



HAL
open science

Contributions de la caractérisation des propriétés mécaniques à l'étude du système muscle-tendon in vivo

Antoine Nordez

► **To cite this version:**

Antoine Nordez. Contributions de la caractérisation des propriétés mécaniques à l'étude du système muscle-tendon in vivo. Biomécanique [physics.med-ph]. Université de Nantes, 2013. tel-04075700

HAL Id: tel-04075700

<https://hal.science/tel-04075700>

Submitted on 20 Apr 2023

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

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

Public Domain

UNIVERSITÉ DE NANTES



UFR DES SCIENCES ET TECHNIQUES EN ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES

ÉCOLE DOCTORALE « COGNITION, ÉDUCATION, INTERACTIONS » (ED 504)
SPÉCIALITÉ « SCIENCES ET TECHNIQUES EN ACTIVITÉS PHYSIQUES ET SPORTIVES »
SECTION CNU N°74

CONTRIBUTIONS DE LA CARACTÉRISATION DES PROPRIÉTÉS MÉCANIQUES À L'ÉTUDE DU SYSTÈME MUSCLE-TENDON *IN VIVO*

Habilitation à Diriger des Recherches

Présentée et soutenue publiquement par

Antoine NORDEZ

Maître de Conférences

Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » - Équipe d'Accueil 4334

Le 28 mars 2013

Jury :

Éric BERTON (Professeur, Université d'Aix-Marseille II)	Rapporteur
Christophe CORNU (Professeur, Université de Nantes)	Examinateur
Arnaud GUÉVEL (Professeur, Université de Nantes)	Examinateur
Alain MARTIN (Professeur, Université de Bourgogne)	Rapporteur
David MITTON (Directeur de Recherche, IFSTTAR)	Rapporteur
Mickaël TANTER (Directeur de Recherche, INSERM)	Examinateur
Wafa SKALLI (Professeur, Arts et Métiers ParisTech)	Examinateur

Avant propos

Je souhaite tout d'abord remercier les rapporteurs David Mitton, Alain Martin et Éric Berton, ainsi que les examinateurs Wafa Skalli, Mickaël Tanter, Arnaud Guével et Christophe Cornu qui m'ont fait l'honneur d'accepter d'évaluer ces travaux. L'écriture de ce mémoire a été enrichissante, et nul doute que vos critiques le seront également pour orienter mon activité de recherche future.

Au moment de boucler ce document, je me dois également de remercier un grand nombre de personnes qui ont contribué, de près ou de loin, à ces travaux et plus globalement à mon parcours professionnel.

Je souhaite ainsi remercier tout particulièrement les membres de notre petite équipe nantaise « axe 1 », avec qui c'est un plaisir de travailler au quotidien, et en espérant qu'elle reste « soudée » pour un bon moment encore ! Un grand merci à :

- François Hug. Ce fut (et cela sera toujours) un grand plaisir de travailler avec toi, de partager ton bureau et de nombreuses discussions et débats philosophiques animés. Ma plus grande fierté est d'avoir réussi à te convertir (un peu) à la biomécanique, car ce n'était pas gagné ! Tu vas nous manquer en étant si loin, et pas seulement pour le boulot... Reviens vite !
- Arnaud Guével qui anime d'une main de maître notre petite équipe. Tu as su me guider depuis mon arrivée au STAPS jusque dans la rédaction de ce mémoire. Merci pour tout !
- Christophe Cornu qui m'a dirigé et accompagné lors de ma thèse. Ces années ont été très enrichissantes. Un grand merci également pour m'avoir fait bénéficier de ton expérience lors de l'encadrement de la thèse d'Alexandre.
- Sylvain Dorel pour les projets passionnants engagés ensemble mais également les bons moments passés autour d'un verre (ou plusieurs !). C'est un plaisir de bosser avec toi !
- Marc Jubeau, le dernier arrivé mais déjà président, qui a su très vite prendre des responsabilités avec bonne humeur et un humour dévastateur.

Un grand merci également aux étudiants que j'ai eu le plaisir d'encadrer, et tout particulièrement à Alexandre Fouré, Killian Bouillard, Lilian Lacourpaille et Hugo Hauraix qui ont « poussé le bouchon » jusqu'en thèse. J'ai eu la chance de pouvoir encadrer des étudiants sérieux et motivés dans la bonne humeur. J'espère que ce mémoire permet de rendre de compte de la qualité de leur travail.

Mes remerciements sont également adressés aux collaborateurs avec qui ce fut un grand plaisir de travailler. Mes pensées vont tout particulièrement vers :

- Pascal Casari qui m'a donné le « virus » il y a 11 ans déjà. Je ne suis pas près de regretter d'avoir poussé la porte de ton bureau, et te remercie infiniment pour tout ce que tu m'as appris et donné comme opportunités.
- Peter McNair. J'ai beaucoup appris à tes côtés même en étant loin, et c'est toujours un grand plaisir de travailler, de discuter et de passer du temps ensemble lors de tes venues. Un grand merci également pour l'accueil lors de ma venue en Nouvelle-Zélande, en espérant pouvoir renouveler l'expérience !
- Stefan Catheline et Thomas Gallot qui ont permis nos premiers travaux sur le délai électromécanique. Nous garderons longtemps un excellent souvenir de nos « escapades expérimentales » de Grenoble.
- Erwan Jolivet, Indrid Südhoff, Dominique Bonneau et Wafa Skalli. Mon post-doctorat au LBM restera une excellente expérience au cours de laquelle j'ai énormément appris.

- Jean-Pierre Mariot qui nous manque aussi bien pour ses compétences que sa bonne humeur.
- Jacques Saury et Carole Sève qui m'ont permis de reprendre mon activité de recherche sur l'aviron lors de mon second post-doctorat. Les manips sur les bassins de Caen et de Mantes réalisées en tandem resteront un excellent souvenir.
- Les INSEPiens Gaël Guilhem, Joseph Rabita et Antoine Couturier. Les travaux passionnants engagés ensemble m'ont également permis de découvrir la « tête à l'envers », haut lieu de la culture parisienne. Longue vie à la collaboration INSEP-MIP !
- Olivier Maïsetti avec qui ce fut très enrichissant et sympa de travailler.
- Floren Colloud et Vincent Fohanno. Le projet ANOPACy nous a permis de formaliser et de mettre en place des manips qui nous trottaient dans la tête depuis un petit moment, et j'en suis particulièrement content et enthousiaste.
- Yann Péréon et Jean-Yves Hogrel, grâce à qui nous mettons en place les expérimentations chez les patients. Un grand merci pour vos contributions et précieux conseils.

