeur de la fonction relaxée à l'infini $G(\infty)$ (Sauren et Rousseau, 1983). Les paramètres peuvent également être déterminés par optimisation en minimisant l'erreur entre la réponse expérimentale et la réponse du modèle (Esteki et Mansour, 1996; Miller et Wong, 2000; Simon *et al.*, 1984).

III.2.2.2. Applications et limite de cette modélisation

Cette modélisation a fréquemment été utilisée dans la littérature pour caractériser et simuler la réponse des matériaux biologiques comme des tissus cardiaques (Huyghe *et al.*, 1991; Miller et Wong, 2000), des ligaments ou tendons (Woo *et al.*, 1993) et du cartilage (Simon *et al.*, 1984). Elle a également été employée pour caractériser des muscles squelettiques isolés de lapin (Best *et al.*, 1994). Dans cette dernière étude, les constantes matériaux sont déterminées à partir d'un essai de relaxation, et la validation du modèle est testée sur des cycles de charge-décharge à différentes vitesses. Les résultats de cette étude montrent une bonne prédiction de la réponse avec un modèle quasi-linéaire lors des cycles de charge/décharge. Cependant, l'aire de l'hystérésis, caractéristique des propriétés dissipatives du muscle, est systématiquement sous estimée et indépendante de la vitesse d'étirement.

Cette modélisation, bien que très utilisée dans le domaine de la biomécanique, présente quelques limites. Son cadre d'application est particulièrement adapté pour simuler un essai de relaxation. Cependant, son utilisation implique de réaliser un étirement instantané et de maintenir une relaxation jusqu'à un temps infini. En pratique, ces conditions sont impossibles à mettre en place expérimentalement, ce qui conduit à des erreurs sur les coefficients calculés (Anderson *et al.*, 2002). Par ailleurs, il s'agit d'une modélisation mathématique qui ne repose pas sur des fondements physiques. Il peut donc être délicat de faire un lien entre les paramètres déterminés et les propriétés classiquement considérées (élasticité, viscosité, frottement). Enfin, cette modélisation ne permet pas de prendre en compte la géométrie du système étudié. Afin de prendre en compte cette géométrie, il est possible d'utiliser des modèles rhéologiques.

III.2.3. Modélisation rhéologique

III.2.3.1. Principes

Nous avons vu dans le CHAPITRE I.1.1 que des modèles rhéologiques sont utilisés afin de décrire le comportement mécanique du muscle en contraction. Ce type de modélisation

consiste à associer en série ou en parallèle des éléments de type élastique, visqueux et frottement (*e.g.* Persoz, 1960). Deux règles très simples régissent la composition de modèles rhéologiques. Lorsque deux éléments sont placés en série, la contrainte dans ces éléments est identique ; et la déformation de l'ensemble est la somme des déformations des deux éléments. Lorsque deux éléments sont placés en série, la déformation dans chacun des éléments est identique, alors que la contrainte produite par l'ensemble est la somme des contraintes produites par chaque élément. Dans le cas du muscle, le principal avantage est de pouvoir mettre en place un modèle qui tienne compte de l'organisation structurale du système étudié.

III.2.3.2. Applications au muscle

Le modèle initialement proposé par A.V. Hill (Hill, 1951) (Figure I-1, CHAPITRE I.1.1) permet de localiser les différentes structures élastiques du muscle en série ou en parallèle des tissus contractiles. Ce type de modèle rhéologique est toujours très utilisé pour modéliser et simuler le comportement mécanique du muscle en contraction (*e.g.* Delp et Loan, 1995; Zajac, 1989). Cependant, l'absence de composante visqueuse intégrée au modèle ne le rend pas directement utilisable pour l'étude des propriétés mécaniques du muscle en conditions passives.

Pendant longtemps, la plupart des études s'intéressant à la modélisation du comportement mécanique des tissus biologiques, ont utilisé la théorie de la viscoélasticité quasi-linéaire présentée dans le paragraphe précédent (Anderson, 2000). Cependant, les études récentes semblent privilégier l'utilisation de modèles rhéologiques pour modéliser le comportement mécanique du muscle en conditions passives (Anderson *et al.*, 2002; Speich *et al.*, 2006; Wolff *et al.*, 2006). Par exemple, les deux configurations de modèles viscoélastiques présentées sur la Figure III-1 ont été utilisées pour modéliser le comportement viscoélastique du muscle (Speich *et al.*, 2006).

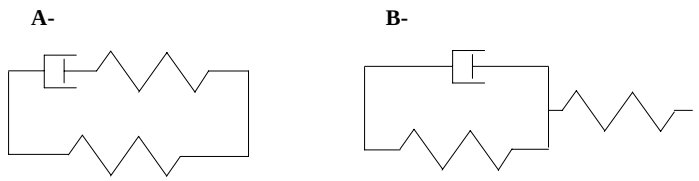


Figure III-1 : Modèles viscoélastiques classiquement utilisés pour modéliser le comportement mécanique du muscle passif. A- configuration de Kelvin (Maxwell). B- configuration de Voigt.

La modélisation rhéologique permet de complexifier les associations d'éléments élastiques et visqueux afin de mieux décrire le comportement viscoélastique du muscle en conditions passives. Le modèle d'Akazawa et Fugi (1989) présenté Figure III-2 en est un

exemple. Les simulations réalisées à l'aide de ce modèle montrent une bonne corrélation avec les données expérimentales lors d'un étirement passif en rampe et d'un essai de relaxation (Akazawa et Fujii, 1989). Cependant, ce modèle n'est constitué que de composants linéaires, ce qui limite la qualité de l'ajustement. La force totale produite par un muscle étant la somme d'une force active et d'une force passive (*e.g.* Goubel et Lensel-Corbeil, 2003), Akazawa et Fugi (1989) ont placé le modèle du muscle passif en parallèle d'un autre modèle permettant de décrire le comportement de ses propriétés contractiles (Figure III-2).

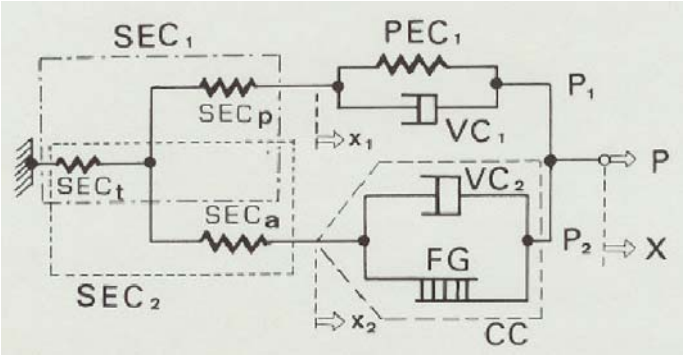


Figure III-2 : Modèle musculaire d'Akazawa et Fugi (Akazawa et Fujii, 1989) permettant de simuler des contractions et des étirements passifs. Des éléments linéaires SEC_p, PEC_1, VC_1 sont utilisés pour modéliser le comportement mécanique du muscle passif ; le tendon est modélisé par le ressort SEC_t ; et les structures contractiles par les éléments SEC_a, FG, VC_2.

Plus récemment, Wolf *et al.* (2006) ont utilisé le modèle d'Akazawa et Fugi (Akazawa et Fujii, 1989) pour comparer les propriétés viscoélastiques passives de muscles sains et dystrophiques de souris lors de relaxations. Les déformations du muscle ont été limitées à 5% afin de rester dans une zone quasi linéaire du comportement du muscle, et peu de différences significatives ont alors été mises en évidence entre les muscles sains et les muscles malades. Les auteurs ont alors souligné l'intérêt d'étudier des gammes de déformation plus importantes et donc d'intégrer des éléments élastiques non linéaires.

Antérieurement, Glantz (1974) avait utilisé un modèle analogue de celui d'Akazawa et Fugi (1989) dans lequel les éléments SEC_p et PEC_1, ont été modélisés par des ressorts non linéaires (exponentiels). Le modèle ainsi mis en place a permis de décrire de manière satisfaisante le comportement du muscle en conditions passives lors d'essais de relaxation et de fluage. Ce type de modélisation non linéaire a été repris dans les travaux d'Anderson *et al.* (2002). Ces auteurs ont intégré une composante élastique supplémentaire dans les modèles de Voigt et de Maxwell pour expliquer le rôle mécanique des filaments de desmine (CHAPITRE I.1.2.1.2) dans le muscle lors d'essais de relaxation. Il est alors possible de localiser ces filaments par rapport aux autres structures du modèle ce qui souligne l'avantage d'utiliser une

modélisation rhéologique. Il devrait donc être possible, à terme, de proposer un modèle du comportement passif du muscle dont les éléments seraient identifiables d'un point de vue anatomique (Anderson *et al.*, 2002).

Très récemment, Speich *et al.* (2006) ont mis en place un modèle associant un modèle de Voigt en parallèle d'un modèle de Maxwell pour décrire le comportement mécanique d'un muscle lisse de lapin (detrusor) (Figure III-3). Ces auteurs ont montré que ce modèle permet de simuler plusieurs réponses spécifiques du muscle telles que l'hystérésis présente lors de cycles de charge/décharge, la relaxation et le redéveloppement de la contrainte suite à un relâchement soudain. Le modèle utilisé n'a cependant pas été testé dans le cas de chargements réalisés à différentes vitesses. La plus grande originalité de cette étude a été de prendre en compte les modifications des propriétés mécaniques au cours d'étirements cycliques. Ces auteurs ont en effet proposé que, à un niveau moléculaire, des liaisons entre différents filaments du muscle soient rompues pendant des étirements. Pour modéliser ce phénomène, un ressort (k_{eq}) dont la raideur est diminuée au cours des cycles a été placé en série d'une des branches du modèle. En revanche, contrairement aux études citées précédemment, ces auteurs n'ont pas déterminé les valeurs des paramètres du modèle à partir des données expérimentales. Ils ont uniquement réalisé une simulation avec des valeurs virtuelles des paramètres pour montrer que leur modèle produit des réponses aux différents protocoles réalisés qui sont qualitativement similaires aux résultats expérimentaux observés dans leurs études (Speich *et al.*, 2005, 2006). En effet, un nombre trop important de paramètres (n=17) rendrait probablement délicat le calcul de leurs valeurs par optimisation. Ce modèle est donc utile pour décrire le comportement mécanique d'un muscle lisse en conditions passives, mais pas pour déterminer les propriétés d'un muscle donné, ce qui limite ses applications en terme de simulation.

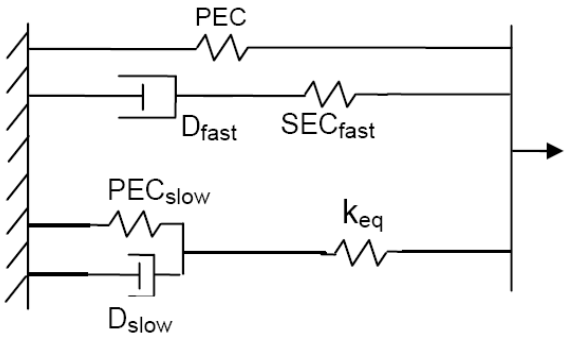


Figure III-3 : Modèle mis en place par Speich et al. (2006) pour décrire le comportement mécanique du muscle lisse detrusor. PEC est un ressort non linéaire ; k_{eq} est un ressort qui permet de modéliser les modifications au cours d'étirements ; PEC_{slow} et SEC_{fast} sont des ressorts linéaires ; D_{slow} et D_{fast} sont des viscosités linéaires permettant de modéliser une viscosité lente et une viscosité rapide.

III.2.4. Modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire *in vivo*

Si de nombreuses études ont ajusté des modèles mathématiques sur les relations entre le couple passif et l'angle articulaire (*e.g.* Esteki et Mansour, 1996; Hoang *et al.*, 2005; Riener et Edrich, 1999), à notre connaissance, seulement deux études ont modélisé le comportement mécanique du CMA en conditions passives.

Ainsi, Esteki et Mansour (1996) ont utilisé la théorie de la viscoélasticité non linéaire pour modéliser le comportement de l'articulation métacarpo-phalangienne de l'index. Il ont alors utilisé les deux modèles suivant pour décrire le comportement du système respectivement lors de relaxation et de cycles de charge/décharge réalisés à différentes vitesses :

$$\begin{aligned} C(\theta) &= F(\theta) + G(\theta)H(t) \\ C(\theta) &= F(\theta) + G(\theta)D(\dot{\theta}) \end{aligned} \qquad \text{(III-3)}$$

C : couple passif ; θ : angle articulaire ; $F(\theta)$: modèle exponentiel de la réponse élastique ; $G(\theta)$: réponse élastique instantanée modifiée par une fonction de relaxation $H(t)$ ou de dissipation $D(\dot{\theta})$

Les fonctions de relaxation et de dissipation avaient pour forme :

$$\begin{aligned} H(t) &= A\ln(t) + B \\ D(\dot{\theta}) &= \dot{\theta}^n \end{aligned} \qquad \text{(III-4)}$$

Où A, B et n sont des constantes expérimentales déterminées par optimisation.

Le modèle de dissipation sous forme d'une fonction puissance (équation (III-4)) n'est pas en accord avec les résultats expérimentaux du CHAPITRE I.1.4. Ce modèle présente, de plus, les limites inhérentes au modèle viscoélastique quasi linéaire énoncées précédemment au CHAPITRE III.2.2.2.

Par ailleurs, Amankawah *et al.* (2004) ont mis en place un modèle rhéologique qu'ils ont utilisé pour comparer le comportement mécanique de diverses articulations lors de cycles de charge/décharge entre des sujets sains et paraplégiques. Le modèle utilisé dans cette étude était composé d'un modèle de Maxwell comprenant une élasticité et une viscosité non linéaires. Les résultats de cette étude montrent un bon ajustement du modèle sur les données expérimentales. Néanmoins, pour des raisons méthodologiques, les décharges des cycles de charge/décharge n'ont pas été caractérisées. Ces auteurs n'ont donc pas déterminé la capacité de leur modèle à prendre en compte le comportement dissipatif du système. Or le modèle dissipatif introduit sous la forme d'une viscosité non linéaire (fonction puissance similaire à l'équation (III-4)) ne serait *a priori* pas le meilleur modèle de dissipation comme l'illustre notre étude présentée dans le CHAPITRE I.1.4. De plus, les réponses de leur modèle n'ont pas été comparées avec des résultats expérimentaux obtenus lors d'étirements à différentes vitesses.

Dans ces deux études, des cycles ont été réalisés afin de préconditionner le système préalablement aux tests ayant servi à implémenter les modèles. Ainsi, elles n'ont pas intégré les adaptations lors d'étirements comme ont pu le faire Speich *et al.* (2006) pour un muscle lisse isolé.

III.2.5. Conclusions

Classiquement, deux méthodologies sont utilisées pour modéliser le comportement mécanique des tissus biologiques. Bien que la théorie de la viscoélasticité non linéaire ait été la méthodologie privilégiée par le passé, les modèles développés à partir de cette théorie présentent certains inconvénients dans le cadre de la caractérisation du comportement mécanique du muscle ou du CMA. Aussi, les études les plus récentes portant sur la modélisation du comportement mécanique du muscle (Anderson *et al.*, 2002; Speich *et al.*, 2006; Wolff *et al.*, 2006) ou du CMA (Amankwah *et al.*, 2004) ont plutôt utilisé un modèle rhéologique. Plus précisément, cette dernière étude (Amankwah *et al.*, 2004) est, à notre connaissance, la seule à avoir mis en place ce type de modèle pour le CMA. Néanmoins,

celle-ci n’a pas étudié les propriétés dissipatives que nous avons mises en évidence dans le CHAPITRE I.1.4. De plus, les modifications des propriétés mécaniques du système à la suite d’étirements n’ont, à notre connaissance, jamais été intégrées dans un modèle de comportement du CMA en conditions passives.

Dans les différentes études de ce manuscrit, nous nous sommes principalement intéressés au comportement mécanique du CMA lors de cycles de charge/décharge réalisés à différentes vitesses. Dans ce cadre, les propriétés élastiques et dissipatives du CMA ont été caractérisées dans le CHAPITRE I.1. Le premier objectif du travail présenté dans ce chapitre est donc d’implémenter un modèle rhéologique du CMA passif qui permette de prendre en compte ces propriétés. Dans le CHAPITRE II, les effets d’étirements cycliques et statiques sur le comportement mécanique du système passif ont également été étudiés. Notre second objectif est donc d’adapter le modèle rhéologique afin de prendre en compte les adaptations du système alors mises en évidence. Enfin, nous testerons la capacité de notre modèle à simuler un protocole d’étirements.

III.3. Matériels et méthodes

III.3.1. Recueil des données expérimentales

Dans les CHAPITRE I et II, la plupart de nos études ont été réalisées sur l'articulation du genou afin d'étirer les muscles des ischio-jambiers. Cependant, le protocole utilisé ne nous a pas permis de déterminer d'état pour lequel les muscles ne sont pas étirés (CHAPITRE II.3.6). C'est pourquoi, dans l'étude présentée ci-après, nous avons réalisé l'expérimentation sur l'articulation de la cheville qu'il est possible de mobiliser pour étirer les fléchisseurs plantaires et dorsaux, et donc pour laquelle nous pouvons déterminer un point d'équilibre correspondant à un couple passif nul.

III.3.1.1. Sujets

Neuf sujets masculins sains (âge : 25.6 ± 2.7 ans, taille : 182.0 ± 8.3 cm, poids : 75.1 ± 5.7 kg) ont participé volontairement à cette étude et signé un accord 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. Aucun des différents sujets n'avait été blessé aux muscles fléchisseurs plantaires ou dorsaux du pied ni à la cheville dans l'année ayant précédé l'étude.

III.3.1.2. Matériels

Le dispositif expérimental était similaire à celui utilisé dans le CHAPITRE I.2.3.2 (Figure I-34). Brièvement, un dynamomètre isocinétique Biodex system 3 pro ® (Biodex medical, Shirley, New York, USA), piloté par le logiciel system 3 research toolkit (Biodex medical, Shirley, New York, USA), a été utilisé pour cette étude et permettait la mesure du couple de force développé par l'articulation en résistance à l'étirement (C), de l'angle articulaire de la cheville (θ) et de la vitesse angulaire (ω). Les sujets étaient allongés sur le ventre, et leur genou droit était en extension complète. L'axe de rotation du dynamomètre était aligné avec l'axe de rotation approximé de la cheville dans le plan sagittal. L'angle de référence (0 rad) correspondait au pied perpendiculaire à la jambe, les angles définis positifs correspondant à une flexion dorsale. Tous les tests débutaient à un angle de 0.70 rad (40°) de flexion plantaire.

Afin de vérifier que les muscles étaient bien en condition passive lors des étirements, l'activité électromyographique de surface (EMGs) des muscles fléchisseurs plantaires était

mesurée à l'aide d'électrodes de surface bipolaires (Delsys DE 02.3, Delsys Inc, Boston, USA) placées sur les muscles *gastrocnemius medialis*, *gastrocnemius lateralis* et *soleus* avec une distance inter-électrodes de 10 mm.

Les signaux mécaniques (C, θ et ω) et EMGs ont été échantillonnés à 1000 Hz grâce à un convertisseur analogique/digital (Bagnoli 16, Delsys Inc, Boston, USA). Les données étaient enregistrées directement, *via* le logiciel EMGWorks 3.1 (Delsys Inc, Boston, USA), et stockées pour un traitement ultérieur des données. Les signaux EMGs étaient également visualisés en temps réel par l'expérimentateur et le sujet.

III.3.1.3. Protocole

Les sujets réalisaient tout d'abord une familiarisation standardisée avec les étirements, puis l'amplitude articulaire maximale (*AAM*) en flexion dorsale était déterminée avec le même protocole que lors des précédentes expérimentations (CHAPITRE I.1.4.2). Le design expérimental est décrit sur la Figure III-4.

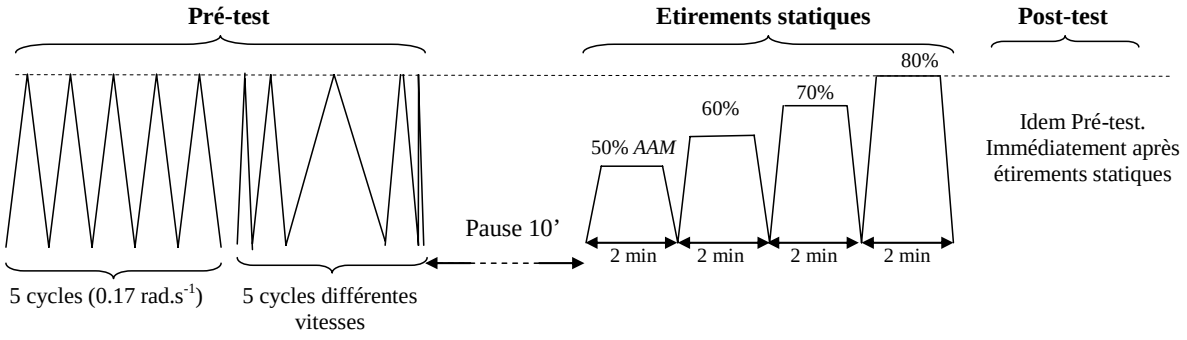


Figure III-4 : Design expérimental. Le pré-test était composé de cinq cycles de flexion dorsale et plantaire à 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) puis de cinq cycles à 0.035, 0.53, 1.04, 1.57, 2.09 rad.s^{-1} (2, 30, 60, 90, 120°.s^{-1}), l'ordre des vitesses étant randomisé pour chaque sujet. Après une pause, de 10 minutes, les sujets réalisaient le protocole d'étirements statiques composé de 4 maintiens de 2 minutes à 50, 60, 70 et 80% de l'amplitude articulaire maximale (AAM). Le post-test, identique au pré-test, était ensuite réalisé immédiatement après les étirements statiques.

Après une période de repos de 10 minutes, le pré-test était réalisé. Il était composé *i*) de cinq cycles de flexions dorsale et plantaire passives à 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) *ii*) de cinq cycles à cinq vitesses différentes (0.035, 0.53, 1.04, 1.57, 2.09 rad.s^{-1} ; 2, 30, 60, 90, 120°.s^{-1}) réalisés dans un ordre randomisé pour chaque sujet. Tous les cycles démarraient à 0.70 rad (40°) de flexion plantaire, jusqu'à 80% de l'*AAM* en flexion dorsale. Cette amplitude de mouvement était choisie car elle permettait d'étirer les structures des deux cotés de l'articulation (en flexions plantaire et dorsale) et donc de pouvoir déterminer son point d'équilibre. Dans le

CHAPITRE II, nous avons montré que la réponse du CMA est modifiée au cours des cycles. Cette modification est importante entre le premier et le deuxième cycle alors que les cycles suivants ont peu d'incidence, et un état stable est clairement mis en évidence au cinquième cycle (*e.g.* Figure II-2 et Figure II-9, CHAPITRE II.3). Le protocole réalisé permettait donc d'imposer des étirements aux différentes vitesses sans prendre en compte les modifications observées au cours des premiers cycles.

Une pause de dix minutes était respectée après le pré-test, puis les sujets réalisaient le protocole d'étirements statiques composé de quatre maintiens de deux minutes à 50, 60, 70 et 80% de l'*AAM*. Le post-test, identique au pré-test, était ensuite immédiatement réalisé.

III.3.1.4. Traitements des données

Toutes les données ont été traitées à l'aide de programmes écrits spécialement sous Matlab® (The Mathworks, Natick, USA). Le couple a été corrigé des effets de l'inertie et de la gravité dus à l'accessoire du dynamomètre. Avec le dispositif utilisé, les effets d'inertie et de la gravité dus au poids du pied sont très faibles. Ces effets ont tout de même été corrigés à partir de données anthropométriques (Zatsiorski, 1998). Pour chaque cycle, au cours des charges et décharges, l'angle et la valeur de couple correspondante ont été relevés en fonction du temps tous les 0.007 rad (0.4°). L'angle en fonction du temps a ensuite servi d'entrée au modèle présenté dans le paragraphe suivant, alors que le couple a été utilisé dans l'optimisation pour déterminer les valeurs des paramètres. De plus, les énergies potentielles élastiques emmagasinée (*E*) et restituée (*ER*) ont été calculées respectivement comme les aires sous les courbes de charge et de décharge afin de comparer les réponses du modèle avec les résultats expérimentaux. L'énergie dissipée (*ED*) était alors calculée comme la différence entre *E* et *ER*, ce qui a permis de calculer le coefficient de dissipation (*CD*) comme le rapport entre *ED* et *E*.

Aucun des sujets n'a été exclu de l'étude car lors des étirements, les niveaux d'activité électrique musculaire étaient inférieurs à 1% de l'activité électrique mesurée lors d'une contraction isométrique maximale (Gajdosik *et al.*, 2005a; McNair *et al.*, 2001, 2002).