Je souhaite également remercier l'ensemble des membres du laboratoire, actuels ou passés, pour leur soutien et pour les moments de bonne humeur lors des différents séminaires. Une mention toute particulière pour Jacques Saury qui dirige notre labo de manière collégiale et sage ; Thibault Deschamps avec qui c'est un plaisir de partager le bureau, et les deux Julie (DLN et PDLN mais DLN quand même). Je n'oublie bien sûr pas Véronique Bihan qui assure le secrétariat du labo avec dynamisme.

Je remercie les personnels techniques, administratifs et enseignants de l'UFR STAPS. Votre soutien et vos compétences sont indispensables pour le développement de nos activités de recherche et d'enseignement.

Un merci chaleureux à ma famille et tout particulièrement à mes parents pour leur soutien matériel, moral et leur confiance.

Enfin et surtout, je veux remercier Claire pour tous les moments passés ensemble et ceux à venir. Ils sont définitivement ce qui m'est arrivé de plus beau. Tu es la personne la plus à même à comprendre l'investissement que représentent les travaux synthétisés dans ce mémoire.

Liste des abréviations utilisées

1D, 2, 3D : une, deux et trois dimensions	GÉM : Institut de recherche en Génie civil et Mécanique
ACSA : Anatomical Cross Sectional Area	GRMD : Golden Retriever Muscular Dystrophy
AFM : Association Française contre les Myopathies	HDR : Habilitation à Diriger les Recherches
ANR : Agence Nationale pour la Recherche	i.e. : « <i>id est</i> » en latin, signifie « c'est-à-dire »
ANOPACy : Analyse et Optimisation de la Performance en Aviron et en Cyclisme	INSEP : Institut National du Sport et de l'Éducation Physique
ATER : Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherches	INSERM : Institut National de la Santé et de la Recherche Médicale
CC : Composante Contractile du modèle de muscle de Hill (1938)	IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
CCI : Coefficient de Corrélation Intraclasse	JE : Jeune Équipe
CEP : Composante Élastique Parallèle du modèle de muscle de Hill (1938) décomposée en une fraction musculaire (CEP ₁) et tendineuse (CEP ₂)	M1, M2 : Master 1, Master 2
CES : Composante Élastique Série du modèle de muscle de Hill (1938) décomposée en une fraction musculaire (CES ₁) et tendineuse (CES ₂)	MCU : Maître de Conférences des Universités
cf. : « <i>confer</i> »	MIP : Motricité, Interactions, Performance (EA 4334)
CMV : Couple Maximal Volontaire	n : nombre de sujets impliqués dans les études
CNRS : Centre National de la Recherche Scientifique	OPERF2A : Optimisation de la Performance en sport Automobile et en Aviron
CV : Coefficient de variation	r, R² : coefficients de corrélation et détermination
CPP : Comité de Protection des Personnes	RMS : Root Mean Square
DEA : Diplôme d'Etude Approfondie	p : seuil de signification statistique
DM : Dystrophie Myotonique	PCRD : Programme Cadre de Recherche et de Développement
DMD : Dystrophie Musculaire de Duchenne	PH : Praticien Hospitalier
DPSO : Deformation of a Parametric Specific Object	PU : Professeur d'Université
EA : Équipe d'Accueil	SSI : Supersonic Shear Imaging
e.g. : « <i>exempli gratia</i> » en latin, signifie « par exemple »	STAPS : Sciences et Techniques des Activités Physiques et Sportives
EMG : électromyographie	UFR : Unité de Formation et de Recherche
ESM : Erreur Standard de Mesure	UMR : Unité Mixte de Recherche
ESPCI : École Supérieure de Physique Chimie Industrielle	UPR : Unité Propre de Recherche
et al. : « <i>et alii</i> » en latin, signifie « et les autres »	WOSI : Western Ontario Shoulder Instability Index
FEDER : Fond Européen de Développement Régional	

Table des matières

Avant propos.....	3
Liste des abréviations utilisées.....	7
Table des matières.....	11
Introduction, présentation du document.....	15
Partie I. Curriculum Vitae.....	21
I.1. Parcours.....	23
I.2. Activité scientifique.....	26
I.3. Activité pédagogique.....	35
I.4. Responsabilités administratives.....	36
Partie II. Revue de littérature.....	37
Introduction.....	39
II.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon.....	40
II.2. Apport de l'échographie pour l'étude du système muscle-tendon in vivo.....	45
II.3. Élastographie pour la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle et du tendon	49
II.4. Conclusions.....	56
Partie III. Synthèse des travaux de recherche.....	57
Introduction.....	59
III.1. Caractérisation de la géométrie du système musculo-articulaire.....	61
III.2. Caractérisation des propriétés mécaniques du système musculo-articulaire passif (CEP)	67
III.3. Caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon lors de contractions (CES).....	80
III.4. Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles.....	101
III.5. Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron.....	112

Partie IV. Projet de recherche.....	119
Introduction.....	121
IV.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon passif.....	127
IV.2. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon lors de contractions.....	137
IV.3. Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles.....	142
IV.4. Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron.....	147
Bibliographie.....	151
Annexe : liste de publications.....	165
Résumé.....	172

Introduction, présentation du document

Ce mémoire est organisé en quatre parties. La Partie I présente mon *curriculum vitae*, mon parcours de formation universitaire puis comme enseignant-chercheur, un bilan de l'activité scientifique ainsi que des encadrements d'étudiants, et enfin les activités pédagogiques et administratives. La Partie II vise à réaliser une courte revue de la bibliographie pour situer nos travaux. Une synthèse des travaux est ensuite présentée dans la Partie III, suivie d'un projet de recherche pour les années à venir (Partie IV).

Les travaux de recherche décrits dans ce manuscrit ont été réalisés dans le cadre de mes post-doctorats (au Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métiers ParisTech, puis au laboratoire « Motricité, Interactions, Performance »), et depuis mon recrutement comme Maître de Conférences au sein du laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (*cf.*, mon parcours présenté au paragraphe I.1). Les travaux que nous menons actuellement s'intègrent pleinement dans le programme scientifique de ce laboratoire (disponible à l'adresse suivante : www.mip.univ-nantes.fr) qui vise l'analyse et l'optimisation de la performance motrice. Ils prennent plus particulièrement part à l'axe 1 du laboratoire intitulé « fonction neuromusculaire : de la commande au mouvement ».

La fonction des muscles squelettiques est primordiale puisque, par leur contraction, ils permettent le mouvement de l'homme ou de l'animal. On conçoit donc que l'étude et la compréhension de l'ensemble des mécanismes qui régissent le fonctionnement de l'ensemble muscle-tendon revêtent une importance primordiale, et nos travaux visent à contribuer à cette compréhension. Pour cela, mon activité de recherche principale concerne la biomécanique du système musculo-tendineux et la caractérisation des propriétés mécaniques de ce système de manière non invasive chez l'homme (*cf.*, III.1, III.2, III.3 et III.4). Les propriétés mécaniques d'un matériau décrivent sa réponse lorsqu'on lui applique un chargement. La caractérisation de ces propriétés implique donc de lui appliquer un chargement ou une perturbation et de mesurer la réponse du matériau à cette perturbation. La science des matériaux s'appuie ainsi largement sur différentes méthodes de caractérisation statiques ou dynamiques. Depuis de nombreuses années, les méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques ont été étendues au muscle et au tendon, au point de devenir des outils d'analyse essentiels pour une meilleure compréhension du fonctionnement du système muscle-tendon (*e.g.*, Gajdosik, 2001 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 2003 ; Magnusson *et al.*, 2008). Ce système possède également des capacités remarquables d'adaptation à

la demande fonctionnelle lors de sollicitations aiguës (e.g., étirements, fatigue...) ou chroniques (e.g., dommages musculaires, entraînements), et la caractérisation des propriétés mécaniques peut contribuer à mieux comprendre ces adaptations. Il en est de même pour les muscles atteints de pathologies, et de nombreuses études ont montré l'intérêt de cette caractérisation pour analyser les effets de maladies neuromusculaires (e.g., Cornu *et al.*, 2001 ; Gao *et al.*, 2009 ; Hoang *et al.*, 2009 ; Rabita *et al.*, 2005). Dans ce contexte, notre démarche a consisté à développer de nouvelles méthodes de caractérisation ou bien de nouveaux protocoles sur la base de méthodes innovantes. Le point commun de ces méthodes est de permettre une étude non-invasive du muscle humain *in vivo*, ce qui nous a permis d'engager des études originales afin de mieux comprendre le fonctionnement du système muscle-tendon et ses adaptations, au service de la performance sportive et de la santé (i.e., pathologies neuromusculaires et traumatismes musculo-tendineux). Un résumé synoptique de la démarche engagée depuis ma thèse est présenté Figure 1.

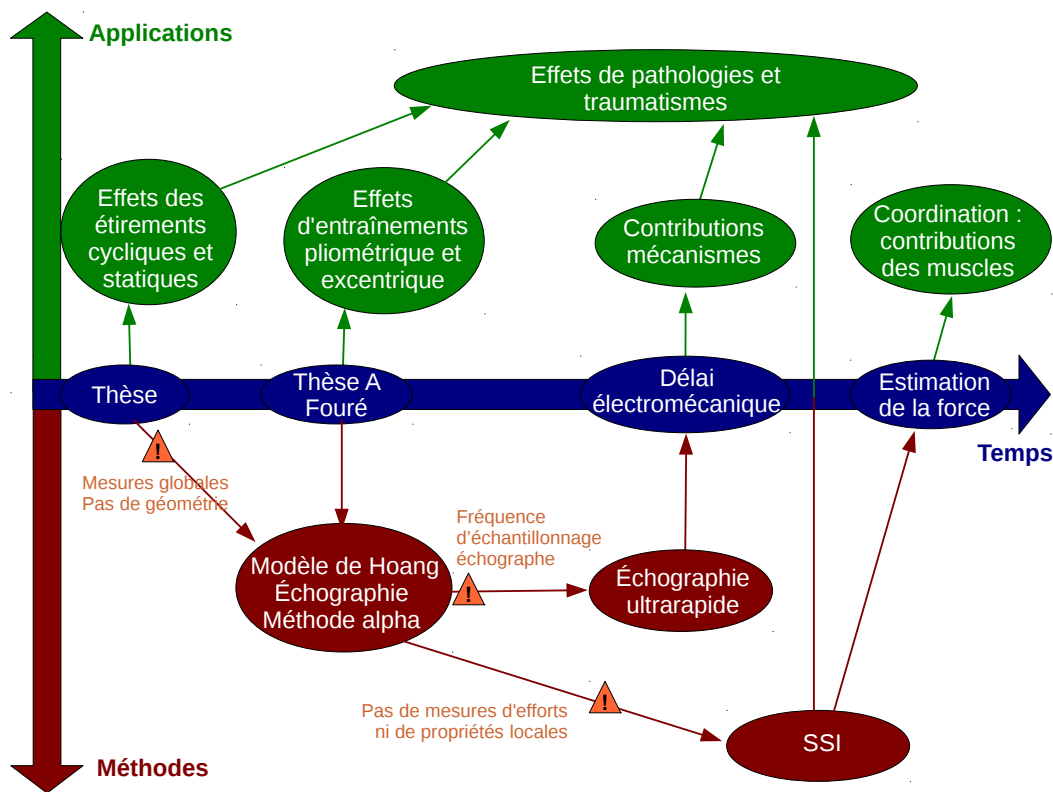


Figure 1 : démarche engagée depuis ma thèse pour caractériser les propriétés mécaniques du système muscle-tendon *in vivo*. Elle a consisté à répondre progressivement aux limites des méthodes utilisées (▲) pour ensuite engager des études originales qui contribuent à une meilleure compréhension du fonctionnement du système musculo-tendineux et de ses adaptations. Cela a également permis de développer et valider des méthodes ou des protocoles innovants au service de la performance sportive ou de la santé. SSI : méthode d'élastographie « Supersonic Shear Imaging »

Lors de mes travaux de thèse, nous nous sommes basés sur l'utilisation d'un ergomètre pour caractériser les propriétés mécaniques globales du système musculo-articulaire passif, ce qui nous a permis d'étudier les adaptations de ces propriétés lors d'étirements cycliques et statiques, puis de proposer des mécanismes probablement impliqués dans les effets de ces étirements. Les principales limites de ces travaux étaient de ne pas prendre en compte la géométrie du système musculo-articulaire étudié et de ne pas dissocier les propriétés des nombreuses structures le composant. Dans le cadre de la thèse d'Alexandre Fouré nous avons utilisé l'imagerie échographique pour mesurer la géométrie musculaire et tendineuse (III.1.2), puis pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon (III.3.1). Nous avons de plus contribué à développer la méthode alpha (III.3.2) et la méthode de Hoang *et al.* (2005) (III.2.2), qui nous ont permis de renseigner l'ensemble des composantes d'un modèle de muscle présenté au paragraphe II.1.1. Ces méthodes ont ensuite été utilisées pour étudier les effets chroniques de protocoles d'entraînements pliométrique et excentrique afin de mieux comprendre leurs effets et proposer de nouveaux mécanismes explicatifs des augmentations de performance qu'ils induisent. Les méthodes développées lors de ma thèse et ensuite celles d'Alexandre Fouré, ont progressivement été exploitées pour étudier les effets de traumatismes (*i.e.*, rupture du tendon d'Achille et instabilités chroniques de l'épaule), et mieux comprendre leurs effets délétères sur la fonction musculaire.