III.3.2. Méthodologie utilisée pour la modélisation

III.3.2.1. Implémentation numérique

La méthode classique de mise en place d'un modèle rhéologique consiste tout d'abord à résoudre les équations différentielles du modèle analytiquement. En pratique, il est généralement nécessaire de les résoudre pour une condition expérimentale donnée (*e.g.* vitesse nulle pour une relaxation, vitesse constante pour un étirement réalisé à vitesse constante). La valeur des paramètres du modèle est ensuite déterminée par optimisation, en minimisant l'erreur quadratique entre la réponse du modèle et la réponse expérimentale (*e.g.* Anderson *et al.*, 2002; Wolff *et al.*, 2006).

Cette méthodologie présente deux principaux inconvénients. La présence de viscosité dans un modèle induit un comportement qui est dépendant de l'histoire du chargement. Afin de prendre en compte cette histoire du chargement, par exemple dans le cas des cycles réalisés à différentes vitesses, il serait donc nécessaire de calculer successivement les solutions analytiques du modèle pour chaque charge et chaque décharge en tenant compte du cycle précédent. La modélisation des cinq cycles de charge/décharge successifs dans notre étude peut donc s'avérer assez lourde à mettre en place du point de vue numérique. De plus, la résolution analytique des équations différentielles du modèle nécessite la plupart du temps de poser une condition expérimentale particulière, ce qui n'est pas toujours possible. Par exemple, dans nos expériences la vitesse angulaire d'étirement réellement imposée par le dynamomètre n'est pas constante sur toute l'amplitude de mouvement (CHAPITRE I.1.3). Afin de résoudre analytiquement les équations différentielles, il ne faudrait alors prendre en compte que la partie des cycles où la vitesse constante comme l'ont fait Amankawah *et al.* (2004). Cette méthodologie ne permet donc pas d'étudier un cycle complet et de prendre en compte les décharges et l'histoire du chargement afin de modéliser les propriétés dissipatives du système (Amankwah *et al.*, 2004).

C'est pourquoi nous avons privilégié une autre approche pour modéliser le comportement du système musculo-articulaire passif qui consiste à résoudre numériquement par intégration les équations différentielles du modèle rhéologique. Pour cela, le logiciel Simulink 6.0 ® (The Mathworks, Natick, USA) a été utilisé. Ce logiciel est une version graphique de Matlab ® qui permet de modéliser, simuler et analyser les systèmes dynamiques. Le solveur ode45 de Simulink 6.0 a été utilisé pour résoudre les différentes équations présentées dans ce chapitre. La toolbox Simulink Parameter Estimation ® a ensuite été utilisée pour l'optimisation. Cet outil permet de réaliser des optimisations sous Simulink, et nous a

permis de calculer les valeurs des paramètres du modèle en minimisant l'erreur entre la réponse expérimentale et celle du modèle à l'aide de la méthode des moindres carrés non-linéaires (algorithme de Levendberg-Marquardt : Marquardt, 1966).

III.3.2.2. Stratégie de la mise en place du modèle et de la simulation

La méthodologie adoptée pour la modélisation est présentée dans le Tableau III-1. Quatre études ont été réalisées afin de mettre en place un modèle permettant de décrire le comportement du système au cours du protocole expérimental décrit sur la Figure III-4. Chacune de ces quatre études permettait de faire évoluer le modèle adopté.

La première (Étude ①) consistait à mettre en place le modèle lors des cinq cycles réalisés aux différentes vitesses (0.035, 0.53, 1.04, 1.57, 2.09 rad.s^{-1} ; 2, 30, 60, 90, 120°.s^{-1}) lors du pré-test. La minimisation de l'erreur entre la réponse du modèle et la réponse expérimentale a permis de déterminer les paramètres (P1) du modèle. Les différentes solutions envisagées ont été testées sur un sujet, puis le modèle choisi a été testé sur l'ensemble de la population expérimentale (neuf sujets).

La seconde étude (Étude ②) consistait à adapter le modèle de l'étude ① afin de prendre en compte les adaptations au cours des 5 étirements cycliques réalisés à 0.17 rad.s^{-1} (10°.s^{-1}) en pré-test. Pour cela, le modèle mis en place précédemment était utilisé avec les paramètres P1 et adapté. L'optimisation déterminait alors le(s) paramètre(s) P2 qui permettai(en)t de prendre en compte les effets des cycles.

La troisième étude (Étude ③) consistait à adapter le modèle des Études ① et ② pour prendre en compte les effets des étirements statiques. De manière similaire aux études du CHAPITRE II, le premier cycle du pré-test (0.17 rad.s^{-1}) était comparé au premier cycle du post-test (réalisés à 0.17 rad.s^{-1}). Les paramètres P1 et le(s) paramètre(s) P2 étaient utilisés pour alimenter le modèle. L'optimisation déterminait alors le(s) paramètre(s) P3 qui permettai(en)t de prendre en compte les effets des étirements statiques en modélisant les différences entre le premier cycle du pré-test et le premier cycle du post-test.

La quatrième étude (Étude ④) visait à montrer qu'il est possible d'utiliser le modèle pour simuler le comportement passif de l'articulation. Le comportement passif de l'articulation lors des cinq cycles réalisés aux différentes vitesses et des cinq cycles réalisés à 0.17 rad.s^{-1} en post-test a ainsi été simulé.

Tableau III-1 : Stratégie de la mise en place du modèle et de la simulation pour les 4 études réalisées. Les données appliquées en entrée du modèle (entrées expérimentales), les paramètres fixés constants (Entrée paramètres connus), et les paramètres déterminés par optimisation sont précisés pour chacune des quatre études.

Étude	Entrées expérimentales	Entrée paramètres connus	Paramètres déterminés (optimisation)
① Modèle global	- 5 cycles aux 5 vitesses en pré-test	Aucune	- Paramètres du modèle en pré-test (P1)
② Effets des étirements cycliques	- 5 cycles à 0.17 rad.s^{-1} en pré-test	- P1	- Paramètre(s) d'ajustement des cycles en pré-test (P2)
③ Effets des étirements statiques	- 1er cycle à 0.17 rad.s^{-1} en post-test	- P1 - P2 (au premier cycle)	- Paramètre(s) d'ajustement des étirements statiques (P3)
④ Simulation des effets des étirements	- 5 cycles aux 5 vitesses en post-test	- P1 - P3	Aucun
	- 5 cycles à 0.17 rad.s^{-1} en post-test	- P1 - P2 - P3	Aucun

III.4. Étude ① : modèle global

L'objectif de l'Étude ① est de mettre en place un modèle qui permette de décrire le comportement du CMA lors des cycles réalisés aux différentes vitesses. Les paramètres du modèle choisi (P1) sont déterminés par optimisation. Speich *et al.* (2006) ont mis en place un modèle de muscle très complet, mais le nombre trop important de paramètre (n=17) ne leur a pas permis de déterminer les valeurs de ces paramètres par optimisation pour simuler le comportement de différents muscles. Aussi dans notre étude, un compromis est recherché entre un modèle simple et un modèle complexe comprenant trop de paramètres. Une dizaine de paramètres nous semble *a priori* un compromis acceptable (Hoang *et al.*, 2005), et le modèle se doit de simuler de manière satisfaisante les allures des relations couple angle aux différentes vitesses, ainsi que les relations entre *E*, le *CD* et la vitesse d'étirement. Les différents modèles envisagés sont tout d'abord présentés, du plus simple au plus complexe, et la solution retenue est ensuite testée sur l'ensemble de la population.

III.4.1. Mise en place du modèle

III.4.1.1. Modèle viscoélastique linéaire

Le premier modèle envisagé est un modèle viscoélastique linéaire dans une configuration de Kelvin-Maxwell (Figure III-5). Il est composé de deux branches élastiques permettant de décrire le comportement en flexions plantaire et dorsale, et d'une branche élastique visqueuse pour modéliser la dissipation d'énergie. Il a été montré que ce type de modèle linéaire permet de décrire le comportement d'un muscle isolé lors d'un essai de relaxation (Akazawa et Fujii, 1989; Anderson *et al.*, 2002).

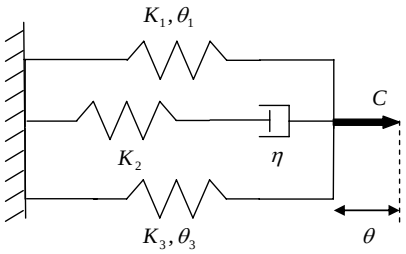


Figure III-5 : modèle viscoélastique linéaire

Les équations suivantes ont été utilisées pour la simulation, le couple du modèle (C) était alors la somme des couples produits dans chacune des branches (C_1, C_2, C_3) :

$$C_1 = K_1(\theta - \theta_1)\,,\ C_1 = 0 \text{ si } \theta > \theta_1$$
$$\dot{C}_2 = K_2\dot{\theta} - \frac{K_2}{\eta}C_2 \qquad \text{(III-5)}$$
$$C_3 = -K_3(\theta - \theta_3)\,,\ C_3 = 0 \text{ si } \theta < \theta_3$$

Où K_1, K_2 et K_3 sont les raideurs linéaires des ressorts ; θ_1 et θ_3 sont les angles d'équilibre ; η est la viscosité.

Les valeurs des paramètres du modèle obtenues après optimisation sont rapportées dans le Tableau III-2. La Figure III-6 montre clairement qu'un modèle avec une élasticité linéaire ne permet pas de décrire les allures des relations couple-angle lors de cycles de charge/décharge quelque soit la vitesse testée.

Tableau III-2 : Valeurs des paramètres du modèle viscoélastique linéaire obtenues après optimisation

K_1 (N.m.rad^{-1})	θ_1 (rad)	K_3 (N.m.rad^{-1})	θ_3 (rad)	η (N.m.s.rad^{-1})	K_2 (N.m.rad^{-1})	Erreur RMS (N.m)
128.6	0.202	9.29	-0.146	11.93	15.43	2.56

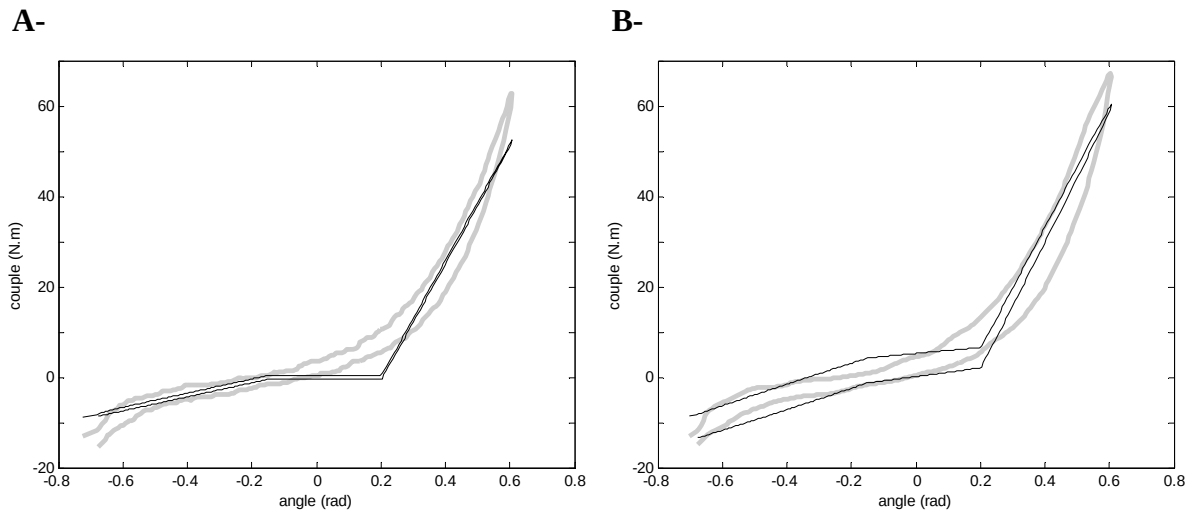


Figure III-6 : Relations couple angle (charges-décharges) expérimentales (—) et modélisées par le modèle viscoélastique linéaire (—) obtenues avec le modèle viscoélastique linéaire A- à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1})

Il est donc nécessaire de faire évoluer ce modèle pour améliorer sa réponse par rapport au comportement expérimental. La non linéarité est introduite dans le paragraphe suivant.

III.4.1.2. Modèle élastique non linéaire

Dans le CHAPITRE I.1.5 et dans la littérature (Esteki et Mansour, 1996; Hoang *et al.*, 2005; Riener et Edrich, 1999), il a été montré qu'un modèle exponentiel s'ajuste de manière satisfaisante sur les relations couple-angle passives. La relation mathématique exponentielle de Sten-Knudsen, utilisée dans la littérature pour ajuster les relations contrainte-déformation du muscle isolé (Goubel et Lensel-Corbeil, 2003 ; Sten-Knudsen, 1953), a été utilisée pour rendre compte du couple élastique produit en flexion dorsale et plantaire (Figure III-7, équation (III-6)). Le principal avantage de ce modèle est de fournir deux paramètres pouvant être directement interprétés en terme de raideur. Le premier représente un indice de raideur passive ($\alpha_{1,3}$: pente de la relation linéaire entre raideur et couple passif) et le second correspond à la raideur pour un couple nul ($E_{1,3}$: ordonnée à l'origine de la relation linéaire entre raideur et couple passif) (CHAPITRE I.1.5). Un troisième paramètre, l'angle à partir duquel l'articulation développe un couple passif dans une direction ($\theta_{1,3}$), est déterminé.

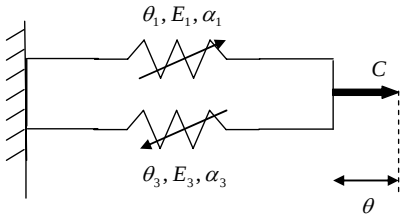


Figure III-7 : Modèle élastique non linéaire

Les équations (III-6) caractérisent le couple dans chacune des branches du modèle (C_1, C_3), le couple global (C) correspondant alors à la somme des couples produits dans chacune des branches.

$$C_1 = \frac{E_1}{\alpha_1}[e^{\alpha_1(\theta-\theta_1)} - 1] \text{ si } \theta > \theta_1 \text{ ; } C_1 = 0 \text{ si } \theta < \theta_1$$
$$C_3 = -\frac{E_3}{\alpha_3}[e^{\alpha_3(\theta_3-\theta)} - 1] \text{ si } \theta < \theta_3 \; C_3 = 0 \text{ si } \theta > \theta_3 \qquad \text{(III-6)}$$

Les valeurs des paramètres du modèle déterminées après optimisation sont rapportées dans le Tableau III-3 ci-dessous.

Tableau III-3 : Valeurs des paramètres du modèle élastique non linéaire obtenues après optimisation

E_1 (rad^{-1})	α_1 (N.m.rad^{-1})	θ_1 (rad)	E_3 (rad^{-1})	α_3 (N.m.rad^{-1})	θ_3 (rad)	Erreur RMS (N.m)
8.981	4.431	-0.187	0.1481	4.938	0.5525	2.75

La non linéarité de l'élasticité du système semble bien ajustée avec le modèle choisi (Figure III-8). En revanche l'erreur RMS (2.75 N.m) est similaire à celle obtenue avec le modèle linéaire. Cela s'explique simplement par le fait que ce modèle purement élastique ne simule aucune dissipation d'énergie ni d'effet de la vitesse (Figure III-9).

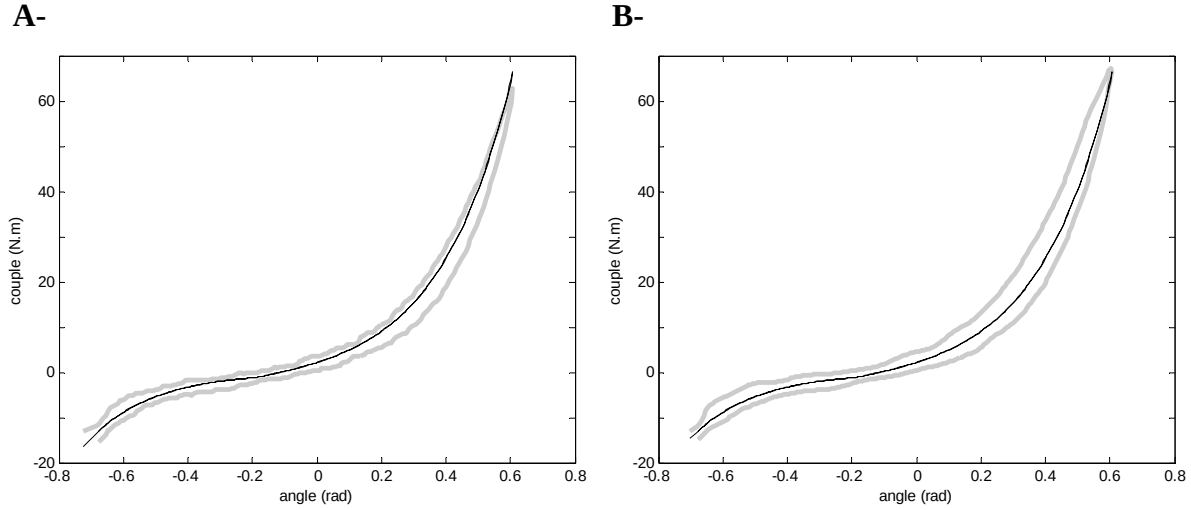


Figure III-8 : Relations couple angle expérimentales (—) et modélisées obtenues avec le modèle élastique non linéaire (—) A- à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1})

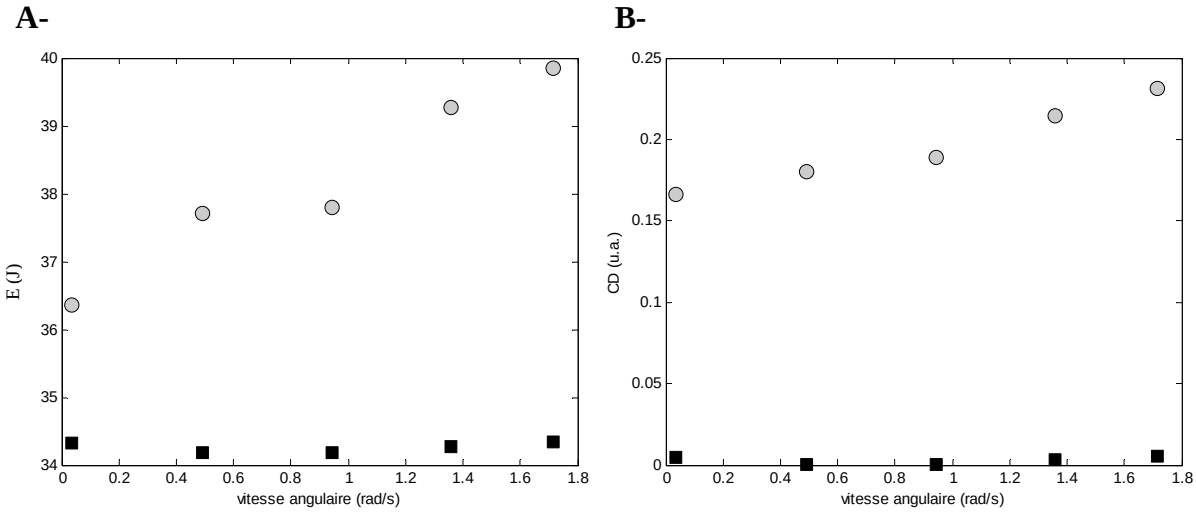


Figure III-9 : Relations entre A- l'énergie emmagasinée lors de la charge (E) B- le coefficient de dissipation (CD) et la vitesse angulaire moyenne calculée au cours du cycle. ● : résultats expérimentaux, ■ : modèle élastique non linéaire.

L'étape suivante consiste donc à combiner les deux modèles précédents pour obtenir un modèle non linéaire visqueux.

III.4.1.3. Modèle viscoélastique non linéaire

Un modèle associant élasticité non linéaire et viscosité linéaire est donc testé (Figure III-10).

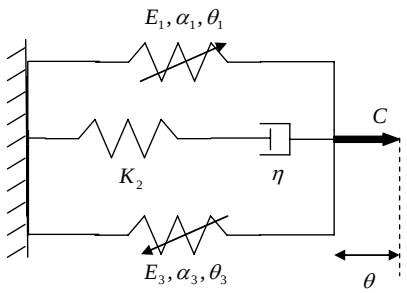


Figure III-10 : Modèle viscoélastique non linéaire

Les équations (III-7) ont été utilisées pour la simulation, le couple du modèle (C) correspondant à la somme de C_1, C_2 et C_3.

$$C_1 = \frac{E_1}{\alpha_1}[e^{\alpha_1(\theta-\theta_1)} - 1] \text{ si } \theta > \theta_1 \text{ ; } C_1 = 0 \text{ si } \theta < \theta_1$$

$$\dot{C}_2 = K\dot{\theta} - \frac{K_2}{\eta}C_2 \qquad \text{(III-7)}$$

$$C_3 = -\frac{E_3}{\alpha_3}[e^{\alpha_3(\theta_3-\theta)} - 1] \text{ si } \theta < \theta_3 \; C_3 = 0 \text{ si } \theta > \theta_3$$

Les valeurs des paramètres du modèle obtenues après optimisation sont rapportées dans le Tableau III-4 ci-dessous.

Tableau III-4 : Valeurs de paramètres du modèle viscoélastique non linéaire obtenues après l'optimisation

E_1 (rad^{-1})	α_1 (N.m. rad^{-1})	θ_1 (rad)	E_3 (rad^{-1})	α_3 (N.m. rad^{-1})	θ_3 (rad)	K_2 (N.m.rad^{-1})	η (N.m.s.rad^{-1})	*Erreur RMS (N.m)*
9.113	4.488	-0.170	0.034	5.304	0.710	11.34	3.493	1.85

L'erreur RMS (1.85 N.m) est diminuée par rapport au modèle utilisé précédemment. Néanmoins, l'hystérésis obtenue avec ce modèle est quasiment inexistante pour une vitesse très faible, ce qui n'est pas en accord avec les résultats expérimentaux (Figure III-11-A). En revanche, l'ajustement est correct aux vitesses plus élevées (Figure III-11-B). *E* calculée avec le modèle est toujours inférieure à la valeur expérimentale. De plus, les relations entre la dissipation d'énergie et la vitesse sont différentes puisque contrairement à l'expérimentation, le modèle montre une dissipation d'énergie nulle pour une vitesse nulle (Figure III-12).

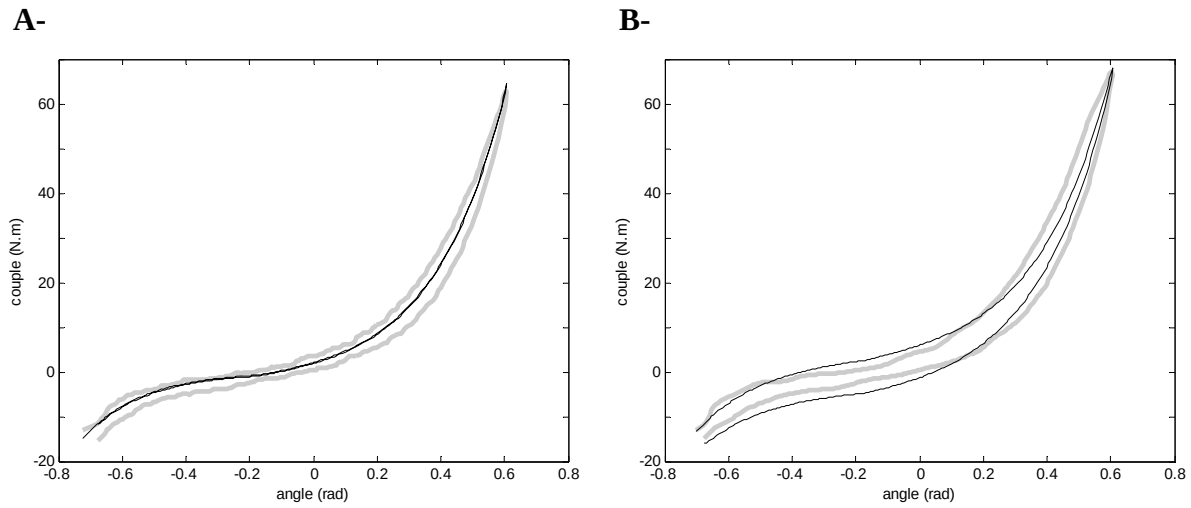


Figure III-11 : Relations couple angle expérimentales (—) et modélisées (—) obtenues avec le modèle viscoélastique non linéaire A- à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1})

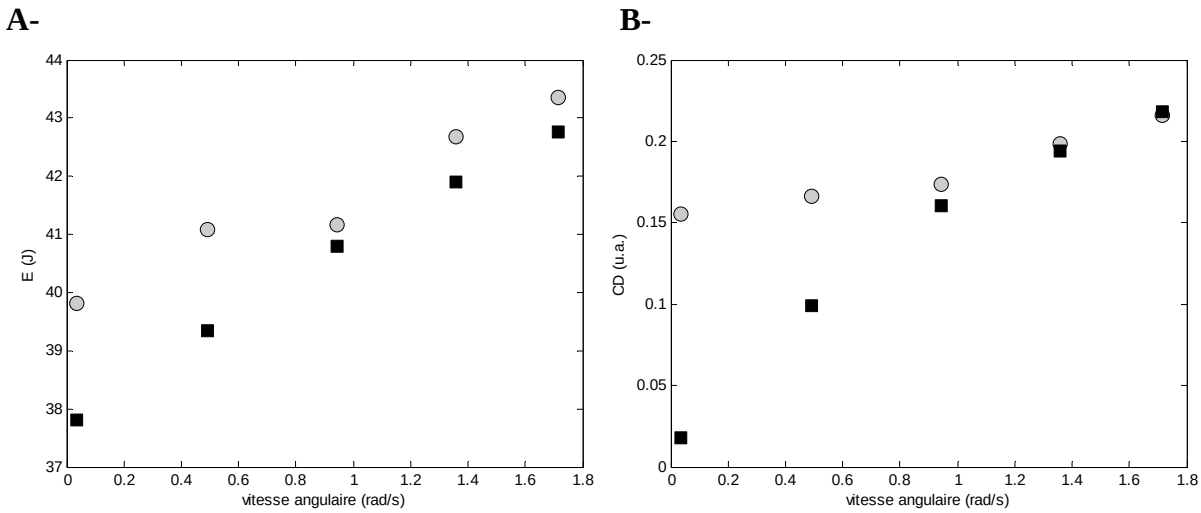


Figure III-12 : Relations entre A- l'énergie emmagasinée lors de la charge (E) B- le coefficient de dissipation (CD) et la vitesse angulaire moyenne calculée au cours du cycle. ● : résultats expérimentaux, ■ : modèle.