La principale limite des échographes classiques concerne la fréquence d'acquisition des images qui ne permet pas l'étude de mouvements rapides ou de phénomènes courts (Cronin et Lichtwark, 2012). Afin de remédier à cette limite, nous avons pu utiliser puis acquérir un échographe ultrarapide, développé au sein de l'Institut Langevin (UMR ESPCI ParisTech CNRS-INSERM), qui nous a permis d'étudier le délai électromécanique et de quantifier les contributions relatives de différentes structures à ce délai (III.4.1). Une étude est maintenant engagée pour utiliser cette technique afin d'analyser les effets de pathologies neuromusculaires sur le délai électromécanique.

Si l'échographie permet de mesurer des déplacements locaux au sein d'un ensemble musculo-tendineux, elle ne peut caractériser directement les propriétés mécaniques locales du tissu musculaire ou de quantifier les efforts produits. Pour cela, nous utilisons une nouvelle méthode d'élastographie nommée « Supersonic Shear Imaging » (SSI, *cf.*, II.3), également développée à l'Institut Langevin, qui permet d'obtenir une cartographie du module d'élasticité local du muscle et du tendon. Nos études récentes montrent que ces mesures fournissent une estimation du niveau de force produit par un muscle donné (III.3.3), et nous exploitons ce résultat pour réaliser des études

originales de la coordination entre les muscles. Il n'existe actuellement pas de méthode expérimentale non-invasive valide (Erdemir *et al.*, 2007) qui permette une telle estimation, ce qui laisse augurer de nombreuses et fructueuses perspectives de recherche (*cf.*, le projet de recherche en Partie IV.2).

En parallèle de ces travaux concernant la caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon, je m'intéresse à l'analyse pluridisciplinaire de la performance en aviron, alliant biomécanique, physiologie et psychologie. Ces travaux ont été menés en parallèle de mes travaux de thèse, puis lors de mon stage post-doctoral réalisé à Nantes (2008-2009), et depuis mon recrutement en qualité de Maître de Conférences. La synthèse des travaux de recherche (III) montre que cette activité représente quantitativement en termes de publications une faible part relative de mon activité de recherche en comparaison des travaux concernant la caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon. Je tiens toutefois à présenter cette activité dans ce mémoire (III.5) pour différentes raisons. *i*) Elle est à l'origine de mon orientation vers la biomécanique et les STAPS (*cf.*, la présentation de mon parcours, I.1). *ii*) Elle représente un thème récurrent sur lequel j'ai pu régulièrement travailler depuis mon engagement dans la recherche en 2002, et cette implication est portée par mon intérêt pour cette pratique sportive depuis 1996. *iii*) Un projet de recherche ambitieux vient d'être accepté pour financement par la Région des Pays de la Loire ¹, et je vais prendre une part active dans ce projet (*cf.*, IV.4). Il fait suite au projet régional OPERF2A² pour lequel j'ai réalisé un post-doctorat d'un an. *iv*) Ce nouveau projet de recherche va me permettre d'appréhender les mesures cinématiques du mouvement, et ces mesures cinématiques vont alimenter mon activité de recherche concernant la caractérisation des propriétés mécaniques (*cf.*, Partie IV). *v*) Je pense enfin que l'approche pluridisciplinaire engagée est à la fois originale, fructueuse et très enrichissante.

1 Projet ANOPACy : Analyse et Optimisation des Performances en aviron et en cyclisme : l'impact de nouvelles technologies de recherches et d'aides à l'entraînement. Ce projet (2013-2016) est financé par la région des Pays de la Loire à hauteur de 489 k€ dans le cadre de l'appel d'offre « émergence collective » 2012.

2 Projet OPERF2A : Optimisation de la Performance et interactions homme-machine en sport automobile et en aviron. Ce projet (2008-2011) a été financé par la région des Pays de la Loire à hauteur de 300 k€ dans le cadre de l'appel d'offre « Paris scientifiques régionaux » 2007.

Partie I. Curriculum Vitae

I.1. Parcours	23
I.2. Activité scientifique	26
I.3. Activité pédagogique	35
I.4. Responsabilités administratives	36

I.1. Parcours

I.1.1. Présentation

Mon activité de recherche a débuté en 2002 au cours d'un stage de maîtrise (2001-2002) réalisé sous la direction de Pascal Casari (PU) au sein du laboratoire de Génie civil et Mécanique (GéM, UMR CNRS 6183), dans le cadre d'une maîtrise de mécanique réalisée à l'UFR des Sciences et Techniques de l'Université de Nantes. Ce stage m'a permis de participer à des projets de recherche en partenariat avec des entreprises privées (Défi AREVA et trimaran de compétition Banque Populaire). Globalement, ces projets visaient à instrumenter certaines structures composites sensibles de voiliers de compétition afin de prévenir leur endommagement. Mon stage de DEA (2002-2003, Génie Mécanique à l'École Centrale de Nantes) s'est situé dans la continuité de mon stage de maîtrise puisqu'il avait pour but de modéliser, grâce à la méthode des éléments finis, le comportement mécanique de certaines structures composites de ces mêmes voiliers. En parallèle de ces travaux, j'ai pu commencer à analyser les efforts développés par le rameur en navigation en collaboration avec Pascal Casari. Ces analyses m'intéressaient tout particulièrement, puisque j'ai pratiqué la compétition en aviron au niveau national jusqu'en 2002. Cette étude a ensuite donné lieu à une première collaboration avec Arnaud Guével (PU). Nous avons alors pour objectif de confronter les mesures mécaniques avec une analyse des sollicitations musculaires quantifiées par électromyographie de surface. Ayant été passionné par cette étude, j'ai décidé, à l'issue de mon DEA, de continuer mes recherches dans le domaine de la biomécanique en STAPS. J'ai ainsi réalisé ma thèse (2003-2006) au sein du Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (MIP, anciennement JE 2438 actuellement EA 4334) de l'Université de Nantes sous la direction de Christophe Cornu (PU) et co-encadrée par Pascal Casari (PU).

J'ai ensuite réalisé un post-doctorat (2007) CNRS au Laboratoire de Biomécanique (UMR 8005 CNRS - Arts et Métiers ParisTech) dirigé par Wafa Skalli (PU). Je suis ensuite revenu à l'UFR STAPS de l'Université de Nantes et au Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » (EA 4334) comme ATER (2008) puis comme chercheur post-doctorant (2008-2009) sous la direction de Jacques Saury (PU). Depuis septembre 2009, je suis Maître de Conférences au sein du Laboratoire « Motricité, Interactions, Performance » et de l'UFR STAPS de l'Université de Nantes.

I.1.2. Situation actuelle

Sept 2009 - Maître de Conférences

UFR des Sciences et Techniques en Activités Physiques et Sportives (STAPS),
Université de Nantes
EA 4334 « Motricité, Interactions, Performance », UFR STAPS, Université de
Nantes

I.1.3. Expériences professionnelles

2008-2009 Chercheur post-doctorant (septembre 2008 – août 2009)

CDD 1 an

Analyse ergonomique de l'activité collective et optimisation de la performance en aviron

Laboratoire : EA 4334 « Motricité, Interactions, Performance », UFR des Sciences et Techniques en Activités Physiques et Sportives (STAPS), Université de Nantes

Encadrement : Jacques Saury (MCU-HDR), Carole Sève (PU)

Financement : Contrat post-doctoral Région des Pays de la Loire, projet OPERF2A (Optimisation de la Performance et interactions homme – machine en sport Automobile et en Aviron)

2007-2008 Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (décembre 2007 – août 2008, temps plein)

CDD 9 mois

Laboratoire : EA 4334 « Motricité, Interactions, Performance »

Composante : UFR STAPS, Université de Nantes

2007 Chercheur post-doctorant (décembre 2006 – novembre 2007)

CDD 1 an

Modélisation biomécanique du mouvement humain. Relations entre les troubles de la marche et de la posture vs. les géométries musculo-squelettiques

Laboratoire : UMR CNRS 8005 Laboratoire de Biomécanique, Arts et Métier ParisTech de Paris

Encadrement : Wafa Skalli (PU)

Financement : contrat de post-doctorat CNRS

2006 Ingénieur d'Étude (septembre 2006 – décembre 2006)

CDD 3 mois

Développement de moyens expérimentaux d'analyse de la fonction neuromusculaire (élasticité musculo-tendineuse, électromyographie de surface et neurostimulation) : mise en place, traitement du signal et validation

Laboratoire : JE 2438 « Motricité, Interactions, Performance », UFR STAPS, Université de Nantes

2005-2006 Attaché Temporaire d'Enseignement et de Recherche (septembre 2005 – août 2006, demi poste)

CDD 1 an

Laboratoire : JE 2438 « Motricité, Interactions, Performance »

Composante : UFR STAPS, Université de Nantes

I.1.4. Formation universitaire

- 2007** **Qualifications aux fonctions de Maître de Conférences**
Section Mécanique (60^{ème} section) : n°07260181146
Section STAPS (74^{ème} section) : n°07274181146
- 2003-2006** **Thèse de doctorat** de l'Université de Nantes soutenue le 27 novembre 2006
Caractérisation et modélisation du comportement mécanique du complexe musculo-articulaire en conditions passives. Influence de protocoles d'étirements cyclique et statique
Discipline : STAPS, *Spécialité* : biomécanique
Laboratoire : JE 2438 « Motricité, Interactions, Performance », UFR STAPS
Encadrement : - Christophe Cornu (MCU-HDR, Directeur de thèse)
 - Pascal Casari (MCU-HDR, Co-encadrant)
Jury : - Alain Belli (Président, PU)
 - Sylvain Drapier (Rapporteur, PU)
 - Francis Goubel (Examinateur, PU émérite)
 - Michel Pousson (Rapporteur, PU)
Manuscrit disponible à l'adresse suivante : <http://www.univ-nantes.fr/nordez-a>
- 2002-2003** **DEA « Génie Mécanique »**, École Centrale de Nantes
Modélisation des composites et éléments finis. Mise en place de calculs d'homogénéisation pour les renforts sur les trimarans de compétition
Laboratoire : Institut de recherche en Génie civil et Mécanique (UMR CNRS 6183)
Encadrement : Laurent Gornet (MCU-HDR)
Mention : Bien, boursier au mérite
- 2001-2002** **Maîtrise « Mécanique »**, UFR des Sciences et Techniques, Université de Nantes
Analyse expérimentale de la flexion de poutres composites, application aux lattes de voiliers et aux avirons
Laboratoire : Institut de recherche en Génie civil et Mécanique (UMR CNRS 6183)
Encadrement : Pascal Casari (MCU)
Mention : Assez Bien
- 2000-2001** **Licence « Mécanique »**, UFR des Sciences et Techniques, Université de Nantes
- 1998-2000** **DEUG physique mention Sciences de la matière**, UFR des Sciences et Techniques, Université de Nantes

I.2. Activité scientifique

I.2.1. Prix, distinctions

1. **Promising Scientist Award of the International Society of Biomechanics (2011)**
2. **Prix Jean Vivès – Académie Nationale Olympique Française (2011)**
3. **Prix de la Société de Biomécanique (2008)**
33^{ème} congrès de la Société de Biomécanique
4. **Prix Mécabio (2007)**
6^{ème} congrès Mécabio

I.2.2. Publications scientifiques

I.2.2.1. Articles acceptés ou publiés dans des revues internationales à comité de lecture

Les étudiants encadrés sont indiqués **en gras**. Ces publications sont disponibles en version .pdf sur la page www.univ-nantes.fr/nordez-a

P40. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*

P39. Lacourpaille L, Hug F, Nordez A. (in press). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in the human biceps brachii complex. *PloS ONE*

P38. Bouillard K, Hug F, Guével A, Nordez A. (in press). Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*

P37. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. (in press). Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*

P36. Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. (2012). Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *Journal of Biomechanics*, 45(8): 1424-9

P35. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. (2012). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurements*, 33(3): 19-28

P34. Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. (2012). Characterization of passive muscle belly elastic properties during passive stretching using supersonic shear imaging. *Journal of Biomechanics*, 45(6): 978-84

P33. Fouré A, Nordez A, Cornu, C. (2012). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii muscle and Achilles tendon. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8): 2849-57

P32. Fouré A, Cornu C, McNair PJ, Nordez A. (2012). Gender differences in both active and passive parts of the plantar flexors series elastic component stiffness and geometrical parameters of the muscle-tendon complex. *Journal of Orthopedic Research*, 30(5): 707-12

- P31. Fouré A, Cornu C, Nordez A.** (2012). Is tendon stiffness correlated to the dissipation coefficient ? *Physiological Measurement*, 33(1): 1-9
- P30. Sève C, Nordez A, Poizat G, Saury J.** (in press). Analysis performance in sport: contributions from a joint analysis of athletes' courses of experience and of mechanical indicators. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*
- P29. Olds M, McNair P, Nordez A, Cornu C.** (2011). Active stiffness and strength in individuals with unilateral anterior shoulder instability : A bilateral comparison. *Journal of Athletic Training*, 46(6): 642-64
- P28. Bouillard K, Nordez A, Hug F.** (2011). Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS ONE*, 6 (12): e29261
- P27. Hug F, Lacourpaille L, Nordez A.** (2011). Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. Letter to the editor, *Muscle & Nerve*, 44(5): 838-9
- P26. Hug F, Gallot T, Catheline S, Nordez A.** (2011). Electromechanical delay in Biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography. *Muscle and Nerve*, 43(3): 441-3
- P25. Guével A, Boyas S, Guihard V, Hug F, Cornu C, Nordez A.** (2011). Thigh muscle activities during codified training sequences of on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2): 109-16
- P24. Fouré A, Nordez A, McNair PJ, Cornu C.** (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3): 539-48
- P23. Guilhem G, Cornu C, Nordez A, Guével A.** (2010). A new device to study isotonic eccentric exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12): 3476-83
- P22. Fouré A, Nordez A, Cornu C.** (2010). Effect of plyometric training on the mechanical and geometrical properties of the Achilles tendon *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 109(3): 849-54
- P21. Nordez A, Hug F.** (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *Journal of Applied Physiology*, 108(5): 1389-94
- P20. Fouré A, Nordez A, Cornu C.** (2010). Stiffness determination of both active and passive elastic components of plantar flexors *in vivo* using the alpha method: a reliability study. *International Journal of Sports Medicine*, 31(1): 51-7
- P19. Nordez A, Fouré A, Dombroski EW, Mariot J-P, Cornu C, McNair PJ.** (2010). Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *Journal of Biomechanics*, 43(2): 379-82
- P18. Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C.** (2010). Passive torque-angle curves changes after cyclic and static stretching are different. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 13(1): 156-60
- P17. Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C.** (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of *gastrocnemii* within musculo-articular complex of ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19(6): 811-8
- P16. Cornu C, Nordez A, Bideau B.** (2009). Shoulder rotators mechanical properties and surface electromyographic activities changes with intensive Volley-Ball practice. *International Journal of Sports Medicine*, 30(12): 857-62