Afin d'introduire une dissipation d'énergie pour les vitesses faibles, du frottement est ajouté dans le modèle dans le paragraphe suivant.

III.4.1.4. Modèle viscoélastique non linéaire avec frottement

Un frottement est rajouté en parallèle du modèle précédent (Figure III-13).

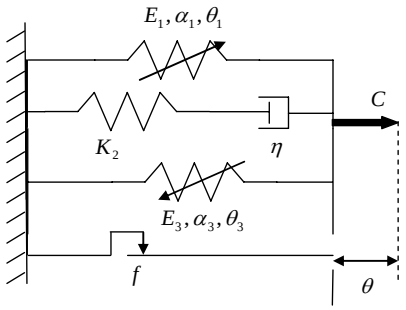


Figure III-13 : Modèle viscoélastique non linéaire avec frottement

Les équations utilisées pour la simulation sont identiques à celle de l'équation (III-7). Le couple du modèle (C) est la somme de C_1, C_2, C_3 et C_4 (équation *(III-8)*).

$$C_4 = f \text{ signe}(\dot{\theta}), \text{ signe}(x) = \begin{cases} -1 \text{ si } x < 0 \\ 1 \text{ si } x > 0 \\ 0 \text{ si } x = 0 \end{cases} \qquad \text{(III-8)}$$

Les valeurs des paramètres du modèle sont rapportées dans le Tableau III-5.

Tableau III-5 : Valeurs de paramètres obtenues après l'optimisation

E_1 (rad^{-1})	α_1 (N.m. rad^{-1})	θ_1 (rad)	E_3 (rad^{-1})	α_3 (N.m. rad^{-1})	θ_3 (rad)	K_2 (N.m.rad^{-1})	η (N.m.s.rad^{-1})	f (N.m)	*Erreur RMS* (N.m)
9.078	4.428	-0.185	0.230	4.910	0.468	6.707	0.745	2.198	1.85

L'erreur RMS (1.41 N.m) est diminuée par rapport au modèle utilisé précédemment. L'ajustement du modèle sur les relations couple-angle est satisfaisant (Figure III-14). Les allures des relations modélisées entre E, le CD et la vitesse sont similaires aux relations expérimentales (Figure III-15), ce qui traduit une bonne description du comportement global sur toute l'amplitude de mouvement.

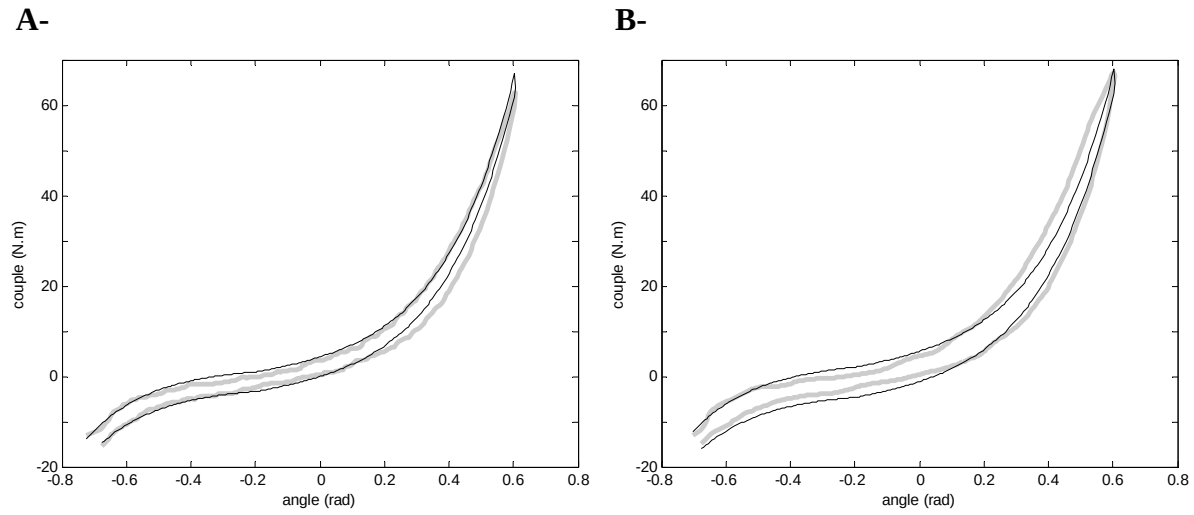


Figure III-14 : Relations couple angle expérimentales (—) et modélisées (—) obtenues avec le modèle viscoélastique non linéaire avec frottement A- à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1})

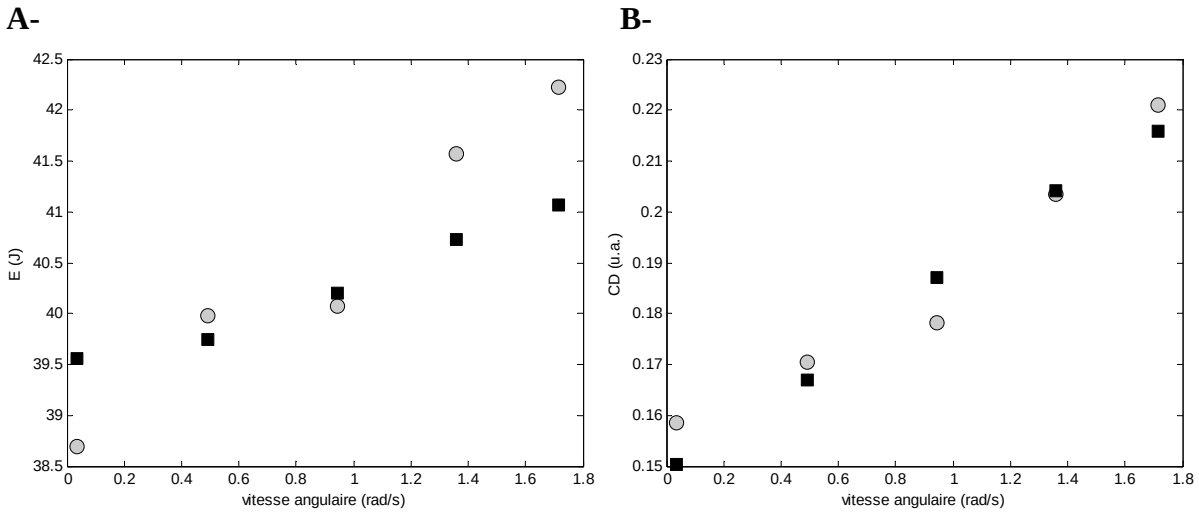


Figure III-15 : Relations entre A- l'énergie emmagasinée lors de la charge (E) B- le coefficient de dissipation (CD) et la vitesse angulaire moyenne calculée au cours du cycle. ● : résultats expérimentaux, ■ : modèle viscoélastique non linéaire avec frottement.

Ce modèle est relativement simple, et le faible nombre de paramètres (n=9) lui donne une bonne robustesse. Il va donc être utilisé par la suite sur l'ensemble de la population. Les paramètres P1 (Tableau III-1) sont donc E_1, α_1, θ_1, E_3, α_3, θ_3, K_2, η, f.

III.4.2. Résultats

Les différences entre les réponses du modèle et les données expérimentales sont similaires pour chaque sujet (les résultats individuels sont rapportés en Annexe). L'erreur RMS est faible pour tous les sujets (1.34 ± 0.29, 0.80-1.89 N.m). Le bilan des paramètres obtenus pour tous les sujets est présenté dans le Tableau III-6.

Tableau III-6: Bilan des paramètres du modèle viscoélastique non linéaire avec frottement (Tableau III-1) obtenus pour tous les sujets.

Sujets	E_1 (rad^{-1})	α_1 (N.m. rad^{-1})	θ_1 (rad)	E_3 (rad^{-1})	α_3 (N.m. rad^{-1})	θ_3 (rad)	K_2 (N.m.rad^{-1})	η (N.m.s.rad^{-1})	f (N.m)	*Erreur RMS* (N.m)
1	3.784	4.419	-0.258	0.460	2.943	0.648	5.238	0.748	1.954	1.28
2	9.366	3.571	-0.127	0.322	3.397	0.547	5.314	0.718	1.634	1.20
3	9.078	4.428	-0.185	0.230	4.910	0.468	6.707	0.745	2.198	1.42
4	6.163	3.969	-0.237	0.517	3.730	0.365	2.741	0.774	1.157	0.80
5	8.801	4.306	-0.169	0.422	3.622	0.527	5.570	0.976	1.826	1.29
6	9.422	4.237	-0.055	0.368	3.484	0.668	2.714	0.983	2.376	1.53
7	9.723	4.290	-0.158	0.506	4.346	0.419	5.217	1.022	2.111	1.30
8	3.631	4.074	-0.309	0.733	2.931	0.200	3.939	1.109	1.182	1.34
9	5.606	4.358	-0.266	0.459	3.402	0.506	7.418	1.590	1.629	1.89
moyenne	7.286	4.184	-0.196	0.446	3.640	0.483	4.984	0.963	1.785	1.34
ecart type	2.501	0.276	0.079	0.141	0.637	0.144	1.610	0.276	0.428	0.29

Les relations *E*-vitesse angulaire et *CD*-vitesse angulaire modélisées sont proches des relations expérimentales (Figure III-17). Ce résultat traduit une bonne description du comportement global du système avec le modèle sur l'ensemble de l'amplitude de mouvement. La dissipation d'énergie est toutefois légèrement surestimée avec le modèle au début de l'amplitude de mouvement et légèrement sous-estimée sur la fin (Figure III-16). Nos résultats montrent néanmoins une bonne adéquation globale entre le modèle utilisé et les résultats expérimentaux dans le cadre de cycles de charge/décharge réalisés à différentes vitesses.

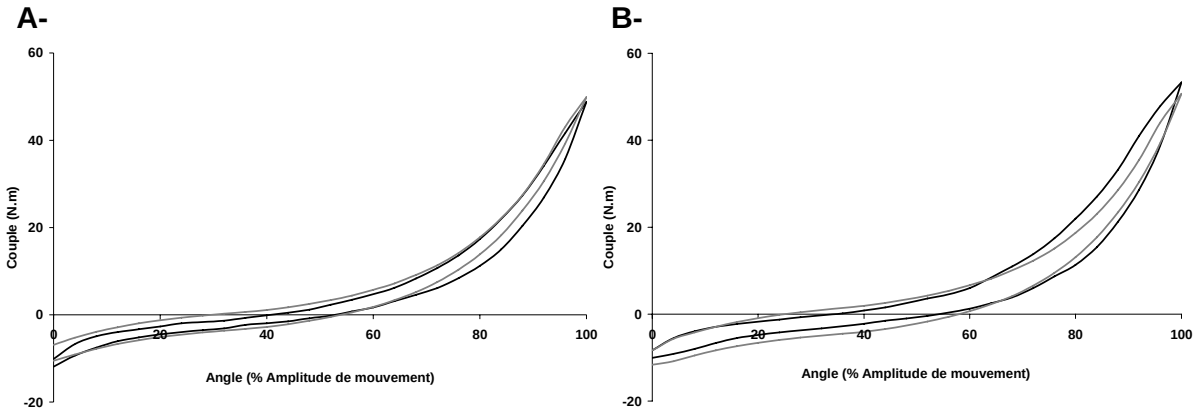


Figure III-16: Relations couple angle moyennes expérimentales (—) et modélisées (—) obtenues avec le modèle viscoélastique non linéaire avec frottement A- à la vitesse

programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1}). Les écarts types ne sont pas tracés pour une meilleure lisibilité de la figure.

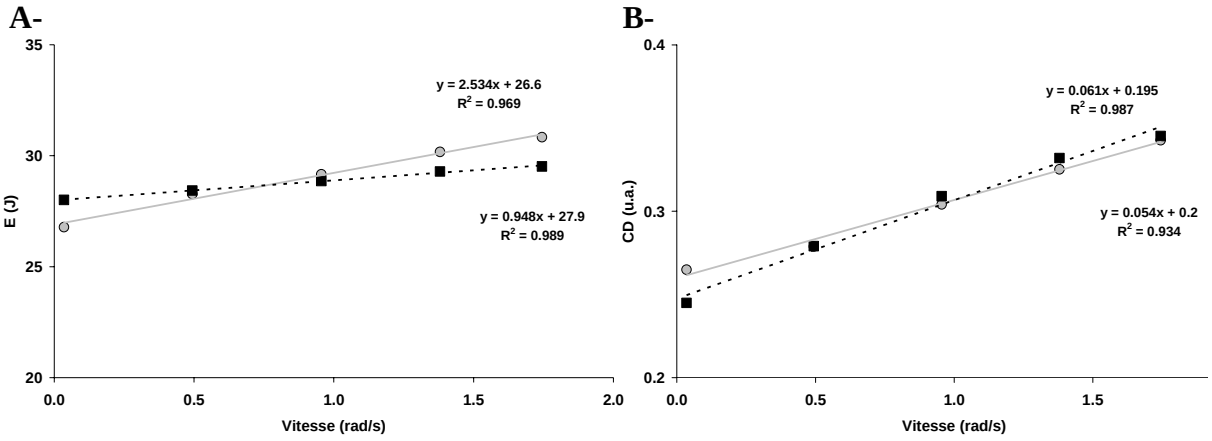


Figure III-17 : Relations entre A- l'énergie potentielle élastique emmagasinée moyenne lors de la charge (E) B- le coefficient de dissipation (CD) moyen et la vitesse angulaire moyenne calculée au cours du cycle. ● : résultats expérimentaux, ■ : modèle viscoélastique non linéaire avec frottement. Les écarts types ne sont pas tracés pour une meilleure lisibilité des figures.

III.4.3. Discussion

L'analyse réalisée sur l'ensemble de la population confirme le bon accord entre les données expérimentales et le modèle. Il représente donc un compromis satisfaisant puisque le nombre de paramètres (n=9) est conforme au nombre maximal fixé *a priori*. Certains auteurs ont considéré que le frottement ne permettrait pas de décrire le comportement dissipatif du système (Esteki et Mansour, 1996). En effet, le frottement induit des modifications instantanées du couple lorsque la direction du mouvement appliqué à l'articulation est changée, ce qui provoque des angulations aux extrémités des hystérésis. Ces angulations ne sont pas présentes sur les relations couple-angle passives obtenues dans nos travaux. Cependant, nos résultats montrent que, malgré la présence de frottement dans notre modèle, les angulations sur les hystérésis des relations couple-angle modélisées sont tout à fait négligeables (*e.g.* Figure III-14, Figure III-16). De plus, le frottement associé à la viscosité permet de décrire de manière très satisfaisante le comportement dissipatif du système (Figure III-17-B).

Le modèle attribue néanmoins trop de dissipation au début de l'amplitude de mouvement et pas suffisamment sur la fin de cette amplitude (Figure III-16). La viscosité et le frottement introduits dans notre modèle étant, par définition, indépendants de l'angle articulaire, ils induisent une dissipation d'énergie constante sur toute l'amplitude de

mouvement. Or, même si la relation entre viscosité et angle articulaire a été peu étudiée dans la littérature, Weiss *et al.* (1986) ont montré, à partir de perturbations dynamiques de faibles amplitudes, que la viscosité du CMA de la cheville placée en condition passive est dépendante de l'angle articulaire. Aussi, nous avons envisagé de combiner les tests réalisés dans notre étude avec ceux réalisés par Weiss *et al.* (1986). Nous avons implémenté un test combinant étirements et perturbations sinusoïdales avec le module logiciel system 3 research toolkit (Figure III-18). Ce test nous permettait *a priori* de calculer la dissipation d'énergie et la viscosité en fonction de l'angle articulaire, et donc d'améliorer notre modèle. Cependant, nous avons rencontré le même type de problème que dans le CHAPITRE I.1.3. Lorsque les niveaux de couple deviennent importants, le dynamomètre n'est plus capable d'imposer le profil de position souhaité. Ce problème n'est, à ce jour, pas résolu par les ingénieurs de la société Biodex ® et ce test n'a pu être mis en place dans le cadre de ce travail de thèse.

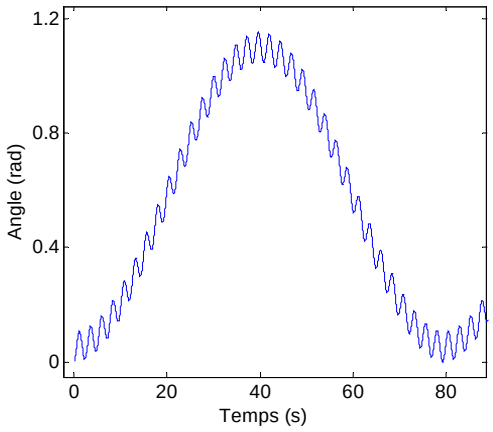


Figure III-18 : Exemple obtenu sur un sujet de l'angle en fonction du temps pour le protocole envisagé afin de déterminer la viscosité en fonction de l'angle articulaire. Deux fonctions sinusoïdales sont combinées. Ce test peut être programmé à l'aide du logiciel system 3 research toolkit.

Nos résultats montrent que le modèle mis en place dans cette étude permet de décrire le comportement mécanique de l'articulation lors des cycles de charge/décharge aux différentes vitesses. Nous nous sommes demandés quel est son comportement lors d'autres tests mécaniques (*e.g.* relaxation, fluage, perturbations sinusoïdales…) notamment en simulant des relaxations (étirements statiques) avec notre modèle. Les résultats de cette simulation montrent que le couple relaxé est alors beaucoup plus faible avec le modèle que lors de l'expérimentation. Cela peut s'expliquer par la présence d'une viscosité lente et d'une viscosité rapide comme cela est le cas dans de nombreux tissus biologiques (Fung, 1983; Speich *et al.*, 2006). Les cycles de charge/décharge nous ont alors probablement permis de

caractériser la viscosité rapide. Aussi, afin d'étendre notre modèle aux essais de relaxations, diverses possibilités ont été testées en rajoutant une viscosité lente. Nous n'avons pour l'instant pas réussi à prendre en compte les deux types d'essais (cycles aux différentes vitesses et relaxation) avec le même modèle de manière satisfaisante.

Dans le CHAPITRE I.1.4, quelques hypothèses ont été proposées pour expliquer la présence de frottement, qui pourrait par exemple être localisé au niveau de l'articulation ou entre les différentes structures du système. Néanmoins, de nombreuses structures sont impliquées et mises sous tension dans le cadre du développement du couple passif (CHAPITRE I.1.2.1). Il est de fait impossible de vérifier ces hypothèses avec les méthodologies expérimentales utilisées, d'autant plus que le modèle mis en place ne permet pas de prendre en compte la géométrie du système étudié et les différentes structures qui le constituent.

Récemment Hoang *et al.* (2005) ont montré qu'il est possible de caractériser la relation force-longueur passive des muscles *gastrocnemii in vivo* au cours de la charge. Pour cela, ces auteurs ont adapté une méthode mise en place pour déterminer les relations force-longueur lors de contractions (Herzog et ter Keurs, 1988). Pour ce faire, ils considèrent que les muscles *gastrocnemii* sont les seules structures croisant les articulations de la cheville et du genou produisant une part significative du couple passif mesuré lors d'une mobilisation de la cheville. Ainsi, lorsqu'un cycle de charge/décharge passif appliqué à l'articulation de la cheville est réalisé à différents angles du genou, on peut observer des modifications du couple passif qui sont uniquement attribuables à des modifications de la contribution des *gastrocnemii.* Ce type de protocole permet donc de déterminer la contribution relative des *gastrocnemii* lors d'un étirement passif. Un modèle géométrique simple basé sur des mesures anthropométriques permet alors d'estimer la longueur des *gastrocnemii* en fonction des angles articulaires du genou et de la cheville et de transformer le couple passif produit par les *gastrocnemii* en force (Grieve *et al.*, 1978). Leur relation force-longueur passive est ainsi établie (Hoang *et al.*, 2005).

Nous avons développé cette méthode au sein du laboratoire. L'extension de cette méthode aux charges et décharges nous permet de déterminer la relation lors de la charge et de la décharge (Figure III-19), et donc de déterminer les propriétés dissipatives des *gastrocnemii in vivo.* A terme, il pourra être envisagé de combiner cette méthodologie avec celle utilisée dans notre étude (*i.e.* cycles réalisés aux différentes vitesses) ou avec les

perturbations sinusoïdales présentées précédemment. Cela permettrait d'améliorer le modèle proposé dans ce chapitre en individualisant la contribution relative de différentes structures.

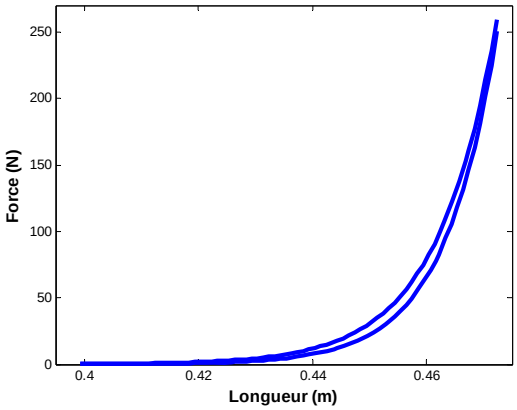


Figure III-19 : Relation force longueur de charge et de décharge des gastrocnemii obtenues à partir du modèle de Hoang (Hoang et al., 2005)

Malgré les différentes améliorations envisagées pour notre modèle, celui-ci permet de décrire de manière satisfaisante le comportement mécanique global du CMA dans le cadre fixé pour cette étude (cycles de charge/décharge réalisés aux différentes vitesses). Les deux études suivantes présentent les adaptations de ce modèle afin de prendre en compte les modifications de propriétés mécaniques lors des étirements cycliques et statiques.

III.5. Étude ② : prise en compte des adaptations au cours des 5 premiers cycles en pré-test

III.5.1. Mise en place du modèle

Nous avons montré dans le CHAPITRE II que les modifications des propriétés mécaniques au cours des cinq cycles présentent les caractéristiques suivantes :

- Diminution du couple lors de la charge, très peu de modifications lors de la décharge (Figure II-2, CHAPITRE II.3.3)
- Modification des propriétés dissipatives mise en évidence par une diminution du *CD* (Figure II-9, CHAPITRE II.3.5)
- Modifications indépendantes de la vitesse d'étirement (Figure II-16, CHAPITRE II.4)

Ces modifications peuvent être modélisées par une modification de l'élasticité ou du frottement. Entre le premier et le cinquième cycle, le couple diminue d'une valeur à peu près constante sur toute l'amplitude de mouvement (Figure II-2, CHAPITRE II.3.3).

Nous proposons de modéliser ces adaptations par une modification du frottement à l'aide d'un autre patin placé en parallèle de celui existant dans le modèle (Figure I-1). Il va permettre de simuler un frottement additionnel sur les charges qui va dépendre du cycle considéré ($f_1(cycle)$). Le modèle est présenté sur la Figure III-20. Les équations utilisées sont les mêmes que dans les équations (III-7) et (III-9). Le couple du modèle était alors la somme de C_1, C_2, C_3, C_4 et C_5 (équation (III-9)). Les valeurs des paramètres déterminées dans le paragraphe précédent (E_1, α_1, θ_1, K_2, η, E_3, α_3, θ_3 et f) ont été fixées constantes, et une optimisation a été réalisée sur chaque cycle pour déterminer les cinq valeurs de $f_1(cycle)$.

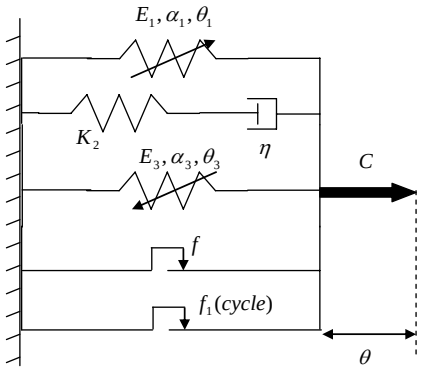


Figure III-20 : Modèle viscoélastique non linéaire avec frottement, adapté pour prendre en compte les effets des cycles

$$C_5 = f_1(cycle)g(\dot{\theta}),\ g(x) = \begin{cases} 0 \text{ si } x \leq 0 \\ 1 \text{ si } x > 0 \end{cases} \qquad \text{(III-9)}$$

Les résultats pour chaque sujet sont présentés en Annexe, et les résultats moyens sont décrits ci-après.