- P15.** Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, deGuise JA, Skalli W. (2009). Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(5): 1116-23
- P14.** Hug F, Nordez A, Guével A. (2009). Can electromyographic fatigue threshold be easily determined from isometric muscle actions of the superficial forearm flexors? *European Journal of Applied Physiology*, 107: 193-201
- P13.** Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of Applied Physiology*, 106(6): 1970-5
- P12.** Südhoff I, deGuise JA, Nordez A, Jolivet E, Bonneau D, Khoury V, Skalli W. (2009). 3D patient specific geometry of the muscles crossing the knee joint from selected MRI images. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47 (6): 579-87
- P11.** Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C. (2009). Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *Journal of Biomechanics*, 42 (6): 767-73
- P10.** Nordez A, Catheline S, Hug F. (2009). A novel method for measuring electromechanical delay on the *vastus medialis obliquus* and *vastus lateralis*. *Letter to the Editor, Ultrasound in Medicine and Biology*, 35 (5): 878
- P9.** Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2009). The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. *Clinical Biomechanics*, 24 (1): 77-85
- P8.** Nordez A, Guével A, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2009). Assessment of muscle hardness changes induced by submaximal fatiguing isometric contraction until exhaustion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (3): 484-91
- P7.** Nordez A, Gennisson JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *Journal of Biomechanics*, 41 (10): 2305-11
- P6.** Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviors. *European Journal of Applied Physiology*, 103 (2): 243-50
- P5.** Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2008). Changes in musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (5): 414-8
- P4.** Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Medical Engineering and Physics*, 30 (7): 880-7
- P3.** Nordez A, Cornu C, McNair PJ. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics*; 21 (7): 755-60
- P2.** Boyas S, Nordez A, Cornu C, Guével A. (2006). Power measurements on rowing ergometer: mechanical sensors vs. Concept2[®] system. *International Journal of Sports Medicine*; 27 (10): 830-33
- P1.** Deffieux T, Gennisson JL, Nordez A, Tanter M, Fink M. (2006). Ultrafast imaging of *in vivo* muscle contraction using ultrasound. *Applied Physic Letters*, 89, 184107-1

I.2.2.2. Évaluation de l'impact des articles publiés

n°	Année de publication	Position d'auteur	Revue	Facteur d'impact	Catégorie	Nombre de citations
P40	Sous presse	2 ^e / 3	Journal of Applied Physiology	3,753	A 1 ^{er}	0
P39	Sous presse	3 ^e / 3	PloS ONE	4,092	A 1 ^{er}	0
P38	Sous presse	4 ^e / 4	Journal of Applied Physiology	3,753	A 1 ^{er}	0
P37	Sous presse	2 ^e / 3	Journal of Electromyography and Kinesiology	1,969	A 1 ^{er}	0
P36	2012	2 ^e / 5	Journal of Biomechanics	2,434	A 1 ^{er}	0
P35	2012	5 ^e / 5	Physiological Measurements	1,677	A 3 ^e	1
P34	2012	4 ^e / 4	Journal of Biomechanics	2,434	A 1 ^{er}	2
P33	2012	2 ^e / 3	European Journal of Applied Physiology	2,147	A 2 ^e	1
P32	2012	4 ^e / 4	Journal of Orthopedic Research	2,811	A 1 ^{er}	0
P31	2012	3 ^e / 3	Physiological Measurements	1,677	A 3 ^e	0
P30	Sous presse	2 ^e / 4	Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports	2,867	A 2 ^e	0
P29	Sous presse	3 ^e / 4	Journal of Athletic Training	1,796	-	0
P28	2011	2 ^e / 3	PloS ONE	4,092	A 1 ^{er}	1
P27	2011	3 ^e / 3	Muscle & Nerve	2,367	A 1 ^{er}	0
P26	2011	4 ^e / 4	Muscle & Nerve	2,367	A 1 ^{er}	2
P25	2011	6 ^e / 6	International Journal of Sports Medicine	2,433	A 3 ^e	2
P24	2011	2 ^e / 4	European Journal of Applied Physiology	2,147	A 2 ^e	5
P23	2010	3 ^e / 4	Journal of Strength and Conditioning Research	1,831	B	2
P22	2010	2 ^e / 3	Journal of Applied Physiology	3,753	A 1 ^{er}	11
P21	2010	1 ^{er} / 2	Journal of Applied Physiology	3,753	A 1 ^{er}	13
P20	2010	2 ^e / 3	International Journal of Sports Medicine	2,433	A 3 ^e	4
P19	2010	1 ^{er} / 6	Journal of Biomechanics	2,434	A 1 ^{er}	8
P18	2010	1 ^{er} / 4	Journal of Science and Medicine in Sports	2,542	A 3 ^e	0
P17	2009	2 ^e / 4	Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports	2,867	A 2 ^e	4
P16	2009	2 ^e / 3	International Journal of Sports Medicine	2,433	A 3 ^e	1
P15	2009	1 ^{er} / 6	Journal of Magnetic Resonance Imaging	2,698	-	5
P14	2009	2 ^e / 3	European Journal of Applied Physiology	2,147	A 2 ^e	3
P13	2009	1 ^{er} / 6	Journal of Applied Physiology	3,753	A 1 ^{er}	18
P12	2009	3 ^e / 7	Medical and Biological Engineering and Computing	1,878	A 2 ^e	3
P11	2009	1 ^{er} / 4	Journal of Biomechanics	2,434	A 1 ^{er}	6
P10	2009	1 ^{er} / 3	Ultrasound in Medicine and Biology	2,293	-	1
P9	2009	1 ^{er} / 4	Clinical Biomechanics	2,071	A 1 ^{er}	2
P8	2009	1 ^{er} / 5	Journal of Electromyography and Kinesiology	1,969	A 1 ^{er}	6
P7	2008	1 ^{er} / 5	Journal of Biomechanics	2,434	A 1 ^{er}	19
P6	2008	1 ^{er} / 3	European Journal of Applied Physiology	2,147	A 2 ^e	12
P5	2008	1 ^{er} / 4	International Journal of Sports Medicine	2,433	A 3 ^e	8
P4	2008	1 ^{er} / 3	Medical Engineering and Physics	1,623	A 2 ^e	3
P3	2006	1 ^{er} / 3	Clinical Biomechanics	2,071	A 1 ^{er}	30
P2	2006	2 ^e / 4	International Journal of Sports Medicine	2,433	A 3 ^e	8
P1	2006	3 ^e / 5	Applied Physic Letters	3,844	-	13
Impact factor moyen				2,566		

Catégorie A : revue classé A par l'AERES dans le champ des STAPS (1^e, 2^e et 3^e niveau)

Catégorie B : revue classée B par le CNU dans le champ des STAPS

Facteur d'impact : source ISI 2011

Nombre de citations : source Scopus au 17/01/2013

I.2.2.3. Manuscrits soumis dans des revues internationales à comité de lecture

PS1. McNair PJ, Olds M, Cornu C, Nordez A. (submitted). Biomechanical properties of the plantarflexor muscle-tendon complex six months post rupture of the Achilles tendon. *Journal of Orthopedic Research* (cat. A 1^e, IF=2.811)

I.2.2.4. Articles publiés dans des revues nationales à comité de lecture

PN3. Nordez A., Bouillard K, Hug F. (2012). Analyse des sollicitations musculaires via la technique d'élastographie « Supersonic Shear Imaging ». *Science et Motricité*, 75(1), 39-47

PN2. Saury J, Nordez A., Sève C. (2010). Coordination interindividuelle et performance collective en aviron : apports d'une analyse conjointe du cours d'expérience des rameurs et de paramètres mécaniques. Contribution à l'analyse et à l'optimisation de performances sportives collectives. *@ctivité*, 7(2), 2-27

PN1. Nordez A., Casari P, McNair PJ, Cornu C. (2009). Characterization and modelling of the musculo-articular complex mechanical behaviour in passive conditions. Effects of cyclic and static stretching. *Ingénierie et Recherches Biomédicales*, 30, 20-29

I.2.3. Conférences et congrès

I.2.3.1. Conférences invitées

CI2. Nordez A., **Fouré A.**, Cornu C. (2011). Caractérisations et modélisations du comportement mécanique du système musculo-articulaire passif de la cheville *in vivo*. *XXXIXème Entretiens de Médecine Physique et de Réadaptation, Montpellier 4 mars 2011*

CI1. **Fouré A.**, Nordez A., Cornu C. (2011). Effets de l'entraînement pliométrique sur le comportement mécanique du système musculo-articulaire de la cheville. *XXXIXème Entretiens de Médecine Physique et de Réadaptation, Montpellier 4 mars 2011*

I.2.3.2. Communications dans des congrès internationaux avec actes :

C19. Hug, F, **Bouillard K.**, Nordez A. (2012). Estimation of individual muscle force during a fatiguing contraction using supersonic shear imaging. 19th Congress of the International Society for Electrophysiology and Kinesiology, Brisbane 19-21 July 2012

C18. **Lacourpaille L.**, **Bouillard K.**, Hogrel JY, Hug F, Nordez A. (2011). Reliability of elasticity measurements for several resting muscles using supersonic shear imaging. 4th *International Congress of Myology, Lille, 9-13 may 2011*

C17. **Bouillard K.**, Nordez A., Hug F. (2011). Can individual muscle force be estimated from supersonic shear imaging measurements? 23th *Congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, 3-7 July 2011*

C16. Nordez A., **Bouillard K.**, Hug F. (2011). Assessment of elbow flexors activity levels during incremental isometric contractions using supersonic shear imaging. 23th *Congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, 3-7 July 2011*

C15. **Fouré A.**, Nordez A., Cornu C. (2011). Plyometric training effects on gastrocnemius muscle and Achilles tendon passive stiffness. 23th *Congress of the International Society of Biomechanics, Brussels, 3-7 July 2011*

- C14.** Nordez A, Hug F. (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *15th annual Congress of the European College of Sports Science, Antalya, 23-26 juin 2010*
- C13.** Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010). Effects of plyometric training on stiffness and dissipative properties of the Achilles tendon. *15th annual Congress of the European College of Sports Science, Antalya, 23-26 juin 2010*
- C12.** Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2009). Effects of plyometric training on the mechanical and geometrical properties of the plantar flexors muscle-tendon complex. *14th annual Congress of the European College of Sports Science, Oslo, 24-27 juin 2009*
- C11.** Sève C, Nordez A, Saury J. (2009). Analyse des dimensions subjectives de la coordination entre rameurs dans la recherche de performance en aviron. *Congrès International de la Société Française de Psychologie du Sport, Paris, 1-3 Juillet 2009*
- C10.** Saury J, Nordez A, Sève C. (2009). Analyser la performance collective en aviron en croisant une description de l'expérience subjective des rameurs et le traitement de données mécaniques. *Congrès International de la Société Française de Psychologie du Sport, Paris, 1-3 Juillet 2009*
- C9.** 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*. In : *Journal of Biomechanics*, 39 (1): S37
- C8.** Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2006). Acute changes in hamstrings musculo-articular viscous properties induced by cyclic and static stretching. *11th European College of Sports Sciences Congress*
- C7.** Nordez A, Cornu C. (2005). Comparison of two original methods for human musculo-articular viscoelasticity assessment using a passive torque-angle relationship. *International congress « Myology 2005 »*
- C6.** Nordez A, Cornu C. (2005). Changes in hamstrings passive viscoelastic properties induced by static stretching. *International congress « Myology 2005 »*
- C5.** 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. *11^{ème} Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*
- C4.** Boyas S, Nordez A, Cornu C, Guével A. (2005). Mesures de la puissance sur ergomètre d'aviron : capteurs mécaniques vs système Concept 2[®]. *11^{ème} Congrès International de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*
- C3.** Boyas S, Nordez A, Guével A. (2005). Évolutions des niveaux d'activation des extenseurs et fléchisseurs de la jambe lors d'un 2000 mètres sur ergomètre d'aviron. *11^{ème} Congrès international de l'Association des Chercheurs en Activités Physiques et Sportives*
- C2.** Guével A, Nordez A, Boyas S, Guihard V, Cornu C. (2004). Characterization of muscular requests of leg extensors during codified training sequences of rowing. *3^{ème} Congrès International des Sciences du Sport INSEP*
- C1.** Casari P, Nordez A. (2003). Field measurement of strains and displacements on a skiff composite oar during bending and navigation tests. *Composites Testing and Model Identification Conference (CompTest 2003)*