III.5.2. Résultats

De la même manière que dans le CHAPITRE II, le couple passif est peu modifié entre chaque cycle lors de la décharge, ce qui valide le choix de ne rajouter le frottement ($f_1(cycle)$) que lors de la charge. Le modèle choisi permet de décrire les modifications de l'allure des relations couple-angle entre le premier et le cinquième cycle (Figure III-21) ainsi que les modifications de *E* et du *CD* au cours des cycles (Figure III-22).

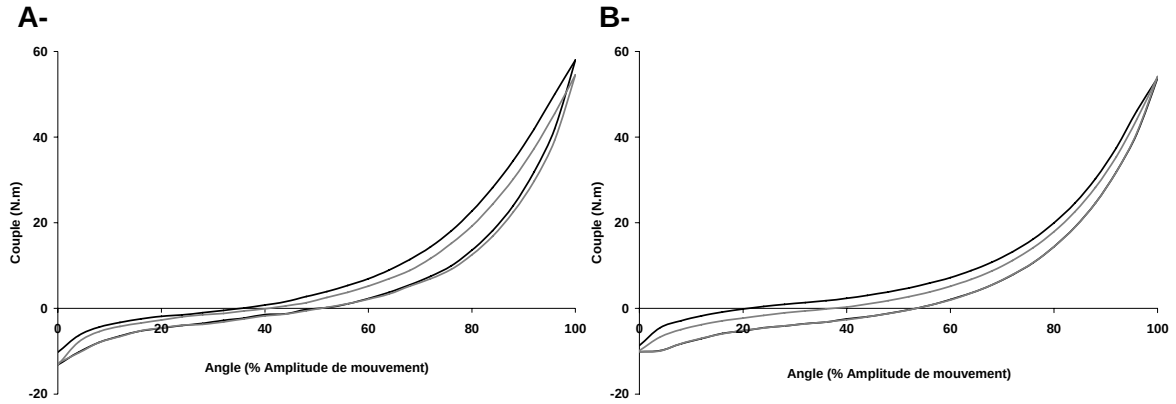


Figure III-21 : Relations couple-angle moyennes A- expérimentales et B- modélisées obtenues lors du premier (—) et du cinquième (—) cycle. Les écarts types ne sont pas tracés pour une meilleure lisibilité de la figure.

Deux (5 cycles) analyses de variance à mesures répétées (ANOVAs) ont été utilisées pour déterminer les effets des étirements cycliques sur *E* expérimental et *E* calculé avec le modèle. Pour ces deux analyses, un effet du cycle est significatif ($P < 0.001$), et l'analyse *post-hoc* (test de Newman-Keuls) montre que *E* est diminué au cours des deux premiers cycles aussi bien expérimentalement qu'avec le modèle ($P < 0.05$, Figure III-22-A).

Le même type d'analyse a été réalisé pour le *CD*. Le *CD* est diminué après le premier cycle pour les données expérimentales ($P < 0.001$, Figure III-22-A), alors qu'il diminue au cours des deux premiers cycles avec le modèle ($P < 0.05$, Figure III-22-B).

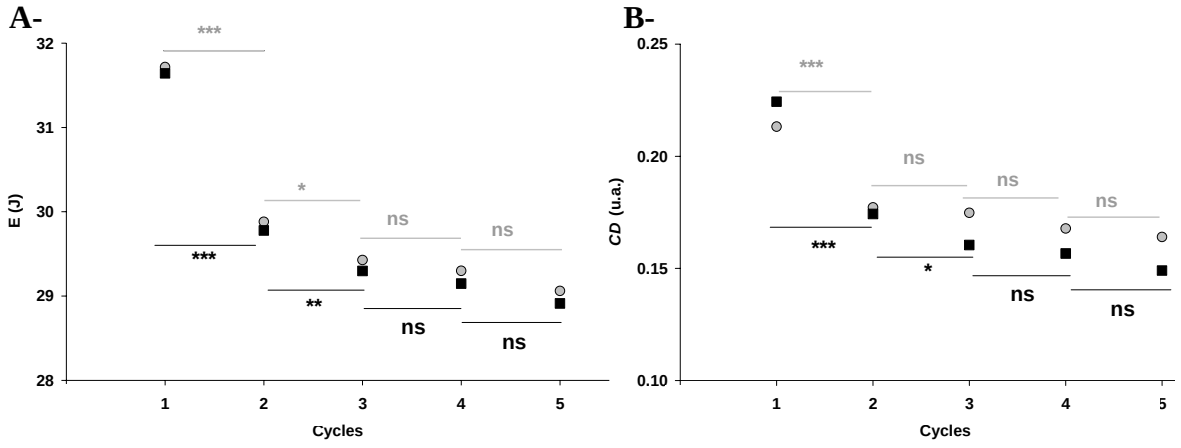


*Figure III-22 : Évolutions au cours des cinq cycles A- de l'énergie emmagasinée lors de la charge (E) B- du coefficient de dissipation (CD). ● : résultats expérimentaux, ■ : modèle. *** : P < 0.001 ; ** : P < 0.01 ; * : P < 0.05 ; ns : P > 0.05. Les écarts types ne sont pas tracés pour une meilleure lisibilité de la figure.*

III.5.3. Discussion

Une modification du frottement au cours de la charge permet de modéliser les adaptations lors des cinq étirements cycliques du pré-test de manière très satisfaisante. Le modèle choisi implique une diminution du couple constante sur toute l'amplitude de mouvement, ce qui est en accord avec les résultats expérimentaux de cette étude et de l'étude du CHAPITRE II.3.3.

Une modification du frottement pourrait être interprétée de différentes manières. Les deux mécanismes proposés dans la discussion du CHAPITRE II.6, *i.e.* des ruptures de ponts d'actine myosine ou de liaisons moléculaires entre les filaments et un réarrangement des structures de collagène, pourraient être impliqués. Afin de modéliser des ruptures de liaisons moléculaires entre les filaments, Speich *et al.* (2006) ont proposé de mettre en place un ressort avec une raideur ajustable dépendante du nombre de liaisons présentes dans le muscle passif qui diminue donc au cours du protocole d'étirements. Ce modèle permet de simuler qualitativement les effets de cycles de charge/décharge appliqués à un muscle detrusor de lapin. Ces résultats obtenus sur un muscle lisse ne sont évidemment pas directement transposables au système musculo-articulaire étudié, et nos résultats ne permettent pas de démontrer que ces mécanismes sont réellement impliqués. L'implémentation d'un tel modèle intégrant une raideur ajustable constitue une piste de travail qui pourrait être explorée dans le cadre de l'étude du CMA afin de mieux comprendre les effets d'étirements cycliques de muscles squelettiques *ex vivo* ou *in vivo*.

III.6. Étude ③ : prise en compte des adaptations après les étirements statiques

III.6.1. Mise en place du modèle

Il a été montré dans le CHAPITRE II que les modifications des relations couple-angle à la suite d'étirements statiques peuvent être modélisées par un décalage vers la droite des relations couple-angle. Ce décalage est alors interprété par une augmentation de la longueur des muscles à la suite de ces étirements. Dans le modèle, les effets des étirements statiques vont être pris en compte par une modification de θ_1 qui va se traduire par un décalage de $\Delta\theta_1$ (paramètre P3 du Tableau III-1). Les valeurs des paramètres obtenues lors du premier cycle du pré-test ont été utilisées, et une optimisation sur la relation couple-angle du premier cycle du post-test a été réalisée en fixant tous les paramètres sauf θ_1. Les résultats obtenus pour chaque sujet sont détaillés en Annexe, et les résultats moyens sont présentés dans la suite.

III.6.2. Résultats

Un décalage $\Delta\theta_1$ moyen de 0.042 ± 0.007 rad (0.031-0.055 rad ; 2.4 ± 0.4°, 1.8-3.1°) a été obtenu après optimisation. L'effet du décalage permet de décrire les modifications des allures des relations couple-angle entre le premier cycle du pré-test et le premier cycle du post-test (Figure III-23).

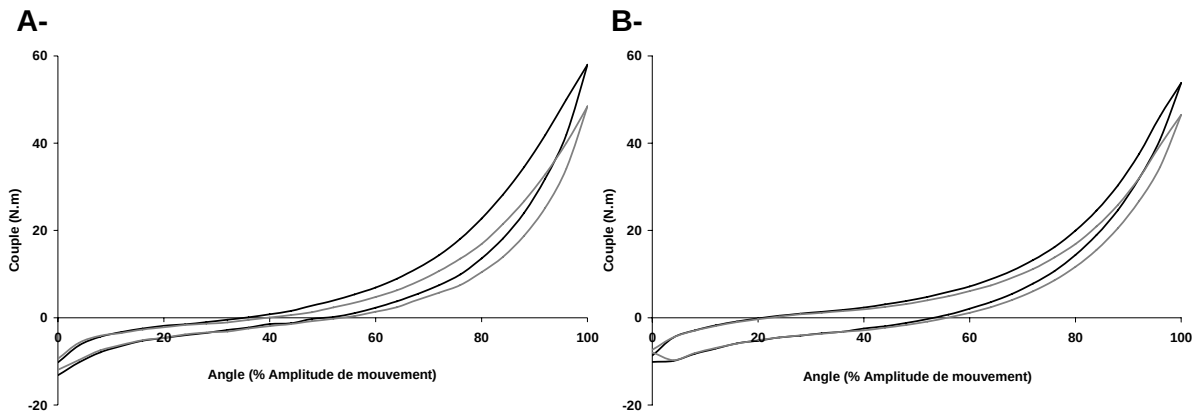


Figure III-23 : Relations couple-angle moyennes A- expérimentales et B- modélisées obtenues lors du premier cycle lors du pré-test (—) et du post-test (—).Les écarts types ne sont pas tracés pour une meilleure lisibilité de la figure.

Quatre tests *t* de Student ont été réalisés pour déterminer les effets des étirements statiques sur *E* et le *CD* obtenus avec les données expérimentales et le modèle. Après les

étirements statiques *E* modèle et *E* expérimental diminuent ($P < 0.001$; Figure III-24-A). Le *CD* calculé à partir des relations couple-angle expérimentales diminue ($P < 0.001$), alors que le *CD* calculé à partir des relations couple-angle modélisées n'est pas modifié ($P > 0.05$).

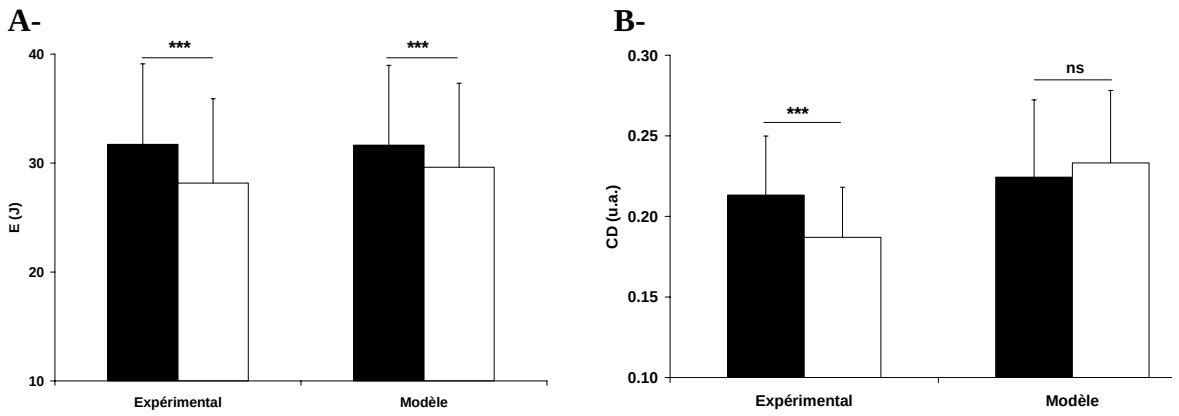


*Figure III-24 : A- Énergies potentielles élastiques emmagasinées lors de la charge (E) calculées à partir des données expérimentales et du modèle. B- Coefficients de dissipation (CD) calculés à partir des données expérimentales et du modèle. ■ : Premier cycle du pré-test ; □ : premier cycle du post-test. *** : P < 0.001 ; ns : P > 0.05*

III.6.3. Discussion

Les effets des étirements statiques sont modélisés par un décalage $\Delta\theta_1$ du couple produit lors des flexions plantaires. Conformément aux résultats du CHAPITRE II, nos résultats montrent que ce décalage permet de décrire les modifications des relations couple-angle. Les effets des étirements statiques sur les courbes de charge et pour *E* sont ainsi convenablement modélisés (Figure III-24-A).

Cependant, les effets des étirements statiques sur les propriétés dissipatives ne semblent pas correctement pris en compte par notre modèle. Le *CD* diminue expérimentalement, alors qu'il n'est pas significativement modifié avec le modèle (Figure III-24-B). Il est à noter que le modèle est en accord avec les résultats du CHAPITRE II qui n'ont pas montré d'effet significatif des étirements statiques sur le *CD*. Dans cette étude, l'ajustement du décalage a été réalisé uniquement sur le premier cycle du post-test et nous avons montré que ce premier cycle est significativement différent des suivants. Une analyse plus complète pourrait donc être réalisée sur l'ensemble du post-test. Aussi, l'étude ④ vise à simuler les cycles suivants du post-test afin de déterminer si notre modèle est valide pour la suite du post-test, et donc pour l'ensemble du protocole réalisé.

Étude ④ : simulation du post-test

III.6.4. Mise en place des simulations

Afin de vérifier que les modèles mis en place dans les Études ①, ② et ③ peuvent nous permettre de simuler l'ensemble du post-test, nous avons mené cette étude de faisabilité sur un sujet. Les paramètres déterminés dans les études précédentes ont été utilisés dans deux simulations différentes. La première simulation a été réalisée sur les cinq cycles à 0.17 rad.s^{-1} en post-test et la seconde sur les cinq cycles aux différentes vitesses en post-test.

Simulation des effets des cycles à vitesses constantes en post-test

Nous avons tout d'abord simulé les cinq premiers étirements cycliques réalisés au post-test. Pour cela, nous avons utilisé les valeurs des paramètres calculés sur les cycles réalisés aux différentes vitesses en pré-test (Étude ①) ; et l'angle θ_1 a été remplacé par l'angle calculé lors de la modélisation des effets des étirements statiques ($\theta_1 + \Delta\theta_1$, obtenu par optimisation pour le premier cycle du post-test, Étude ③). Nous avons simulé chaque cycle réalisé à 0.17 rad.s^{-1} lors du post-test avec les valeurs de $f_1(cycle)$ obtenues en pré-test. L'angle en fonction du temps mesuré expérimentalement lors des cinq cycles réalisés à 0.17 rad.s^{-1} lors du post-test a servi d'entrée au modèle, et une réponse simulée a ainsi été calculée.

Simulation des cycles réalisés aux différentes vitesses en post-test

Afin de simuler les cycles réalisés aux différentes vitesses en post-test, les paramètres calculés lors de l'Étude ① et de l'Étude ③ ont été utilisés. L'angle en fonction du temps mesuré expérimentalement lors des cycles aux différentes vitesses du post-test a servi d'entrée au modèle, et une réponse simulée a ainsi été calculée.

III.6.5. Résultats

Simulation des effets des cycles à vitesse constante en post-test

Le modèle permet de simuler les effets des étirements cycliques en post-test sur les relations couple-angle de manière satisfaisante (Figure III-25).

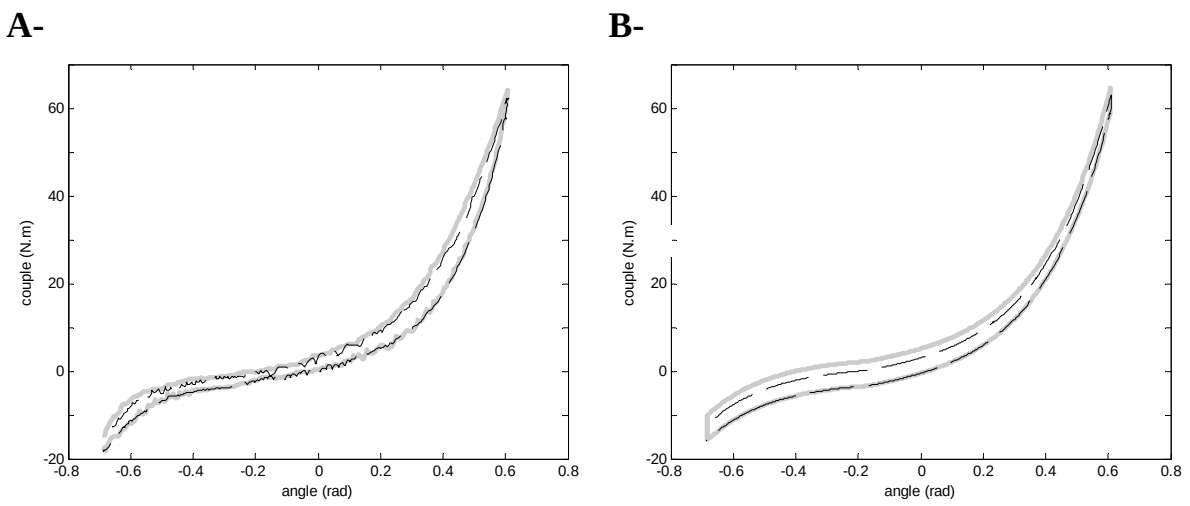


Figure III-25 : Relations couple-angle du post-test A- expérimentales et B- simulées obtenues lors du premier (—) et du cinquième (—) cycle pour le sujet testé.

Les effets des cycles sont également bien simulés pour *E* (Figure III-26) et le *CD* (Figure III-27). Des différences existent toutefois entre les données expérimentales et simulées pour le premier cycle pour *E* et le *CD*, ces différences s'estompant pour les cycles suivants (Figure III-26 et Figure III-27-B).

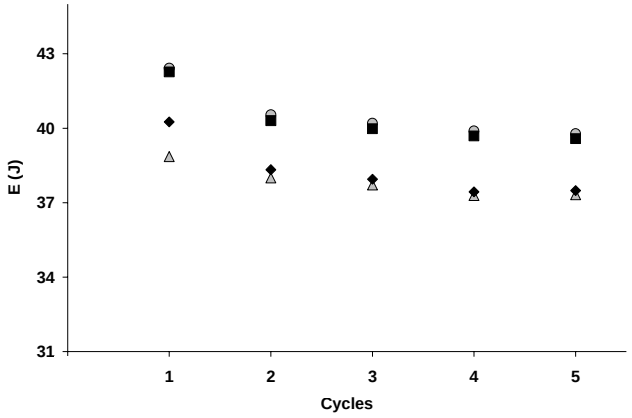


Figure III-26 : Évolution de l'énergie potentielle élastique emmagasinée lors de la charge (E) au cours des cycles. ● : pré-test expérimental ; ■ : pré-test modèle ; ▲ : post-test expérimental ; ◆ : post-test simulé. Pour le sujet considéré, les effets des étirements cycliques sont similaires entre les données expérimentales et les données simulées en post-test. Seul le premier cycle du post-test n'est pas parfaitement pris en compte.

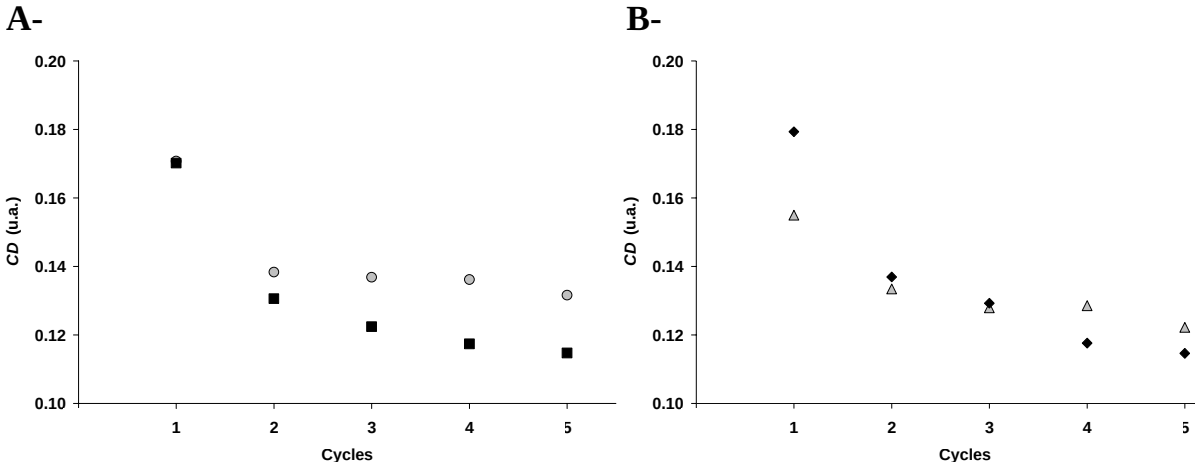


Figure III-27 : Évolutions du coefficient de dissipation (CD) au cours des cycles. A- pré-test. ● : expérimental ; ■ : modèle. B- post-test. ▲ : expérimental ; ◆ : simulé.

Simulation des cycles réalisés aux différentes vitesses en post-test

Nos résultats montrent alors que la simulation permet d'obtenir des relations couple-angle très proches des relations expérimentales obtenues en post-test (Figure III-28).

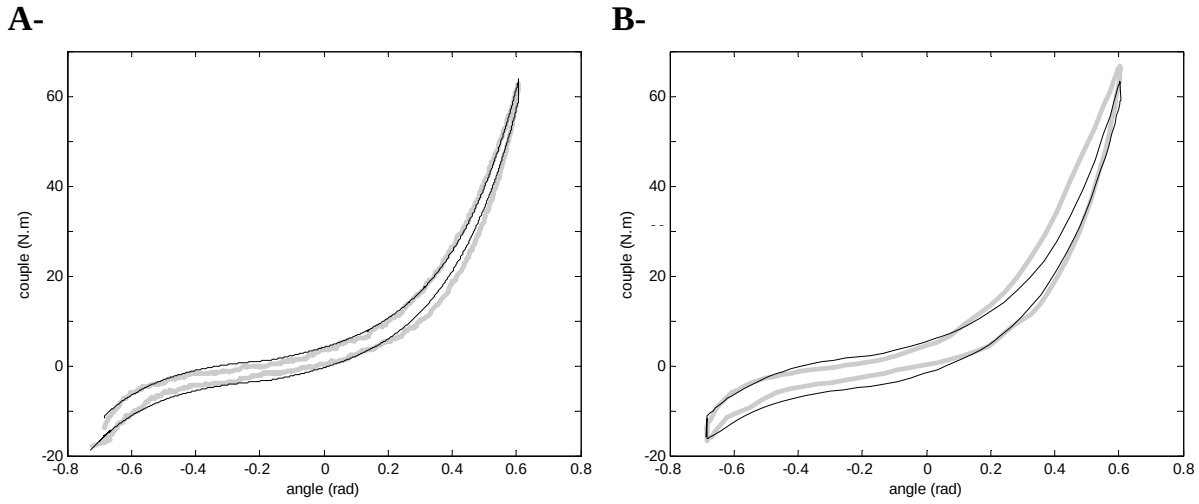


Figure III-28 : Relations couple angle du post-test expérimentales (—) et simulées (—) obtenues avec les valeurs des paramètres optimisés lors du pré-test et l'angle θ_1 du post-test A- à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}) B- à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1}).

La Figure III-29 présente les relations entre *E* et la vitesse d'étirement obtenue en pré- et post-tests avec les données expérimentales d'une part et avec le modèle d'autre part. Les étirements statiques induisent un décalage vers le bas des relations sans aucune modification de pente, et les effets observés sont similaires que l'on considère les données expérimentales et issues de la simulation (Figure III-29). Nous avons déjà montré que le modèle permet de

décrire de manière précise la relation entre le *CD* et la vitesse (Figure III-15). Ce résultat est confirmé pour le sujet considéré sur la Figure III-30-A. La relation entre le *CD* et la vitesse calculée par la simulation en post-test est alors identique à celle obtenue avec les données expérimentales. De plus toutes les relations pré- (Figure III-30-A) et post-test (Figure III-30-B) sont similaires indiquant que, comme dans le CHAPITRE II.3.5, les étirements statiques ont peu d'effets sur le *CD*.

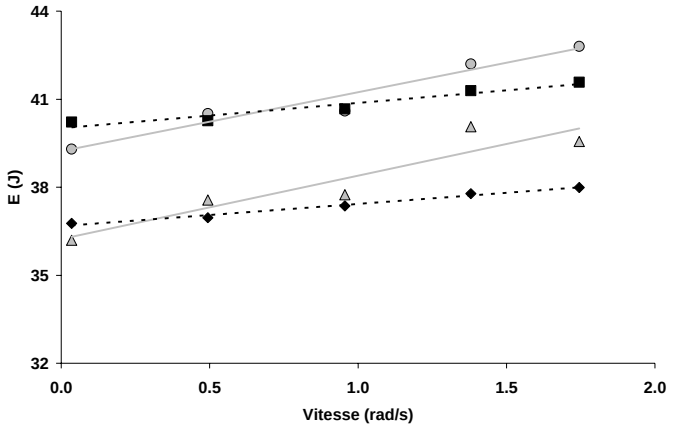


Figure III-29 : Énergie potentielle élastique emmagasinée lors de la charge (E) en fonction de la vitesse moyenne imposée. ● : pré-test expérimental ; ■ : pré-test modèle ; ▲ : post-test expérimental ; ◆ : post-test simulé. Les étirements statiques induisent un décalage vers le bas de la relation, et les pentes restent similaires. Les effets des étirements statiques sont identiques entre les données expérimentales (en gris) et les données simulées (en noir).

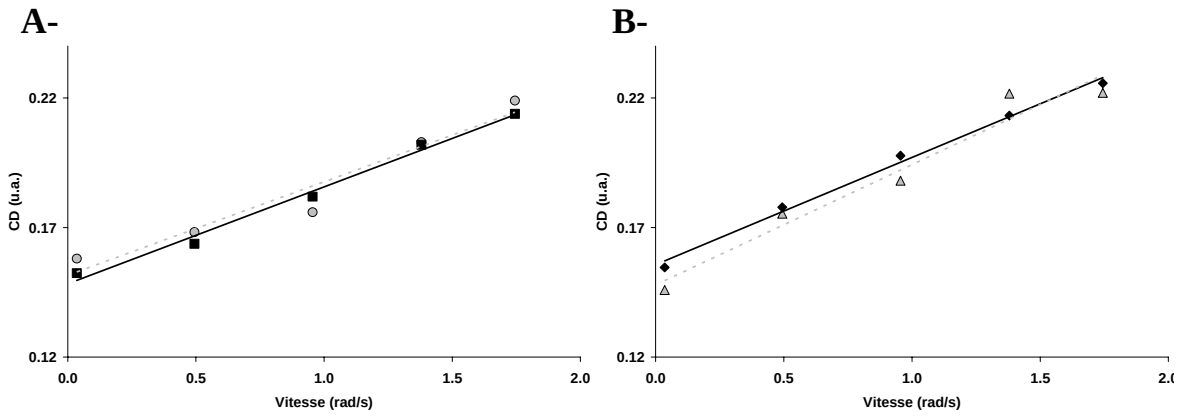


Figure III-30 : Coefficient de dissipation (CD) A- pré-test. ● : expérimental ; ■ : modèle. B- post-test. ▲ : expérimental ; ◆ : simulé. Les relations étaient similaires en pré-test et en post-test, et les étirements statiques ont peu d'effets sur le CD

III.6.6. Discussion

Les résultats de cette étude ont montré la faisabilité de l'utilisation du modèle pour simuler le post-test et devraient être confirmés sur l'ensemble de la population. Les trois premières études ont montré que les ajustements des modèles sont similaires pour chaque sujet, ce qui permet d'envisager des résultats de simulation pour les autres sujets proches de ceux obtenus dans cette étude.

Des différences entre les résultats expérimentaux et simulés ont été trouvées pour le premier cycle du post-test, confirmant ainsi les résultats de l'étude ③ qui montrent que ce cycle n'est pas parfaitement pris en compte par notre modèle. Cependant, l'erreur de la simulation par rapport aux résultats expérimentaux est réduite pour les cycles suivants (Figure III-27). Ces résultats confirment donc la pertinence du modèle développé pour prendre en compte les effets des étirements statiques (décalage vers la droite des relations couple-angle). Il est particulièrement intéressant de noter que les étirements statiques induisent une diminution du couple passif alors qu'ils ne semblent avoir aucun effet sur les pentes des relations entre *E* et la vitesse d'étirement ou de la relation entre le *CD* et la vitesse d'étirement, ce que notre modèle permet tout à fait de simuler (Figure III-29 et Figure III-30).

Cette étude montre donc que le modèle mis en place dans les études ①, ② et ③ peut être utilisé afin de simuler les effets de protocoles d'étirements cycliques et statiques. L'erreur lors de cette simulation est alors principalement commise sur le premier cycle du post-test et devient tout à fait négligeable sur les cycles suivants.

III.7. Conclusion

Le Tableau III-7 résume les quatre études réalisées dans ce chapitre. Lors de l'étude ①, un modèle viscoélastique non linéaire avec frottement a été mis en place, et les neuf paramètres du modèle (E_1, α_1, θ_1, K_2, η, E_3, α_3, θ_3, f) ont été déterminés par optimisation. Nous avons montré que ce modèle permet de décrire de manière satisfaisante les propriétés élastiques et dissipatives du CMA en conditions passives lors de cycles de charge/décharge réalisés à différentes vitesses. Les études ② et ③ ont ensuite permis d'adapter notre modèle pour prendre en compte respectivement les effets des étirements cycliques et statiques. Les paramètres $f_1(cycle)$ et $\Delta\theta_1$ ont alors été calculés. Enfin, l'étude ④ a permis de montrer que les différents modèles utilisés permettent de simuler le protocole réalisé après les étirements statiques (post-test) et de rendre compte des effets de ces étirements.

Tableau III-7 : Bilan des modélisations et des simulations réalisées dans ce chapitre. Dans ce tableau basé sur le Tableau III-1, les noms des différents paramètres utilisés sont ajoutés.

Étude	Entrées expérimentales	Entrée paramètres connus	Paramètres déterminés (optimisation)
① Modèle global	- 5 cycles aux 5 vitesses en pré-test	Aucune	- E_1, α_1, θ_1, K_2, η, E_3, α_3, θ_3, f (P1)
② Effets des étirements cycliques	- 5 cycles à 0.17 rad.s^{-1} en pré-test	- P1	- $f_1(cycle)$ (P2)
③ Effets des étirements statiques	- 1er cycle à 0.17 rad.s^{-1} en post-test	- P1 - P2 (au premier cycle)	- $\Delta\theta_1$ (P3)
④ Simulation des effets des étirements	- 5 cycles aux 5 vitesses en post-test	- P1 - P3	Aucun
	- 5 cycles à 0.17 rad.s^{-1} en post-test	- P1 - P2 - P3	Aucun

Plusieurs perspectives d'utilisation de ce modèle sont envisagées. En effet, celui-ci permettant de dissocier les comportements élastiques, visqueux et de frottement du CMA, il pourrait servir d'outil afin de caractériser ces comportements pour des sujets de différentes populations. Les effets de différentes sollicitations chroniques, tels que des pathologies neuromusculaires, des traumatismes musclo-tendineux ou encore le vieillissement pourrait ainsi être analysés sur la base de paramètres caractéristiques de chaque type de comportement (élastique,visqueux, frottement) déterminés à l'aide du modèle.

Ensuite, il pourrait être utilisé à des fins de prédiction de la réponse du CMA dans différentes conditions expérimentales. Par exemple, il peut être considéré que le couple de force mesuré au niveau d'une articulation est la somme d'un couple produit par les structures contractiles et d'un couple produit par les structures passives. Néanmoins, la plupart des études réalisées *in vivo* ne permettent pas de dissocier ces deux contributions et le rôle des structures passives lors de mouvements est relativement mal connu. La modélisation mise en place dans ce chapitre pourrait donc être utilisée afin de simuler la production de couple passif lors de contractions mono-segmentaires ou lors de tâches plus complexes (*e.g.* marche, course à pied, saut…). Afin d'apprécier sa contribution relative, le couple passif pourrait alors être comparé au couple global mesuré au niveau de l'articulation. De plus, nous avons montré dans le CHAPITRE II que les propriétés mécaniques passives du CMA sont modifiées après des étirements cycliques et statiques. Diverses implications de ces résultats, concernant par exemple la pratique d'étirements préalables à une performance sportive, ont été proposées dans le CHAPITRE II.6. Notre modèle étant capable de modéliser et simuler ces modifications, il pourrait être utilisé afin de déterminer les incidences des modifications de propriétés mécaniques passives par exemple dans le cadre de pratiques sportives ou de protocoles de réhabilitations fonctionnelles.

Quelques perspectives d'améliorations du modèle ont également été présentées dans les quatre études de ce chapitre. L'utilisation combinée des étirements et de perturbations sinusoïdales pourrait ainsi nous permettre de mieux prendre en compte les dépendances des propriétés dissipatives du système à l'angle articulaire. De plus, il nous semble particulièrement intéressant de pouvoir disposer d'un modèle qui, à terme, puisse prendre en compte l'organisation structurale du complexe étudié et les contributions des différents muscles impliquées. Pour cela, nous avons par exemple envisagé l'utilisation du modèle de Hoang (Hoang *et al.*, 2005) qui permet de séparer les contributions des muscles mono et bi articulaires croisant l'articulation de la cheville.

Conclusion générale

Les différentes études de ce manuscrit ont permis de mettre en place un modèle rhéologique du complexe musculo-articulaire (CMA) passif *in vivo* qui peut être utilisé afin de simuler son comportement mécanique lors de cycles de charge/décharge à différentes vitesses. Pour cela, notre travail est organisé en trois étapes.

Dans le premier chapitre, le comportement mécanique passif du CMA a été caractérisé à l'aide de deux approches expérimentales.

La première approche consistait à étirer les muscles passivement et à mesurer la réponse du complexe musculo-articulaire passif grâce à un dynamomètre isocinétique. Dans une première étude, nous avons mis en place un dispositif permettant de comparer les propriétés déterminées avec le dynamomètre et un système de mesure de référence. La méthode ainsi validée a été utilisée dans la suite de nos travaux. Dans une seconde étude, nous avons analysé les réponses du CMA lors de mobilisations de l'articulation réalisées à différentes vitesses. Nos résultats ont mis en évidence que la résistance développée par l'articulation augmente avec la vitesse d'étirement, montrant le caractère viscoélastique du système considéré. Un comportement viscoélastique pur ne permet cependant pas de décrire ses propriétés dissipatives, et nous avons proposé d'associer un frottement à la viscoélasticité pour rendre compte de ces propriétés. La raideur passive du CMA a enfin été caractérisée dans une troisième étude. Nos résultats ont montré que différentes méthodes de calculs permettent d'obtenir des valeurs de raideur significativement différentes. Les modèles de calculs utilisés ont alors permis de mettre en place des indices de raideur qui pourraient être utilisés pour déterminer l'incidence de sollicitations aiguës ou chroniques sur les propriétés mécaniques passives du CMA.

La seconde approche utilisait la propagation d'ondes acoustiques pour déterminer une raideur musculaire locale. C'est dans ce cadre que l'élastographie impulsionnelle a été développée. Nos résultats montrent une nette augmentation de la raideur avec le niveau d'étirement, mais cette augmentation n'est pas reproductible contrairement aux mesures de raideur du muscle effectuées au repos. Les perspectives d'utilisation de cette méthode, tant cliniques que fondamentales sont potentiellement nombreuses, et des pistes sont évoquées afin d'améliorer l'outil utilisé dans notre étude. Une perspective d'amélioration concerne notamment l'utilisation de la nouvelle méthode d'imagerie supersonique de cisaillement en deux dimensions, qui pourrait nous permettre, à terme, d'établir une cartographie de l'élasticité musculaire de muscles superficiels et profonds et de mesurer leur anisotropie.

Le second chapitre visait à déterminer les modifications des propriétés caractérisées dans le premier chapitre à la suite de protocoles d'étirements passifs. Ces étirements sont couramment utilisés dans le cadre de pratiques sportives et de protocoles de réhabilitation fonctionnelle, mais leurs effets apparaissent relativement contradictoires au regard de la littérature et les mécanismes impliqués restent mal connus.

Nos résultats montrent principalement que les étirements cycliques et statiques induisent une diminution du couple passif développé par le CMA. Lors des étirements cycliques, une diminution de la dissipation d'énergie et une modification de l'allure de la relation couple-angle sont mises en évidence. Ces résultats indiquent que les propriétés mécaniques intrinsèques des tissus semblent modifiées au cours des cycles. Ces modifications sont indépendantes de la vitesse d'étirement imposée, ce qui implique qu'une diminution du frottement doit permettre de modéliser les modifications observées. Deux mécanismes ont été proposés pour expliquer ce type de modifications. Un réarrangement structural des structures de collagène et/ou des ruptures entre des ponts d'actine myosine ou des liaisons moléculaires d'autres protéines du muscle pourraient avoir lieu au cours des étirements.

A la suite des étirements statiques, l'analyse des relations couple-angle a montré que les modifications du couple passif peuvent être simplement expliquées par un décalage vers la droite de la relation couple-angle. Dans le même temps, la dissipation d'énergie est inchangée, et l'utilisation de l'élastographie impulsionnelle a permis de vérifier que la raideur locale du muscle n'était pas significativement modifiée Ces résultats montrent que l'augmentation de la longueur des muscles serait principalement à l'origine des effets des étirements statiques sur les propriétés mécaniques passives.

Pour finir, le troisième chapitre a permis de construire un modèle rhéologique du comportement mécanique passif du CMA. Ce modèle, qui comprend des composantes élastiques, visqueuses et de frottement, décrit de manière satisfaisante la relation couple-angle du CMA incluant la dissipation lors de cycles à différentes vitesses. Il a ensuite été développé afin de prendre en compte à la fois les effets des étirements cycliques et statiques étudiés dans le second chapitre.

A court terme, nous envisageons d'utiliser le modèle pour étudier certaines sollicitations spécifiques par simulation de la contribution des structures passives. Dans ce cadre, l'impact des modifications du comportement mécanique passif sur la réalisation de tâches fonctionnelles ou de gestes sportifs pourrait être analysé, par exemple à la suite de protocoles d'étirements.

De plus, une amélioration du modèle envisagée consiste à séparer, à l'aide d'une modélisation musculo-squellettique, la contribution de différents muscles impliqués lors d'étirements passifs. Pour cela, nous développons actuellement le modèle de Hoang (Hoang *et al.*, 2005) qui permet de séparer les contributions des muscles mono et bi articulaires croisant l'articulation de la cheville.

Enfin, les travaux de cette thèse pourraient être étendus à la modélisation du comportement du CMA lors de contractions. Le modèle mis en place pourrait alors être couplé avec un modèle de Hill (1951) modifié afin de décrire un comportement global du système. Cette modélisation permettrait d'améliorer les modèles musculaires actuellement utilisés dans le cadre de la simulation du comportement du corps humain ou de la réalisation de mouvements.

Bibliographie

Aagaard P., Simonsen E.B., Trolle M., Bangsbo J., Klausen K. (1995). Isokinetic hamstring/quadriceps strength ratio: influence from joint angular velocity, gravity correction and contraction mode. *Acta Physiol Scand, 154*, 421-427.

Akazawa K., Fujii K. (1989). Mathematical model of the frog skeletal muscle--analysis of non-linear mechanical properties. *Front Med Biol Eng, 1*(4), 331-340.

Allen D.G. (2001). Eccentric muscle damage: mechanisms of early reduction of force. *Acta Physiol Scand, 171*(3), 311-319.

Amankwah K., Triolo R.J., Kirsch R. (2004). Effects of spinal cord injury on lower-limb passive joint moments revealed througth a nonlinear viscoelastic model. *J Rehabil Res Dev, 41*(1), 15-32.

Andersen J.C. (2005). Stretching before and after exercise: effect on muscle soreness and injury risk. *J Athl Train, 40*(3), 218-220.

Anderson J. (2000). *Elasticité musculaire longitudinale et transversale: influence de l'absence de desmine*. Thèse de doctorat, UTC compiègne, Compiègne.

Anderson J., Li Z., Goubel F. (2002). Models of skeletal muscle to explain the increase in passive stiffness in desmin knockout muscle. *J Biomech, 35*(10), 1315-1324.

Atkinson G., Nevill A.M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med, 26*(4), 217-238.

Atkinson G., Nevill A. (2000). Typical error versus limits of agreement. *Sports Med, 30*(5), 375-381.

Avela J., Kyrolainen H., Komi P.V. (1999). Altered reflex sensitivity after repeated and prolonged passive muscle stretching. *J Appl Physiol, 86*(4), 1283-1291.

Axelson H., Hagbarth K.E. (2001). Human motor control consequences of thixotropic changes in muscular short range stiffness. *J Physiol, 535*, 279-288.

Axelson H. (2005). *Muscle thixotropy: implications for Human motor control*. Thèse de doctorat, University of Uppsala.

Bablok W., Passing H., Bender R., Schneider B. (1988). A general regression procedure for method transformation. Application of linear regression procedures for method comparison studies in clinical chemistry, Part III. *J Clin Chem Clin Biochem, 26*(11), 783-790.

Bandy W.D., Irion J.M. (1994). The effect of time on static stretch on the flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther, 74*(9), 845-850; discussion 850-842.

Bandy W.D., Irion J.M., Briggler M. (1997). The effect of time and frequency of static stretching on flexibility of the hamstring muscles. *Phys Ther, 77*(10), 1090-1096.

Bandy W.D., Irion J.M., Briggler M. (1998). The effect of static stretch and dynamic range of motion training on the flexibility of the hamstring muscles. *J Orthop Sports Phys Ther, 27*(4), 295-300.

Barnes H.A. (1997). Thixotropy - a review. *J Non-Newtonian Fluid Mech, 70*, 1-33.

Behm D.G., Bambury A., Cahill F., Power K. (2004). Effect of acute static stretching on force, balance, reaction time, and movement time. *Med Sci Sports Exerc, 36*(8), 1397-1402.

Bercoff J., Chaffai S., Tanter M., Sandrin L., Catheline S., Fink M., Gennisson J.L., Meunier M. (2003). In vivo breast tumor detection using transient elastography. *Ultrasound Med Biol, 29*(10), 1387-1396.

Bercoff J., Tanter M., Fink M. (2004). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 51*(4), 396-409.

Best T.M., McElhaney J., Garrett W.E., Myers B.S. (1993). Characterization of the passive responses of the live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity. *J Biomech, 27*(4), 413-419.

Best T.M., McElhaney J., Garrett W.E., Jr., Myers B.S. (1994). Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity. *J Biomech, 27*(4), 413-419.

Bland J.M., Altman D.G. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet, 1*(8476), 307-310.

Bouisset M., Maton B. (1995). *Muscle, posture et mouvement. Bases et applications de la méthode électromyographique*: Herman.

Bressel E., McNair P.J. (2001). Biomechanical behavior of the plantar flexor muscle-tendon unit after an Achilles tendon rupture. *Am J Sports Med, 29*(3), 321-326.

Bressel E., McNair P.J. (2002). The effect of prolonged static and cyclic stretching on ankle joint stiffness, torque relaxation, and gait in people with stroke. *Phys Ther, 82*(9), 880-887.

Bressel E., Larsen B.T., McNair P.J., 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), 284-291.

Catheline S. (1998). *Interferometrie-speckle ultrasonore: application à la mesure d'élasticité.* Thèse de doctorat, Université de PARIS VII, PARIS.

Catheline S., Wu F., Fink M. (1999). A solution to diffraction biases in sonoelasticity : the acoustic impulse technique. *J Acoust Soc Am, 105*, 2941-2950.

Chung S.G., van Rey E., Bai Z., Roth E.J., Zhang L.Q. (2004). Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia. *Arch Phys Med Rehabil, 85*, 1638-1645.

Cipriani D., Abel B., Pirrwitz D. (2003). A comparison of two stretching protocols on hip range of motion: implications for total daily stretch duration. *J Strength Cond Res, 17*(2), 274-278.

Cometti G. (2004). Facteurs de la performance: les limites du stretching. *Revue EPS, 304*, 29-34.

Cornu C., Almeida Silveira M.I., Goubel F. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 76*(3), 282-288.

Cornu C., Goubel F., Fardeau M. (1998). Stiffness of knee extensors in Duchenne muscular dystrophy. *Muscle Nerve, 21*(12), 1772-1774.

Cornu C., Goubel F., Fardeau M. (2001). Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in Duchenne muscular dystrophy. *J Physiol, 533*(Pt 2), 605-616.

Cornwell A., Nelson A.G., Sidaway B. (2002). Acute effects of stretching on the neuromechanical properties of the triceps surae muscle complex. *Eur J Appl Physiol, 86*(5), 428-434.

Cramer J.T., Housh T.J., Johnson G.O., Miller J.M., Coburn J.W., Beck T.W. (2004). Acute effects of static stretching on peak torque in women. *J Strength Cond Res, 18*(2), 236-241.

Cramer J.T., Housh T.J., Weir J.P., Johnson G.O., Coburn J.W., Beck T.W. (2005). The acute effects of static stretching on peak torque, mean power output, electromyography, and mechanomyography. *Eur J Appl Physiol, 93*(5-6), 530-539.

Dauty M., Cornu C., Allard Y., Grandet M.J., Dubois C. (2002). Total knee arthroplasty: reproducibility of gait speed. *Ann Readapt Med Phys, 45*(4), 147-153.

Davis J., Kaufman K.R., Lieber R.L. (2003). Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle. *J Biomech, 36*(4), 505-512.

Deffieux T., Gennisson J.L., Nordez A., Tanter M., Fink M. (Sous presse). Ultrafast imaging of in vivo muscle contraction using ultrasound. *Appl Phys Let*.

Delp S.L., Loan J.P. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput Biol Med, 25*(1), 21-34.

Dresner M.A., Rose G.H., Rossman P.J., Muthupillai R., Manduca A., Ehman R.L. (2001). Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging, 13*(2), 269-276.

Drouin J.M., Valovich-mcLeod T.C., Shultz S.J., Gansneder B.M., Perrin D.H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *Eur J Appl Physiol, 91*(1), 22-29.

Esteki A., Mansour J.M. (1996). An experimentally based nonlinear viscoelastic model of passive joint moment. *J Biomech, 29*, 443-450.

Evetovich T.K., Nauman N.J., Conley D.S., Todd J.B. (2003). Effect of static stretching of the biceps brachii on torque, electromyography, and mechanomyography during concentric isokinetic muscle actions. *J Strength Cond Res, 17*(3), 484-488.

Finni T., Komi P.V., Lukkariniemi J. (1998). Achilles tendon loading during walking: application of a novel optic fiber technique. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 77*(3), 289-291.

Folpp H., Deall S., Harvey L.A., Gwinn T. (2006). Can apparent increases in muscle extensibility with regular stretch be explained by changes in tolerance to stretch? *Aust J Physiother, 52*(1), 45-50.

Fowles J.R., Sale D.G., MacDougall J.D. (2000). Reduced strength after passive stretch of the human plantarflexors. *J Appl Physiol, 89*(3), 1179-1188.

Fuhrman C., Chouaid C. (2004). Concordance between two variables: numerical approaches (qualitative observations - the kappa coefficient-; quantitative measures. *Rev Mal Respir, 21*(1), 123-125.

Fung Y.C. (1983). *Biomechanics. Mechanical Properties of Living Tissues*: Springer-Verlag.

Gajdosik R. (1999). Were the effects of a calf-stretching exercise measured? *J Orthop Sports Phys Ther, 29*(7), 421-424.

Gajdosik R.L., Vander Linden D.W., Williams A.K. (1999). Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther, 79*(9), 827-838.

Gajdosik R.L. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech, 16*(16), 87-101.

Gajdosik R.L., Vander Linden D.W., McNair P.J., Riggin T.J., Albertson J.S., Mattick D.J., Wegley J.C. (2004). Slow passive stretch and release characteristics of the calf muscles of older women with limited dorsiflexion range of motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 19*(4), 398-406.

Gajdosik R.L., Vander Linden D.W., McNair P.J., Riggin T.J., Albertson J.S., Mattick D.J., Wegley J.C. (2005a). Viscoelastic properties of short calf muscle-tendon units of older women: effects of slow and fast passive dorsiflexion stretches in vivo. *Eur J Appl Physiol, 95*(2-3), 131-139.

Gajdosik R.L., Vander Linden D.W., McNair P.J., Williams A.K., Riggin T.J. (2005b). 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), 20*(9), 973-983.

Gajdosik R.L. (2006). Influence of a low-level contractile response from the soleus, gastrocnemius and tibialis anterior muscles on viscoelastic stress-relaxation of aged human calf muscle-tendon units. *Eur J Appl Physiol, 96*, 379-388.

Gennisson J.L. (2003). *Le palpeur acoustique: un nouvel outil d'investigation des tissus biologiques.* Thèse de doctorat, Université de PARIS VI, PARIS.

Gennisson J.L., Catheline S., Chaffai S., Fink M. (2003). Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am, 114*(1), 536-541.

Gennisson J.L., Cornu C., Catheline S., Fink M., Portero P. (2005). Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech, 38*(7), 1543-1550.

Glantz S.A. (1974). A constitutive equation for the passive properties of muscle. *J Biomech, 7*(2), 137-145.

Gleim G.W., McHugh M.P. (1997). Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med, 24*(5), 289-299.

Goubel F., Lensel-Corbeil G. (2003). *Biomécanique. Eléments de mécanique musculaire*: Masson.

Grieve D., Phesant S., Cavanagh P.R. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle posture. In E. Asmussen;K. Jorgensen (Eds.), *International Series of Biomechanics* (Vol. 2A, pp. 405-412).

Halbertsma J.P., van Bolhuis A.I., Goeken L.N. (1996). Sport stretching: effect on passive muscle stiffness of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil, 77*(7), 688-692.

Halbertsma J.P., Mulder I., Goeken L.N., Eisma W.H. (1999). Repeated passive stretching: acute effect on the passive muscle moment and extensibility of short hamstrings. *Arch Phys Med Rehabil, 80*(4), 407-414.

Halbertsma J.P.K. (1999). *Short hamstrings stretching: a study of muscle elasticity.* Thèse de doctorat, University of Groningen.

Hansen P., Bojsen-Moller J., Aagaard P., Kjaer M., Magnusson S.P. (2006). Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 21*(1), 54-58.

Hartig D.E., Henderson J.M. (1999). Increasing hamstring flexibility decreases lower extremity overuse injuries in military basic trainees. *Am J Sports Med, 27*(2), 173-176.

Harvey L., Herbert R., Crosbie J. (2002). Does stretching induce lasting increases in joint ROM? A systematic review. *Physiother Res Int, 7*(1), 1-13.

Harvey L.A., McQuade L., Hawthorne S., Byak A. (2003). Quantifying the magnitude of torque physiotherapists apply when stretching the hamstring muscles of people with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil, 84*(7), 1072-1075.

Hatta I., Sugi H., Tamura Y. (1988). Stiffness changes in frog skeletal muscle during contraction recorded using ultrasonic waves. *J Physiol, 403*, 193-209.

Heerkens Y.F., Woittiez R.D., Kiela J., Huijing P.A., Huson A., van Ingen Schenau G.J., Rozendal R.H. (1987). Mechanical properties of passive rat muscle during sinusoïdal stretching. *Pflugers Arch, 409*, 438-447.

Heers G., Jenkyn T., Dresner M.A., Klein M.O., Basford J.R., Kaufman K.R., Ehman R.L., An K.N. (2003). Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 18*(6), 537-542.

Herbert R.D., Gabriel M. (2002). Effects of stretching before and after exercising on muscle soreness and risk of injury: systematic review. *Bmj, 325*(7362), 468.

Herbert R.D., Moseley A.M., Butler J.E., Gandevia S.C. (2002). Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol, 539*(Pt 2), 637-645.

Hermens H.J., Freriks B., Disselhorst-Klug C., Rau G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol, 10*, 361-374.

Herzog W., ter Keurs H.E. (1988). Force-length relation of in-vivo human rectus femoris muscles. *Pflugers Arch, 411*(6), 642-647.

Hewson D.J., Hogrel J.Y., Langeron Y., Duchene J. (2003). Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *J Electromyogr Kinesiol, 13*(3), 273-279.

Hill A.V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc Roy Soc B, 126*, 136-195.

Hill A.V. (1951). The effect of series compliance on the tension developed in muscl twitch. *Proc Roy Soc B, 138*, 325-329.

Hill D.K. (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. *J Physiol, 199*, 637-684.

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. *J Biomech, 38*(6), 1333-1341.

Hopkins W.G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med, 30*(1), 1-15.

Hopkins W.G. (2004). Bias in Bland-Altman but not Regression Validity Analyses. *sportscience, 8*, 42-46.

Horowits R., Kempnerr E.S., Bisher M.E., Podolsky R.J. (1986). A physiological role for titin and nebulin in skeletal muscle. *Nature, 323*, 160-164.

Huijing P.A. (1994). Mechnische muskelmodelle. In P.V. Komi (Ed.), *Kraft und Schnelkraft im Sport* (pp. 135-154): Colonia.

Huijing P.A. (1999). Muscle as a collagen fiber reinforced composite: a review of force transmission in muscle and whole limb. *J Biomech, 32*(4), 329-345.

Huyghe J.M., van Campen D.H., Arts T., Heethaar R.M. (1991). The constitutive behaviour of passive heart muscle tissue: a quasi-linear viscoelastic formulation. *J Biomech, 24*(9), 841-849.

Iwazumi T. (2000). Physics in muscle research. *Physiol Chem Phys & Med, 32*, 83-118.

Jenkyn T.R., Ehman R.L., An K.N. (2003). Noninvasive muscle tension measurement using the novel technique of magnetic resonance elastography (MRE). *J Biomech, 36*(12), 1917-1921.

Johns R.J., Wright V. (1962). Relative importance of various tissues in joint stiffness. *J Appl Physiol, 17*(5), 824-828.

Jones A.M. (2002). Running economy is negatively relatede to sit-and-reach test performance in international-standard distance runners. *Int J Sports Med, 23*(40-43).

Journois D. (2004). [Concordance between two variables: graphical approach (Bland and Altman's method)]. *Rev Mal Respir, 21*(1), 127-130.

Kjaer M. (2004). Role of extracellular matrix in adaptation of tendon and skeletal muscle to mechanical loading. *Physiol Rev, 84*(2), 649-698.

Klinge K., Magnusson S.P., Simonsen E.B., Aagaard P., Klausen K., Kjaer M. (1997). The effect of strength and flexibility training on skeletal muscle electromyographic activity, stiffness, and viscoelastic stress relaxation response. *Am J Sports Med, 25*(5), 710-716.

Kokkonen J., Nelson A.G., Cornwell A. (1998). Acute muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport, 69*(4), 411-415.

Konofagou E., Ophir J. (1998). A new elastographic method for estimation and imaging of lateral displacements, lateral strains, corrected axial strains and Poisson's ratios in tissues. *Ultrasound Med Biol, 24*(8), 1183-1199.

Konofagou E.E., Ophir J., Kallel F., Varghese T. (1997). Elastographic dynamic range expansion using variable applied strains. *Ultrason Imaging, 19*(2), 145-166.

Kovanen V., Suominen H., Heikkinen E. (1984). Mechanical properties of fast and slow skeletal muscle with special reference to collagen and endurance training. *J Biomech, 17*(10), 725-735.

Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2001a). Effects of different duration isometric contractions on tendon elasticity in human quadriceps muscles. *J Physiol, 536*(Pt 2), 649-655.

Kubo K., Kanehisa H., Ito M., Fukunaga T. (2001b). 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., Fukunaga T. (2001c). Influence of static stretching on viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Appl Physiol, 90*(2), 520-527.

Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (2001d). Effects of repeated muscle contractions on the tendon structures in humans. *Eur J Appl Physiol, 84*(1-2), 162-166.

Kubo K., Kanehisa H., Kawakami Y., Fukunaga T. (2001e). Influences of repetitive muscle contractions with different modes on tendon elasticity in vivo. *J Appl Physiol, 91*(1), 277-282.

Kubo K., Kanehisa H., 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., 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), 219-226.

Kubo K., Kanehisa H., Fukunaga T. (2005). Effects of cold and hot water immersion on the mechanical properties of human muscle and tendon in vivo. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 20*(3), 291-300.

Kubo K., Yata H., Kanehisa H., Fukunaga T. (2006). Effects of isometric squat training on the tendon stiffness and jump performance. *Eur J Appl Physiol, 96*(3), 305-314.

Lambertz D., Perot C., Kaspranski R., Goubel F. (2001). Effects of long-term spaceflight on mechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol, 90*(1), 179-188.

Lambertz D., Goubel F., Kaspranski R., Perot C. (2003). Influence of long-term spaceflight on neuromechanical properties of muscles in humans. *J Appl Physiol, 94*(2), 490-498.

Lamontagne A., Malouin F., Richards C.L., Dumas F. (1997). Impaired viscoelastic behavior of spastic plantarflexors during passive stretch at different velocities. *Clin Biomech, 12*(7-8), 508-515.

Levinson S.F. (1987). Ultrasound propagation in anisotropic soft tissues: the application of the linear elastic theory. *J Biomech, 20*(3), 251-260.

Levinson S.F., Shinagawa M., Sato T. (1995). Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity. *J Biomech, 28*(10), 1145-1154.

Mademli L., Arampatzis A. (2005). Behaviour of the human gastrocnemius muscle architecture during submaximal isometric fatigue. *Eur J Appl Physiol, 94*(5-6), 611-617.

Maganaris C.N., Paul J.P. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol, 521 Pt 1*, 307-313.

Maganaris C.N. (2000). In vivo measurement-based estimations of the moment arm in the human tibialis anterior muscle-tendon unit. *J Biomech, 33*(3), 375-379.

Maganaris C.N., Paul J.P. (2000). Hysteresis measurements in intact human tendon. *J Biomech, 33*(12), 1723-1727.

Maganaris C.N., Baltzopoulos V., Sargeant A.J. (2002). Repeated contractions alter the geometry of human skeletal muscle. *J Appl Physiol, 93*(6), 2089-2094.

Maganaris C.N., Paul J.P. (2002). Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *J Biomech, 35*(12), 1639-1646.

Maganaris C.N. (2004). Imaging-based estimates of moment arm length in intact human muscle-tendons. *Eur J Appl Physiol, 91*(2-3), 130-139.

Magnusson S.P., Simonsen E.B., Aagaard P., Gleim G.W., McHugh M.P., Kjaer M. (1995). Viscoelastic response to repeated static stretching in the human hamstring muscle. *Scand J Med Sci Sports, 5*(6), 342-347.

Magnusson S.P., Simonsen E.B., Aagaard P., Kjaer M. (1996a). Biomechanical responses to repeated stretches in human hamstring muscle in vivo. *Am J Sports Med, 24*(5), 622-628.

Magnusson S.P., Simonsen E.B., Aagaard P., Sorensen H., Kjaer M. (1996b). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol, 497 (Pt 1)*, 291-298.

Magnusson S.P., Simonsen E.B., Dyhre-Poulsen P., Aagaard P., Mohr T., Kjaer M. (1996c). Viscoelastic stress relaxation during static stretch in human skeletal muscle in the absence of EMG activity. *Scand J Med Sci Sports, 6*(6), 323-328.

Magnusson S.P., Simonsen E.B., Aagaard P., Boesen J., Johannsen F., Kjaer M. (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scand J Med Sci Sports, 7*(4), 195-202.

Magnusson S.P. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. A review. *Scand J Med Sci Sports, 8*(2), 65-77.

Magnusson S.P., Aagard P., Simonsen E., Bojsen-Moller F. (1998). A biomechanical evaluation of cyclic and static stretch in human skeletal muscle. *Int J Sports Med, 19*(5), 310-316.

Magnusson S.P., Aagaard P., Nielson J.J. (2000). Passive energy return after repeated stretches of the hamstring muscle-tendon unit. *Med Sci Sports Exerc, 32*(6), 1160-1164.

Magnusson S.P., Julsgaard C., Aagaard P., Zacharie C., Ullman S., Kobayasi T., Kjaer M. (2001). Viscoelastic properties and flexibility of the human muscle-tendon unit in benign joint hypermobility syndrome. *J Rheumatol, 28*(12), 2720-2725.

Mandel J. (1969). Aperçu sur les principaux comportements rhélogiques. In B. Persoz (Ed.), *La rhéololgie* (pp. 1-17). Paris: Masson & Cie.

Marek S.M., Cramer J.T., Fincher A.L., Massey L.L., Dangelmaier S.M., Purkayastha S., Fitz K.A., Culbertson J.Y. (2005). Acute Effects of Static and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Stretching on Muscle Strength and Power Output. *J Athl Train, 40*(2), 94-103.

Marquardt D.W. (1966). An algorithm for least square estimation of non linear parameters. *J Soc Ind Appl Math, 2*, 431-441.

McHugh M.P., Magnusson S.P., Gleim G.W., Nicholas J.A. (1992). Viscoelastic stress relaxation in human skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc, 24*(12), 1375-1382.

McHugh M.P., Connolly D.A., Eston R.G., Gleim G.W. (1999a). Exercise-induced muscle damage and potential mechanisms for the repeated bout effect. *Sports Med, 27*(3), 157-170.

McHugh M.P., Connolly D.A., Eston R.G., Kremenic I.J., Nicholas S.J., Gleim G.W. (1999b). The role of passive muscle stiffness in symptoms of exercise-induced muscle damage. *Am J Sports Med, 27*(5), 594-599.

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. *Med Sci Sports Exerc, 33*(3), 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. *Clin Biomech (Bristol, Avon), 17*(7), 536-540.

McNair P.J., Portero P. (2005). Using isokinetic dynamometers for measurements associated with tissue extensibility. *Iso Exerc Sci, 13*, 53-56.

Miller C.E., Wong C.L. (2000). Trabeculated embryonic myocardium shows rapid stress relaxation and non-quasi-linear viscoelastic behavior. *J Biomech, 33*(5), 615-622.

Morgan D.L. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol, 232*(1), C45-C49.

Muir I.W., Chesworth B.M., Vandervoort A.A. (1999). Effect of a static calf-stretching exercise on the resistive torque during passive ankle dorsiflexion in healthy subjects. *J Orthop Sports Phys Ther, 29*(2), 106-113; discussion 114-105.

Murayama M., Yoneda T., Kawai S. (2005). Muscle tension dynamics of isolated frog muscle with application of perpendicular distortion. *Eur J Appl Physiol, 93*(4), 489-495.

Mutungi G., Ranatunga K.W. (1996a). The viscous, viscoelastic and elastic characteristics of resting fast and slow mammalian (rat) muscle fibers. *J Physiol, 496*, 827-836.

Mutungi G., Ranatunga K.W. (1996b). The visco-elasticity of resting intact mammalian (rat) fast muscle fibres. *J Muscle Res Cell Motil, 17*(3), 357-364.

Mutungi G., Ranatunga K.W. (1998). Temperature-dependent changes in the viscoelasticity of intact resting mammalian (rat) fast- and slow-twitch muscle fibres. *J Physiol, 508 (Pt 1)*, 253-265.

Mutungi G., Ranatunga K.W. (2000). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? a response. *J Muscle Res Cell Mob, 21*, 301-302.

Myers B.S., Woolley C.T., Slotter T.L., Garrett W.E., Best T.M. (1998). The influence of strain rate on the passive and stimulated engineering stress - large strain behavior of the rabbit tibialis anterior muscle *J Biomech Eng, 12O*, 126-131.

Nelson A.G., Guillory I.K., Cornwell C., Kokkonen J. (2001). Inhibition of maximal voluntary isokinetic torque production following stretching is velocity-specific. *J Strength Cond Res, 15*(2), 241-246.

Nelson A.G., Kokkonen J. (2001). Acute ballistic muscle stretching inhibits maximal strength performance. *Res Q Exerc Sport, 72*(4), 415-419.

Nordez A., Cornu C. (2005). *Effets d'étirements statiques sur la production de force des fléchisseurs et extenseurs du genou : incidence de l'étirement initial des ischio-jambiers.* Paper presented at the 11ième Congrès International de l'ACAPS, Paris.

Nordez A., Guével A., Casari P., Catheline S., Cornu C. (Données non publiées). Assessment of muscle hardness changes induced by submaximal fatiguing isometric contraction until exhaustion.

Oatis C.A. (1993). The use of a mechanical model to describe the stiffness and damping characteristics of the knee joint in healthy adults. *Phys Ther, 73*, 740-749.

Ochala J., Lambertz D., Pousson M., Goubel F., Van Hoecke J. (2004). Changes in mechanical properties of human plantar flexor muscles in ageing. *Exp Gerontol, 39*, 349-358.

Ophir J., Cespedes I., Ponnekanti H., Yazdi Y., Li X. (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging, 13*(2), 111-134.

Persoz B. (1960). *Introduction à l'étude de la rhéologie*. Paris: Dunod.

Pincivero D.M., Lephart S.M., Karunakara R.A. (1997). Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings. *Int J Sports Med, 18*(2), 113-117.

Pourcelot P., Defontaine M., Ravary B., Lematre M., Crevier-Denoix N. (2005). A non-invasive method of tendon force measurement. *J Biomech, 38*(10), 2124-2129.

Proske U., Morgan D.L. (1987). Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. A review. *J Biomech, 20*(1), 75-82.

Proske U., Morgan D.L., Gregory J.E. (1993). Thixotropy in skeletal muscle and in muscle spindles: a review. *Progress in neurobiology, 41*, 705-721.

Proske U., Morgan D.L. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle? *J Muscle Res Cell Motil, 20*, 433-444.

Purslow P.P. (1989). Strain-induced reorientation of an intramuscular connective tissue network: implications for passive muscle elasticity. *J Biomech, 22*(1), 21-31.

Purslow P.P. (2002). The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol, 133*(4), 947-966.

Rabita G., Dupont L., Thevenon A., Lensel-Corbeil G., Pérot C., Vanvelcenaher J. (2005). Quantitative assessement of the velocity-dependent increase in restistance to passive stretch in spastic platarflexors. *Clin Biomech, 20*, 745-753.

Reeves N.D., Maganaris C.N., Narici M.V. (2003). Effect of strength training on human patella tendon mechanical properties of older individuals. *J Physiol, 548*(Pt 3), 971-981.

Reid D.A., McNair P.J. (2004). Passive force, angle, and stiffness changes after stretching of hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc, 36*(11), 1944-1948.

Riemann B.L., DeMont R.G., Ryu K., Lephart S.M. (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., Edrich T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech, 32*(5), 539-544.

Royer D., Dieulesaint E. (1996). *Ondes élastiques dans les solides. Tome 1: Propagation libre et guidée* (Masson ed.).

Salsich G.B., Mueller M.J., Sahrmann S.A. (2000). Passive ankle stiffness in subjects with diabetes and peripherical neuropathy versus age-matched comparison group. *Phys Ther, 80*, 352-362.

Sandrin L. (2000). *Elastographie impulsionnelle par ultrasons: du palpeur acoustique à l'imagerie ultrarapide.* Thèse de doctorat, université de PARIS VI, PARIS.

Sandrin L., Tanter M., Gennisson J.L., Catheline S., Fink M. (2002). Shear elasticity probe for soft tissues with 1-D transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control, 49*(4), 436-446.

Sauren A.A., Rousseau E.P. (1983). A concise sensitivity analysis of the quasi-linear viscoelastic model proposed by Fung. *J Biomech Eng, 105*(1), 92-95.

Shorten R.M. (1987). Muscle elasticity and human performance. In B. Van Gheluwe;J. Atha (Eds.), *Medicine and Sport Science* (Vol. 25, pp. 1-18). Basel: Kargel.

Shrier I. (2000). Stretching before exercise: an evidence based approach. *Br J Sports Med, 34*(5), 324-325.

Shrier I. (2004). Does stretching improve performance? A systematic and critical review of the literature. *Clin J Sport Med, 14*(5), 267-273.

Simon B.R., Coats R.S., Woo S.L. (1984). Relaxation and creep quasilinear viscoelastic models for normal articular cartilage. *J Biomech Eng, 106*(2), 159-164.

Singer B.J., Dunne J.W., Singer K.P., Allison G.T. (2002). Velocity dependent passive platarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. *Clin Biomech, 18*, 157-165.

Smith C.A. (1994). The warm-up procedure: to stretch or not to stretch. A brief review. *J Orthop Sports Phys Ther, 19*(1), 12-17.

Speich J.E., Borgsmiller L., Call C., Mohr R., Ratz P.H. (2005). ROK-induced cross-link formation stiffens passive muscle: reversible strain-induced stress softening in rabbit detrusor. *Am J Physiol Cell Physiol, 289*(1), C12-21.

Speich J.E., Quintero K., Dosier C., Borgsmiller L., Koo H.P., Ratz P.H. (2006). A mechanical model for adjustable passive stiffness in rabbit detrusor. *J Appl Physiol, 101*(4), 1189-1198.

Sten-Knudsen O. (1953). Torsional elsticity of the isolated cross-striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand, 28*, 1-240.

Stromberg D.D., Wiederielm C.A. (1969). Viscoelastic description of a collagenous tissue in simple elongation. *J Appl Physiol, 26*, 857-862.

Tamura Y., Hatta I., Matsuda H., Sugi H., Tsuchiya T. (1982). Changes in muscle stiffness during contraction recorded using ultrasonic waves. *Nature, 299*, 631-633.

Taylor C.D., Dalton J.D., Seaber A.V., Garrett W.E. (1990). Viscoelastic properties of muscle-tendon units. The biomechanical effetcts of stretching. *Am J Sports Med, 18*(3), 300-309.

Taylor N.A., Sanders R.H., Howick E.I., Stanley S.N. (1991). Static and dynamic assessment of the Biodex dynamometer. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol, 62*(3), 180-188.

Thacker S.B., Gilchrist J., Stroup D.F., Kimsey C.D., Jr. (2004). The impact of stretching on sports injury risk: a systematic review of the literature. *Med Sci Sports Exerc, 36*(3), 371-378.

Thilmann A.F., Fellows S.J., Ross H.F. (1991). Biomechanical changes at the ankle joint after stroke. *J Neurol Neurosurg Psych, 54*, 134-139.

Tognella F., Mainar A., Vanhoutte C., Goubel F. (1997). A mechanical device for studying mechanical properties of human muscles in vivo. *J Biomech, 30*(10), 1077-1080.

van der Salm A., Veltink P.H., Hermens H.J., Ijzerman M.J., Nene A.V. (2005). Development of a new method for objective assessment of spasticity using full range passive movements. *Arch Phys Med Rehabil, 86*, 1991-1997.

Wang X.T., Ker R.F. (1995). Creep rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol, 198*(Pt 3), 831-845.

Weir D.E., Tingley J., Elder G.C. (2005). Acute passive stretching alters the mechanical properties of human plantar flexors and the optimal angle for maximal voluntary contraction. *Eur J Appl Physiol, 93*(5-6), 614-623.

Weiss P.L., Kearney R.E., Hunter I.W. (1986). Position dependence of ankle joint dynamics--I. Passive mechanics. *J Biomech, 19*(9), 727-735.

Whitehead N.P., Gregory J.E., Morgan D.L., Proske U. (2001). Passive mechanical properties of the medial gastrocnemius muscle of the cat. *J Physiol, 536*, 893-903.

Wilson G.J., Murphy A.J., Pryor J.F. (1994). Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *J Appl Physiol, 76*(6), 2714-2719.

Witvrouw E., Lysens R., Bellemans J., Cambier D., Vanderstraeten G. (2000). Intrinsic risk factors for the development of anterior knee pain in an athletic population. A two-year prospective study. *Am J Sports Med, 28*(4), 480-489.

Witvrouw E., Danneels L., Asselman P., D'Have T., Cambier D. (2003). Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med, 31*(1), 41-46.

Witvrouw E., Mahieu N., Danneels L., McNair P. (2004). Stretching and injury prevention: an obscure relationship. *Sports Med, 34*(7), 443-449.

Wolff A.V., Niday A.K., Voelker K.A., Call J.A., Evans N.P., Granata K.P., Grange R.W. (2006). Passive mechanical properties of maturing extensor digitorum longus are not affected by lack of dystrophin. *Muscle Nerve, 34*(3), 304-312.

Woo S.L., Johnson G.A., Smith B.A. (1993). Mathematical modeling of ligaments and tendons. *J Biomech Eng, 115*(4B), 468-473.

Worrell T.W., Smith T.L., Winegardner J. (1994). Effect of hamstring stretching on hamstring muscle performance. *J Orthop Sports Phys Ther, 20*(3), 154-159.

Yeh C.Y., Chen J.J., Tsai K.H. (2004). Quantitative analysis of ankle hypertonia after prolonged stretch in subjects with stroke. *J Neurosci Methods, 137*(2), 305-314.

Yeh C.Y., Tsai K.H., Chen J.J. (2005). Effects of prolonged muscle stretching with constant torque or constant angle on hypertonic calf muscles. *Arch Phys Med Rehabil, 86*(2), 235-241.

Zajac F.E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng, 17*(4), 359-411.

Zatsiorski V. (1998). *Kinematics of Human Motion*: Champaign, IL; Human Kinetics.

ANNEXE : Résultats du CHAPITRE III pour tous les sujets

Cette Annexe présente les résultats de la modélisation pour les neuf sujets.

Étude ① : ajustement du modèle lors des cinq cycles réalisés aux différentes vitesses. Erreur RMS : erreur root mean square entre la réponse du modèle et les données expérimentales. Les neuf paramètres du modèle sont rapportés. A- Relations couple-angle expérimentale (en gris) et du modèle (en noir) à la vitesse programmée de 0.035 rad.s^{-1} (2°.s^{-1}). B- Relations couple-angle expérimentale (en gris) et du modèle (en noir) à la vitesse programmée de 1.571 rad.s^{-1} (90°.s^{-1}). C- Relations entre l'énergie potentielle élastique emmagasinée (*E*) et la vitesse moyenne d'étirement. ● : expérimental, ■ : modèle. D- Relations entre le coefficient de dissipation (*CD*) et la vitesse moyenne d'étirement. ● : expérimental, ■ : modèle.
Les unités pour les paramètres sont les suivantes : E_1 (rad^{-1}), α_1 (N.m. rad^{-1}), θ_1 (rad), E_3 (rad^{-1}), α_3 (N.m. rad^{-1}), θ_3 (rad), K_2 (N.m.rad^{-1}), η (N.m.s.rad^{-1}), f (N.m)

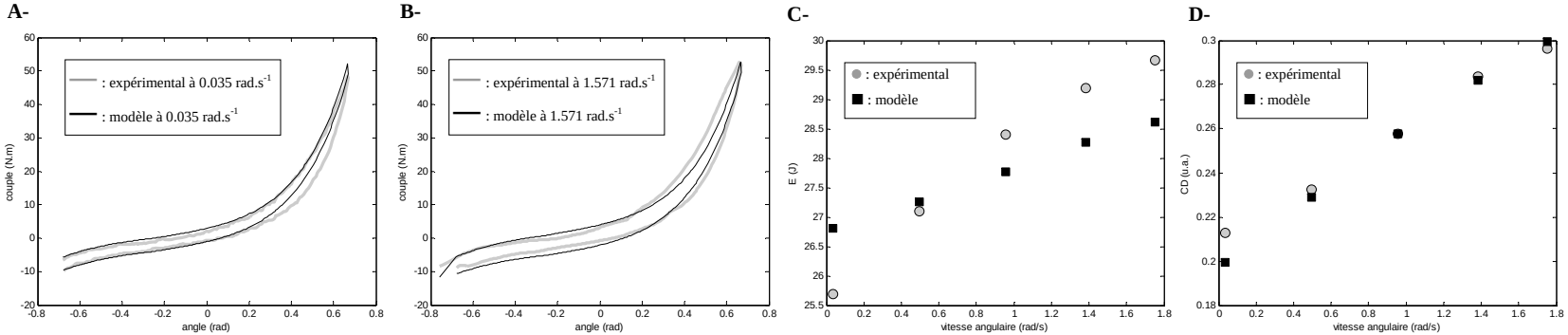
Étude ② : Prise en compte des effets des étirements cycliques. A- Relations couple-angle expérimentales du premier cycle (en gris) et cinquième cycle (en noir). B- Relations couple-angle modélisées du premier cycle (en gris) et cinquième cycle (en noir). C- Evolutions de l'énergie potentielle élastique emmagasinée (E) au cours des cinq cycles. ● : expérimental, ■ : modèle. D- Evolutions du coefficient de dissipation (CD) au cours des cinq cycles. ● : expérimental, ■ : modèle.

Étude ③ : Prise en compte des effets des étirements statiques. Décalage : décalage de $\Delta\theta_1$ des relations couple-angle. A- Relations couple-angle expérimentales du pré-test (en gris) et post-test (en noir). B- Relations couple-angle modélisées du pré-test (en gris) et du post-test (en noir). C- Energie potentielle élastique emmagasinée (*E*) en pré-test (■) et en post-test (□). D- Coefficient de dissipation (*CD*) en pré-test (■) et en post-test (□).

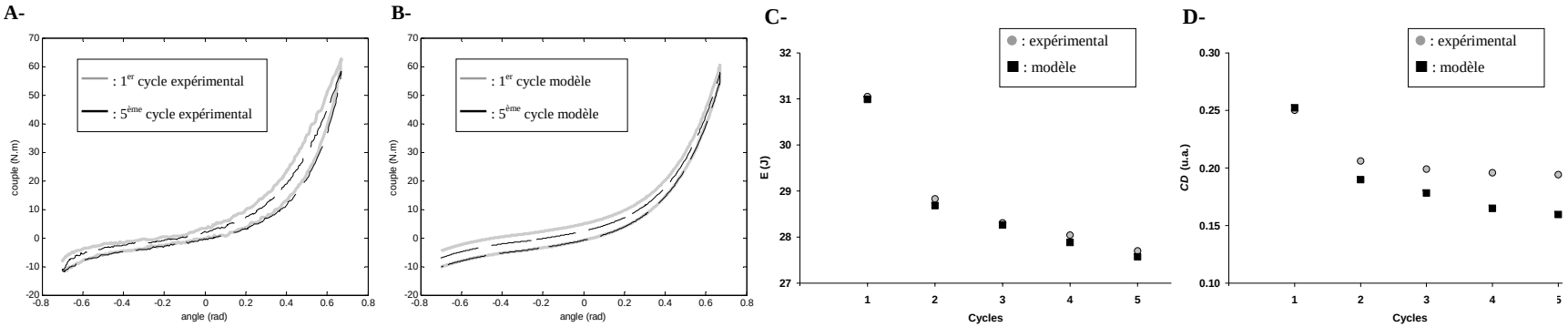
SUJET 1

Etude ①. Erreur RMS=1.28 N.m

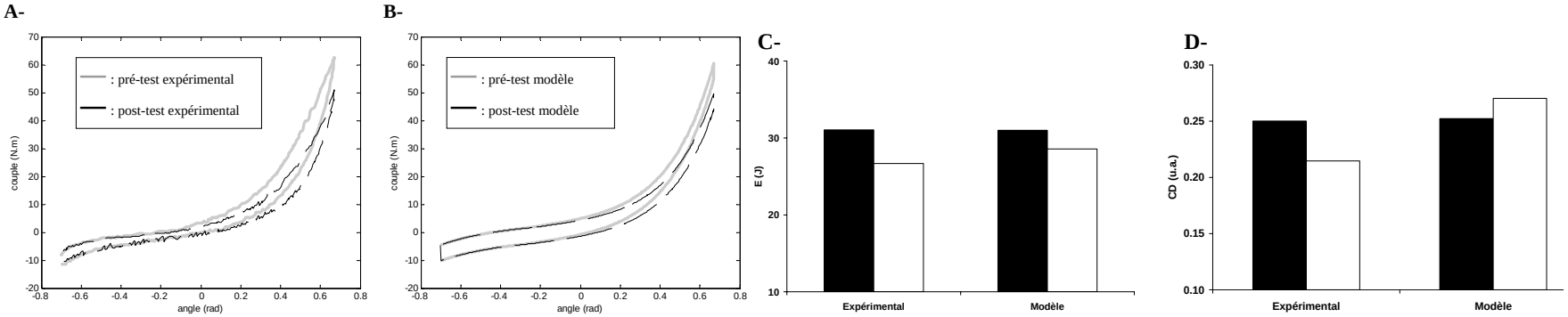
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
3.7839	4.4194	-0.2584	0.4604	2.9426	0.6475	5.2378	0.7478	1.9538



Étude ②. Effets des cycles



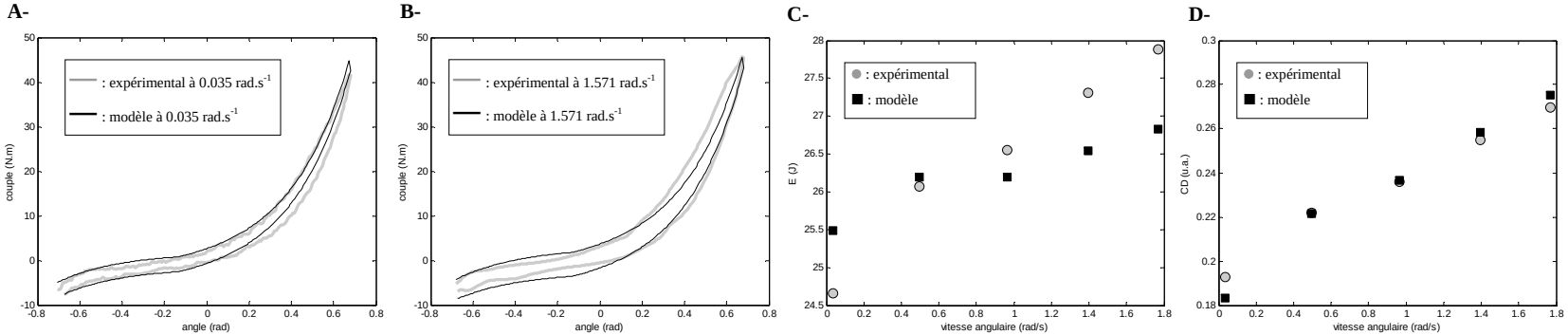
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de 0.048 rad (2.7°)



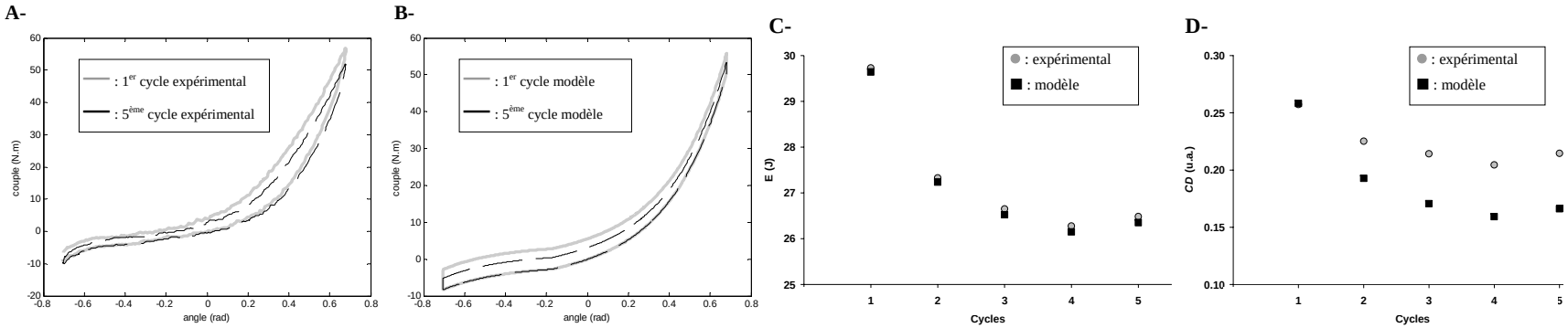
SUJET 2

Étude ①. Erreur RMS=*1.20* N.m

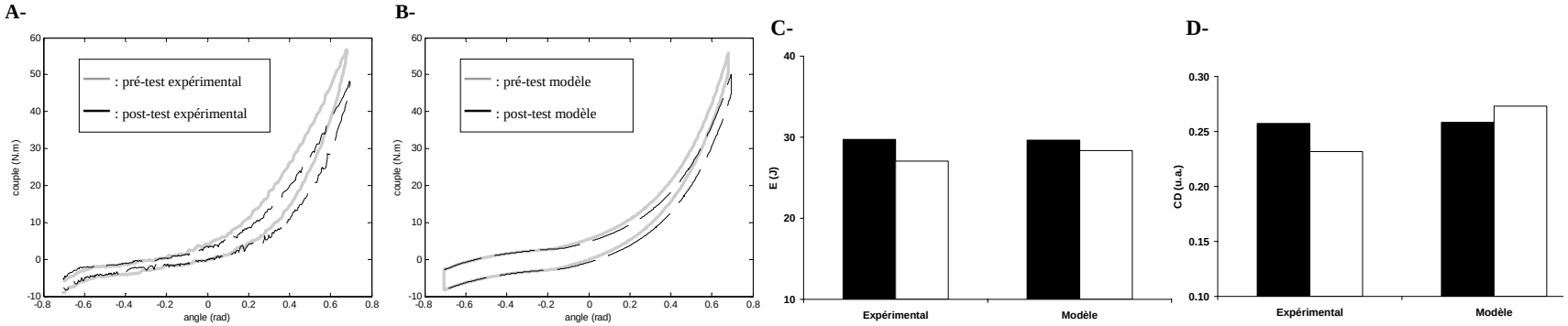
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
9.3658	3.5710	-0.1270	0.3217	3.3969	0.5468	5.3140	0.7178	1.6335



Étude ②. Effets des cycles



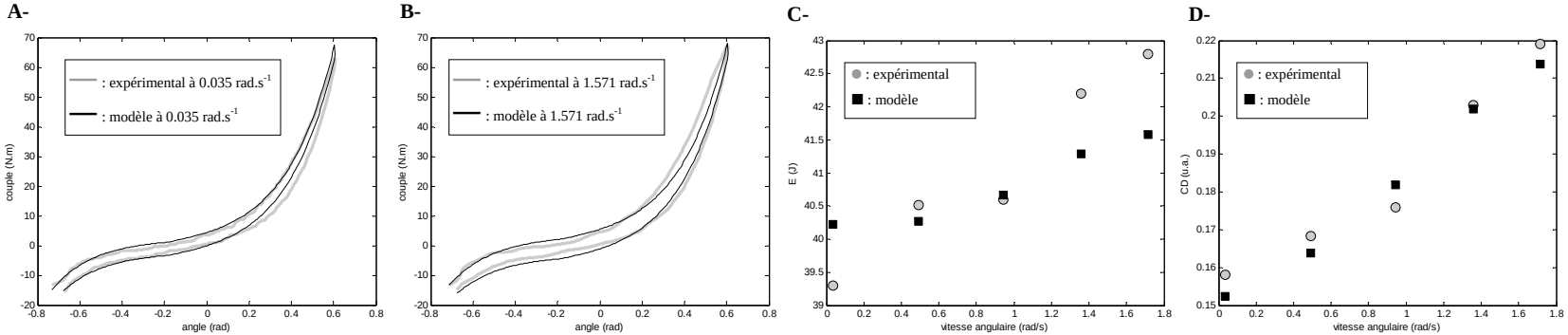
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de 0.45 rad (2.6°)



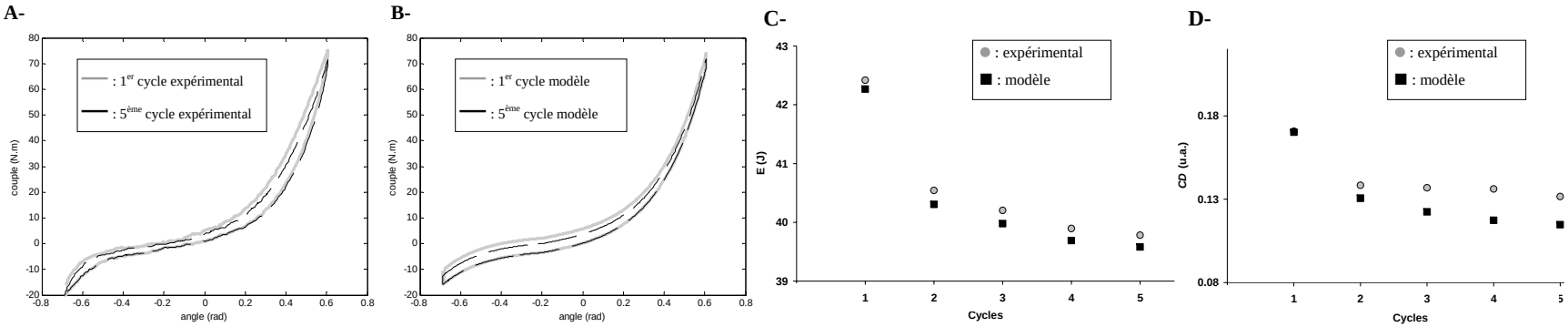
SUJET 3

Étude ①. Erreur RMS=*1.42* N.m

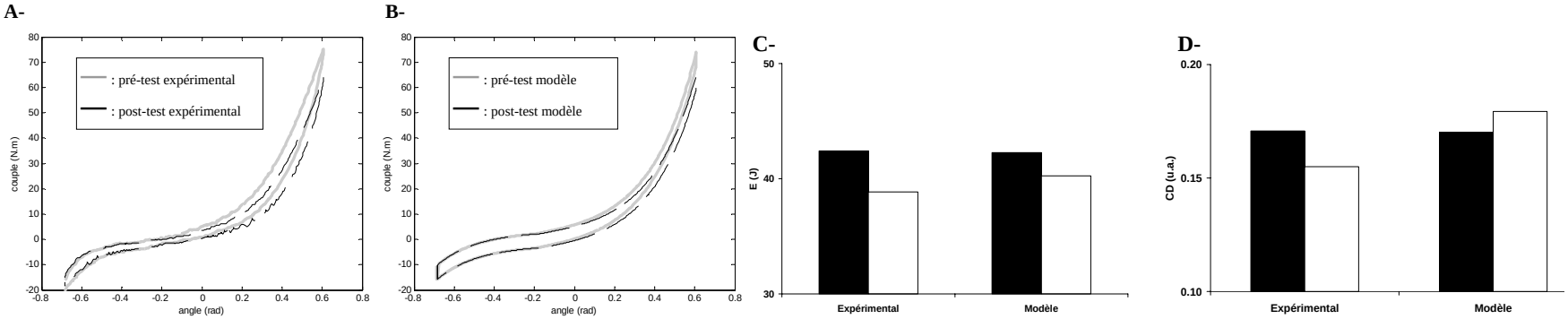
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
9.0777	4.4278	-0.1845	0.2303	4.9098	0.4683	6.7069	0.7448	2.1983



Étude ②. Effets des cycles



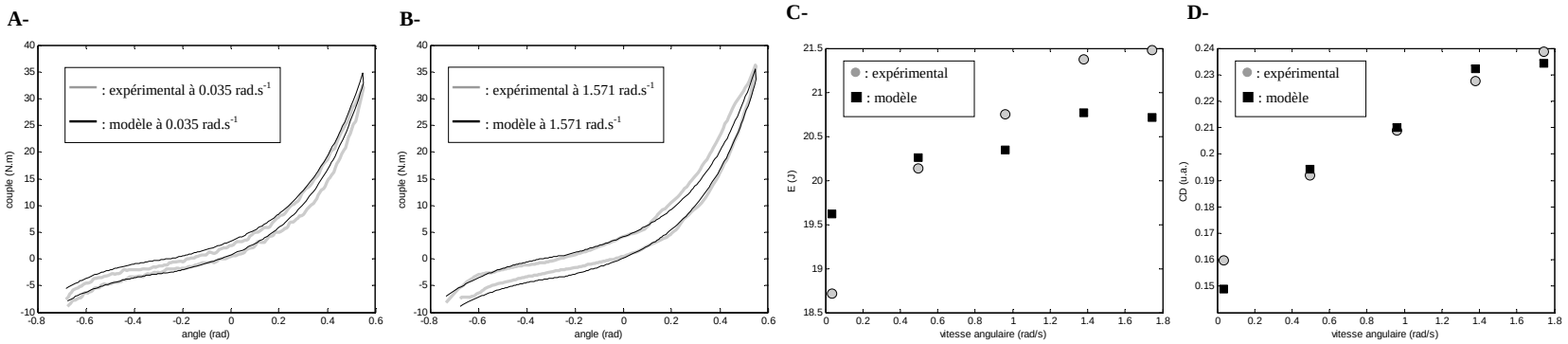
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de 0.31 rad (1.8°)



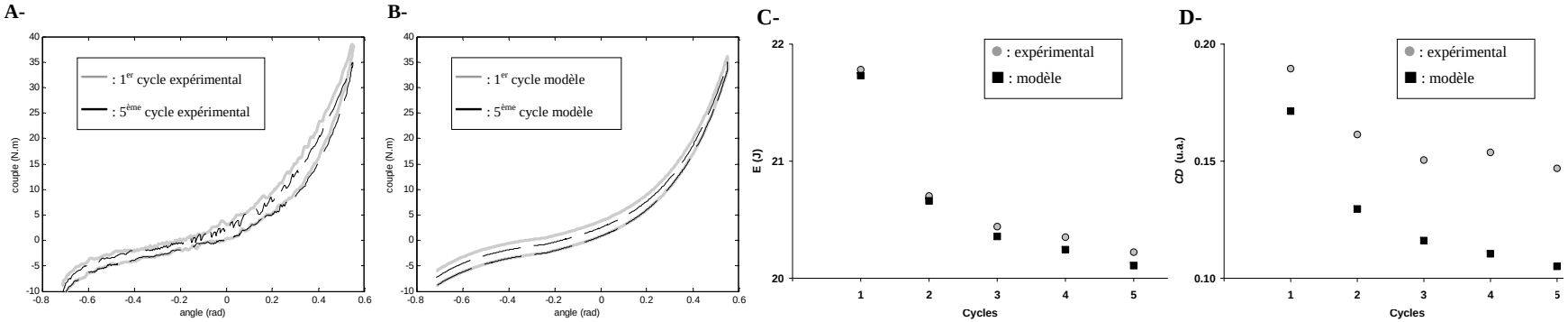
SUJET 4

Étude ①. Erreur RMS=*0.80* N.m

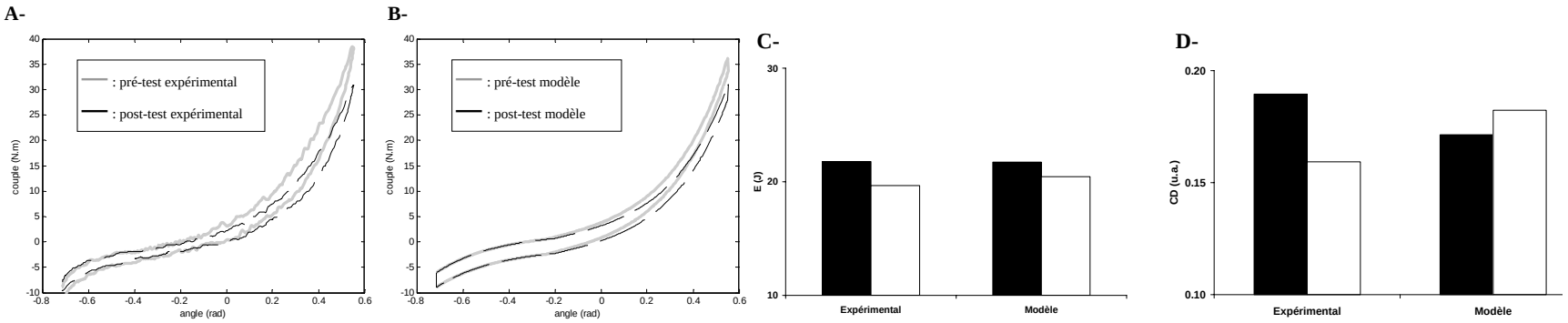
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
6.1632	3.9694	-0.2372	0.5168	3.7297	0.3649	2.7414	0.7744	1.1571



Étude ②. Effets des cycles



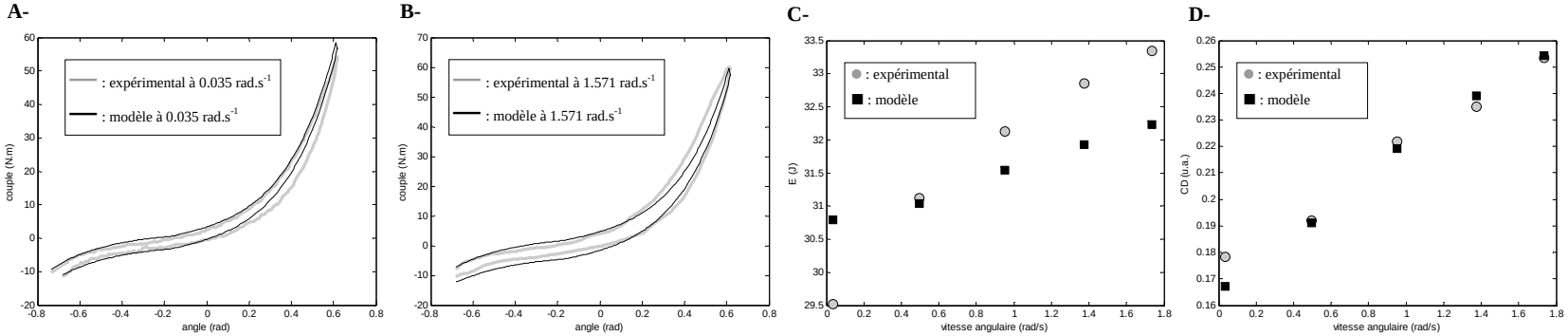
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de 2.3°)



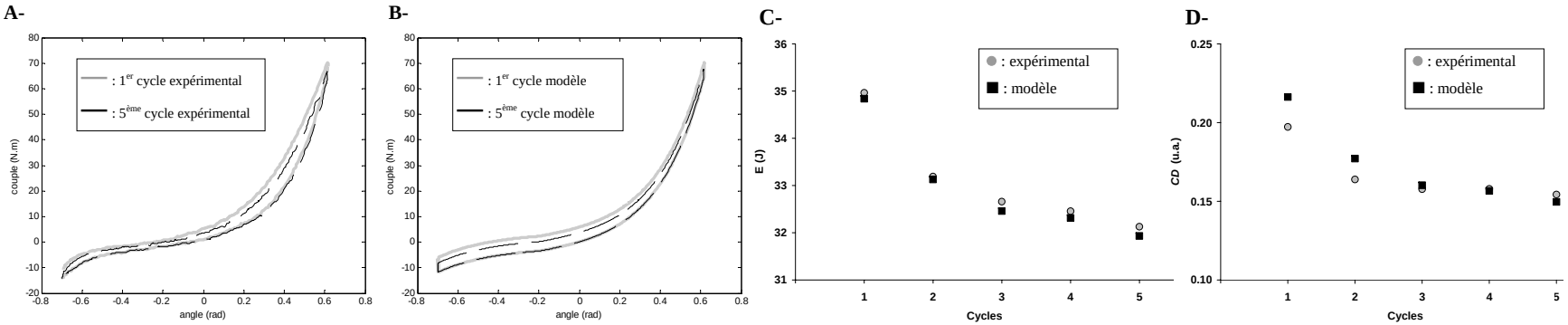
SUJET 5

Étude ①. Erreur RMS=*1.29* N.m

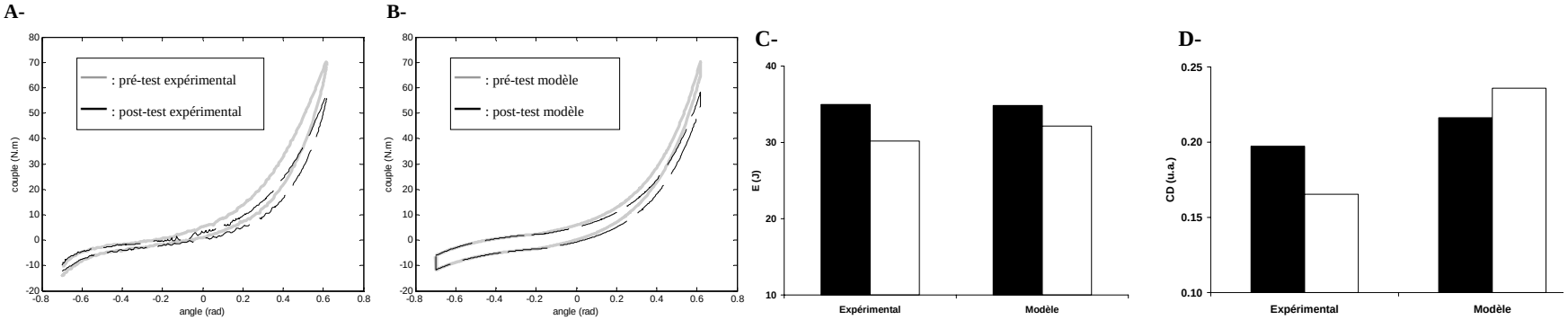
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
8.8011	4.3064	-0.1686	0.4218	3.6222	0.5267	5.5701	0.9756	1.8256



Étude ②. Effets des cycles



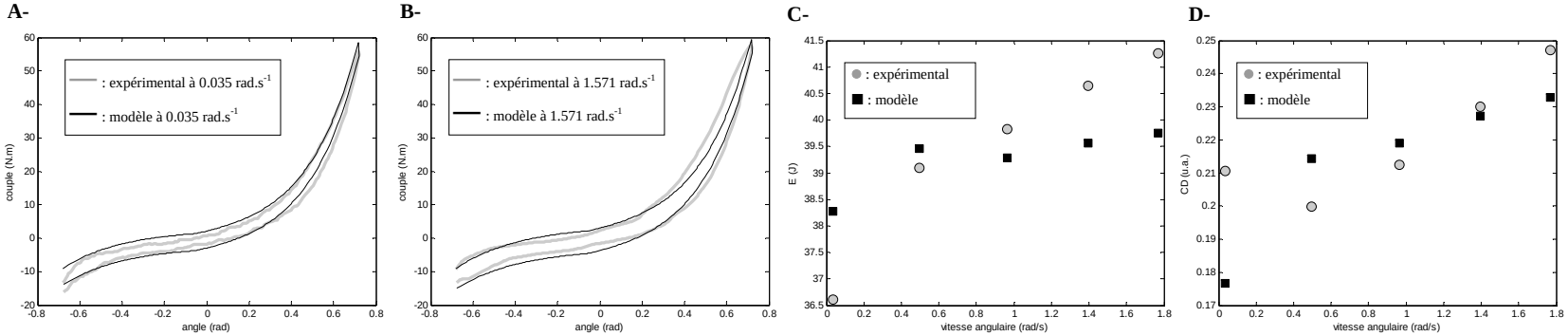
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de (2.6°)



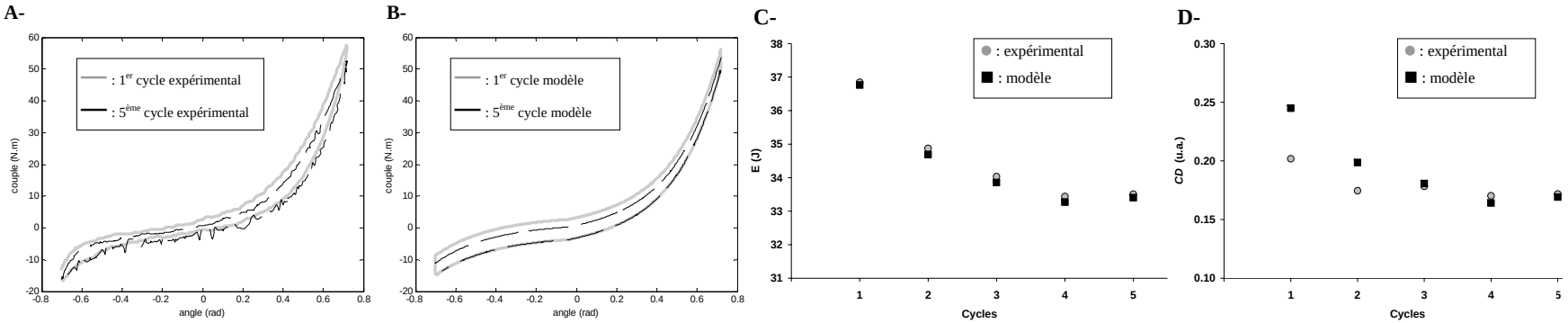
SUJET 6

Étude ①. Erreur RMS=*1.53* N.m

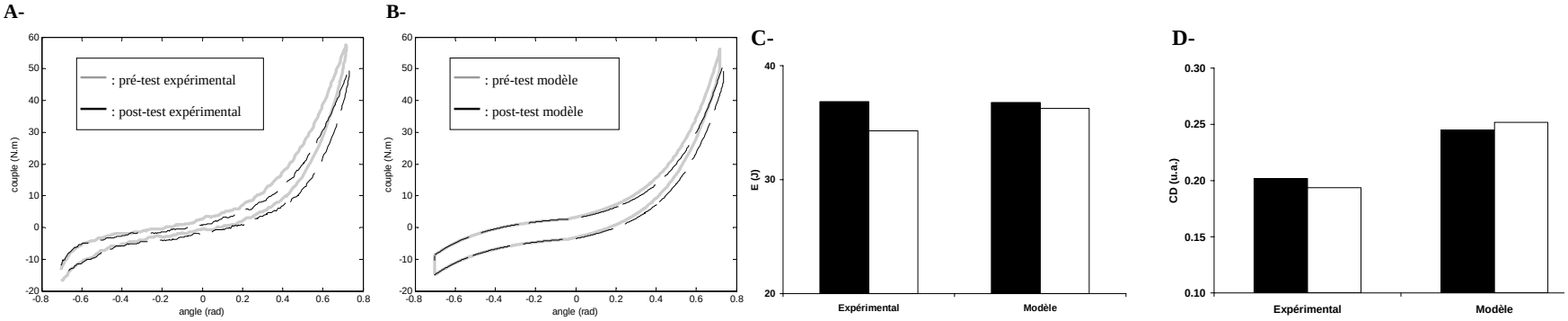
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
9.4217	4.2372	-0.0547	0.3678	3.4837	0.6684	2.7143	0.9828	2.3763



Étude ②. Effets des cycles



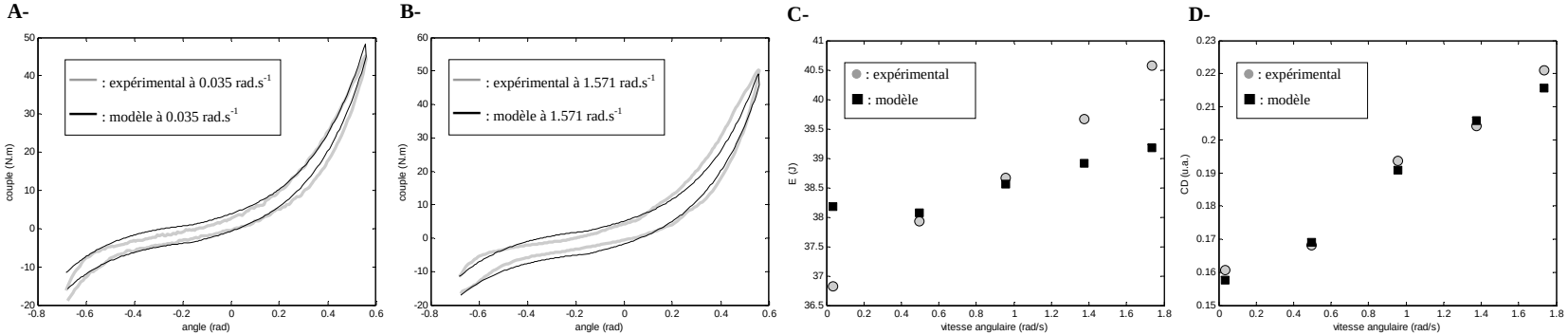
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de (2.1°)



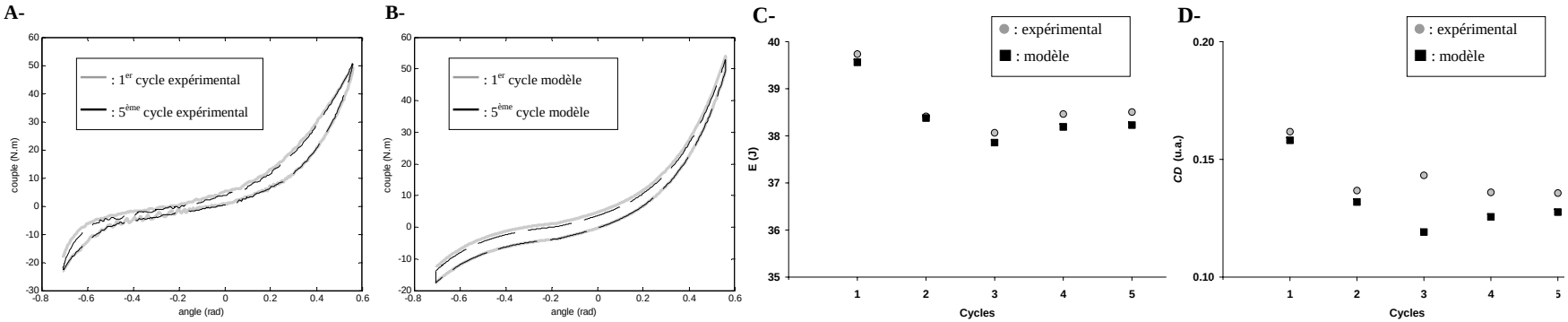
SUJET 7

Étude ①. Erreur RMS=*1.30* N.m

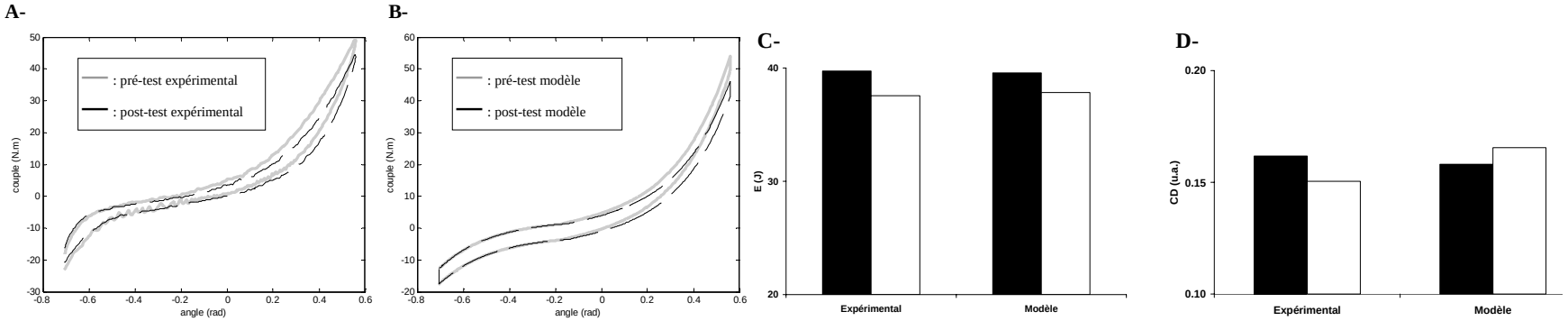
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
9.7232	4.2902	-0.1575	0.5064	4.3459	0.4188	5.2171	1.0219	2.1106



Étude ②. Effets des cycles



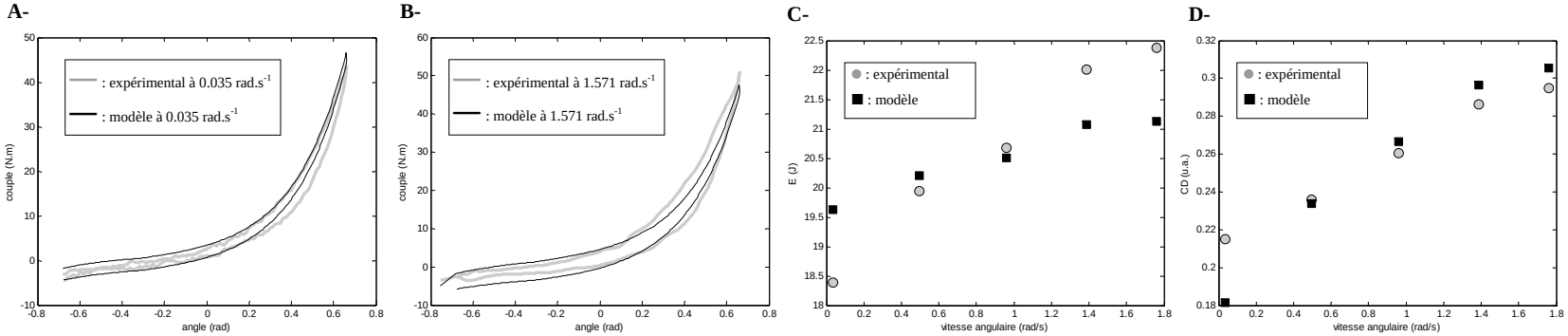
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de (2.1°)



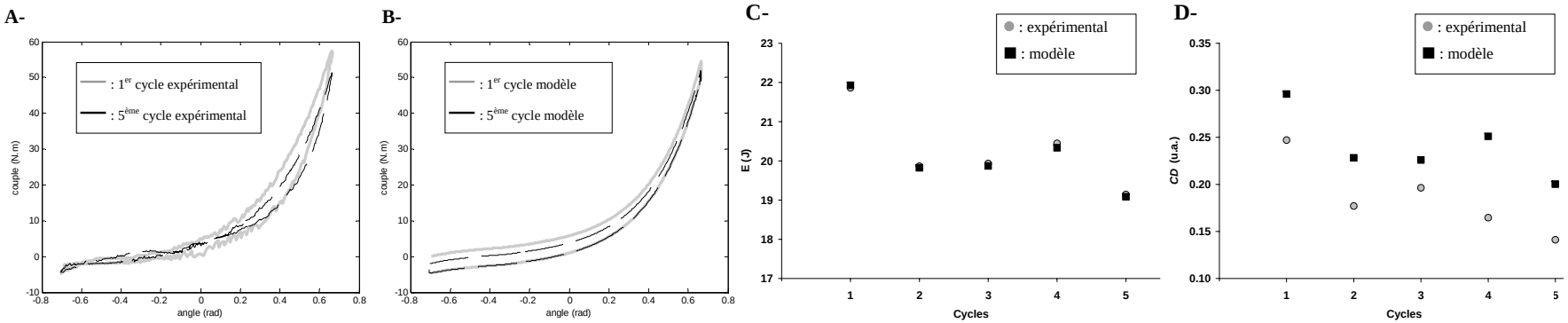
SUJET 8

Étude ①. Erreur RMS=*1.34* N.m

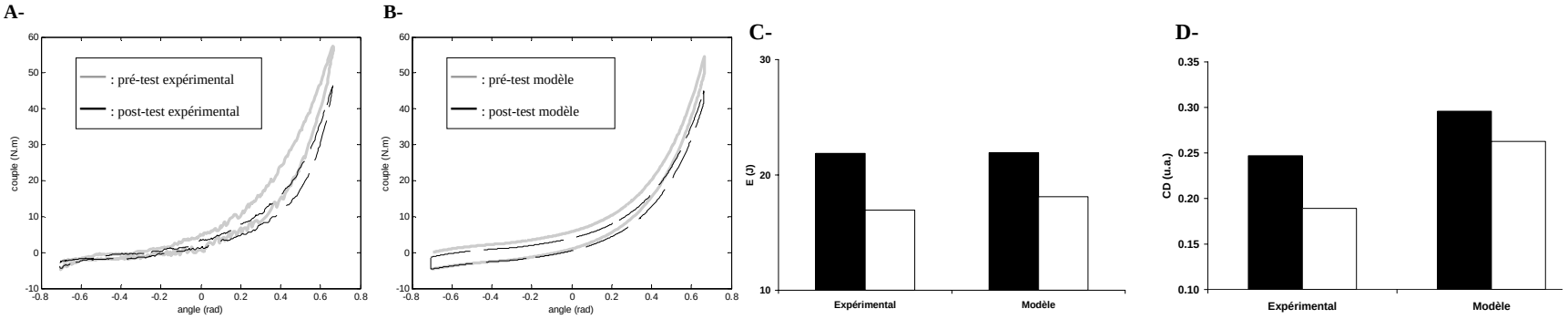
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
3.6309	4.0735	-0.3091	0.7331	2.9306	0.2001	3.9392	1.1089	1.1815



Étude ②. Effets des cycles



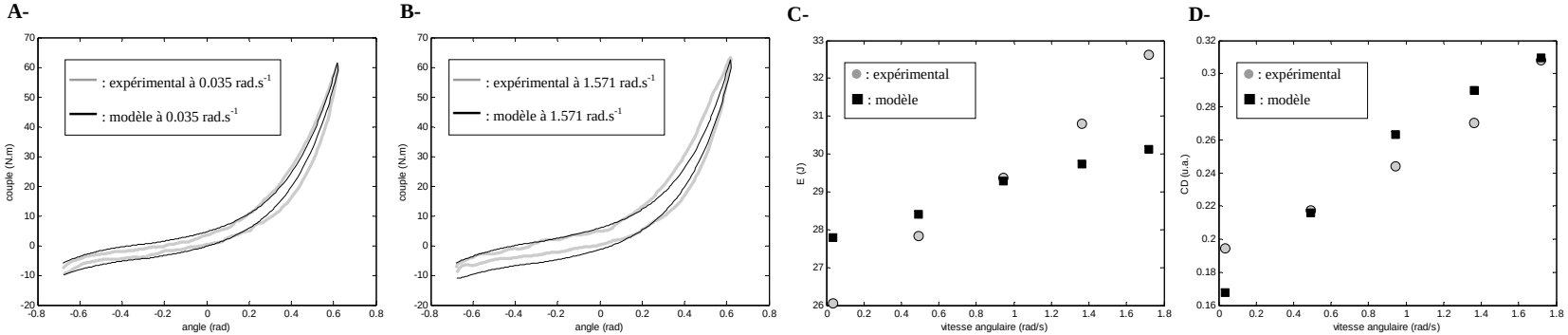
Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de (2.3°)



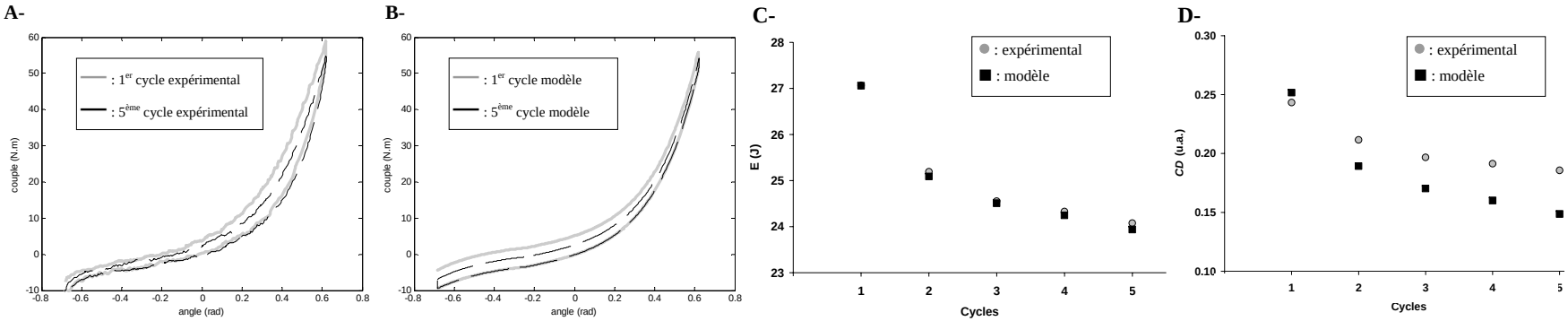
SUJET 9

Étude ①. Erreur RMS=*1.89* N.m

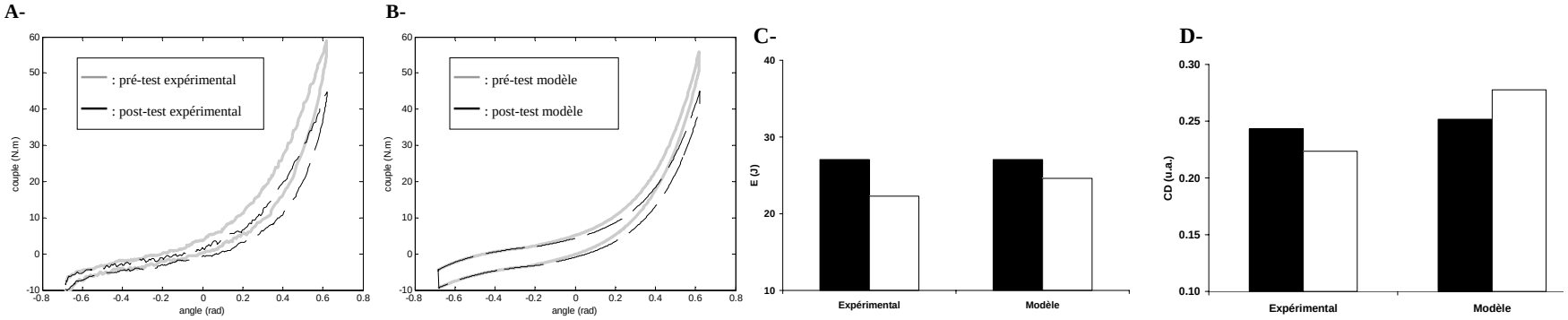
E_1	α_1	θ_1	E_3	α_3	θ_3	K_2	η	f
5.6062	4.3584	-0.2656	0.4591	3.4024	0.5055	7.4177	1.5898	1.6290



Étude ②. Effets des cycles



Étude ③ : Effets des étirements statiques. Décalage de (3.1°)



Antoine NORDEZ – Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (JE 2438)
UFR STAPS – UNIVERSITÉ DE NANTES, NANTES ATLANTIQUE UNIVERSITÉS

Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives. Influence de protocoles d'étirements cyclique et statique

RESUMÉ :

Ces travaux visent à modéliser le comportement mécanique passif du complexe musculo-articulaire (CMA). L'implémentation et la validation de méthodologies originales nous ont permis de caractériser les paramètres d'élasticité, de viscosité et de frottement du CMA. Puis les modifications de ces propriétés ont été déterminées à la suite d'étirements cycliques et statiques. Les étirements statiques induisent principalement une augmentation transitoire de la longueur des muscles alors que les propriétés dissipatives et la raideur du CMA ne sont modifiées qu'après les étirements cycliques. Nos résultats permettent de discuter des mécanismes potentiellement impliqués dans ces réponses spécifiques. Enfin, un modèle rhéologique a été développé et validé afin de modéliser le comportement mécanique et les adaptations observées dans ce travail. Ce modèle pourrait par exemple permettre de simuler les effets de protocoles réalisés dans le cadre de pratiques sportives ou de rééducations fonctionnelles.

MOTS-CLÉS : muscle, tendon, articulation, modélisation, raideur, élasticité, viscosité, frottement, élastographie impulsionnelle, étirements statiques, étirements cycliques

Characterization and modelling of the musculo-articular complex mechanical behaviour in passive conditions. Effects of cyclic and static stretching

ABSTRACT:

This work aims to model the mechanical behaviour of the musculo-articular complex (MAC). First, the implementation and the validation of original methodologies have enabled to assess elasticity, viscosity and friction of the MAC. The effects of cyclic and static stretching on these properties were then assessed. Changes in MAC mechanical properties induced by static stretching could mainly be explained by an acute increase in muscle lengths, while dissipative properties and stiffness of the MAC are only modified after cyclic stretching. Our results enable to suggest and discuss about some mechanisms probably implied in these adaptations. Finally, a rheological model was proposed and validated to model the mechanical behaviour and the adaptations induced by cyclic and static stretching assessed in our studies. This model could then be used to simulate the effects of specific protocols performed for instance in sports or functional rehabilitation.

KEY WORDS: Muscle, tendon, joint, modelling, stiffness, elasticity, viscosity, friction, transient elastography, static stretching, cyclic stretching