I.2.4. Encadrements d'étudiants

Co-encadrements (50%) de thèses en cours :

- **Hugo Hauraix**, soutenance prévue en octobre 2015
Sujet : Relation force-vitesse : du fascicule musculaire au mouvement
Financement : Allocation du Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
- **Lilian Lacourpaille**, soutenance prévue en octobre 2014
Sujet : Délai électromécanique et raideur du muscle sain et pathologique
Financement : Allocation du Ministère de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche
Publications : P37 et P39
- **Killian Bouillard**, soutenance prévue en juin 2013
Sujet : Estimation de la force musculaire grâce à la méthode d'élastographie « supersonic shear imaging »
Financement : Ingénieur d'Étude à mi-temps (2,5 ans ; sur contrat FEDER)
Publications : P28, P34, P36, P38

Co-encadrement (50%) de thèse soutenue :

- **Alexandre Fouré**, thèse soutenue en novembre 2010
Sujet : Caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon *in vivo*. Effets de protocoles d'entraînements pliométrique et excentrique
Financement : Allocation Nantes Métropole
Publications : P19, P20, P24, P31, P32, P33
Situation actuelle : post-doctorat CNRS, Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale (Marseille)

Co-encadrements (50 %) de Master 2 recherche soutenus :

- **Hugo Hauraix**, soutenance en juin 2012
Sujet : Mesure de la vitesse maximale de raccourcissement des fascicules musculaires par échographie ultrarapide
Publication : rédaction d'un article en cours
- **Lillian Lacourpaille**, soutenance en juin 2011
Sujet : Délai électromécanique étudié par échographie ultrarapide
Publications : P27 et P35
- **Renaud Rouquet**, soutenance en juin 2011
Sujet : Effet de la vitesse de contraction sur les propriétés mécaniques du tendon caractérisées par échographie
- **Johan Bigot**, soutenance en juin 2008
Sujet : Effet d'un entraînement pliométrique sur la raideur musculo-tendineuse en contraction
- **Alexandre Fouré**, soutenance en juin 2007
Sujet : Effet d'un entraînement pliométrique sur la raideur musculo-tendineuse passive
Publication : P17

- **Jonathan Douay**, soutenance en juin 2006
Sujet : Développement de la méthode alpha pour des expérimentations *in vivo*

I.2.5. Collaborations scientifiques (passées et en cours, hors laboratoires d'appartenances)

- **Institut Langevin** (UMR CNRS-INSERM). Drs Jean-Luc Gennisson et Stefan Catheline. P1 et P7
- **Institut de Recherche en Génie Civil et Mécanique** (UMR CNRS). Pr Pascal Casari (co-encadrant de ma thèse). P4, P5, P6, P7, P9, P11, P18
- **Auckland University of Technology**. Pr Peter McNair. P3, P5, P9, P18, P19, P24, P29, P32 et projet présenté au paragraphe IV.1.2
- **Laboratoire de Géophysique et Tectonophysique** (UMR CNRS). Dr Stefan Catheline et Thomas Gallot. P13, P26
- **University of Queensland**. Dr François Hug (détachement de 3 ans). P36 et projet présenté au paragraphe IV.2.2
- **Institut Pprime**. Floren Colloud. Projet de recherche ANOPACy présenté au paragraphe IV.4
- **Mission recherche - INSEP**. Drs Antoine Couturier, Gaël Guilhem et Giuseppe Rabita. Études présentées aux paragraphes III.4.2, IV.1.3 et IV.3.4
- **Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire – Institut de Myologie**. Dr Jean-Yves Hogrel. P36 et projets présentés aux paragraphes IV.1.5 et IV.3.3
- **Centre de Référence des maladies rares de Nantes**. Pr Yann Péréon. Projets présentés aux paragraphes IV.1.5 et IV.3.3

I.2.6. Financements de recherches obtenus comme investigateur principal ou second investigateur

2011-2014 Fond Européen de Développement Régional (FEDER)

Titre du projet : « Évaluation des propriétés mécaniques du muscle pour le suivi non invasif de pathologies neuromusculaires et l'estimation de la force »

Financement : 185,1 k€

Porteurs du projet : Antoine Nordez et François Hug

Publications : P28, P34, P35, P36, P37, P38, P39

2010-2011 Association Française contre les Myopathies (AFM)

Titre du projet : « An innovative tool to assess muscle function of healthy and pathological subjects »

Financement : 74 k€

Porteurs du projet : Antoine Nordez et François Hug

Publications : P26, P27, P35

2009 Association Française contre les Myopathies (AFM)

Titre du projet : « Characterization of muscle and tendon mechanical and geometrical properties by local and integrated methods in a non invasive way »

Financement : 35 k€

Porteur du projet : Christophe Cornu

Publications : P20, P22, P24, P31, P32, P33

2009 Association Française contre les myopathies (AFM)

Titre du projet : « Characterization of the electromechanical delay by using ultrafast echographic imaging of in vivo muscle-tendon unit »

Financement : 12,3 k€

Porteurs du projet : Antoine Nordez et François Hug

Publication : P13

I.2.7. Expertises, sociétés savantes

I.2.7.1. Expertises de manuscrits pour des revues internationales

Nombre de manuscrits entre parenthèses

- BMC in Medical Imaging (2)
- Clinical Biomechanics (1)
- IEEE Transactions in Mechatronics (3)
- International Journal of Sports Medicine (1)
- Journal of Applied Biomechanics (1)
- Journal of Biomechanics (6)
- Journal of Magnetic Resonance Imaging (1)
- Journal of Sport Rehabilitation (2)
- Medicine and Science in Sport and Exercise (1)
- Muscle & Nerve (1)
- Physiological Measurements (7)
- PLOS ONE (1)
- Science et Motricité (1)
- Science & Sport (1)

- Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology (1)
- Ultrasound in Medicine and Biology (2)

I.2.7.2. Membre du comité scientifique d'une revue internationale

- ISRN Biomedical Imaging

I.2.7.3. Jury de thèses

- Examineur de la thèse soutenue par Carlos Felipe Rengifo Rodas soutenue à l'École Centrale de Nantes le 9 décembre 2010. Titre : « Contributions à la commande d'un robot bipède 3D »

I.2.7.4. Sociétés savantes

- Membre de l'International Society of Biomechanics
- Membre de la Société de Biomécanique
- Membre du Réseau Recherche et Sport en Pays de la Loire (Membre du Conseil d'Administration, responsable du site web)

I.3. Activité pédagogique

Environ 1200h d'enseignements depuis 2003

Ces enseignements ont concerné la Physique, la Mécanique et la Résistance des Matériaux à l'UFR des Sciences et Techniques de l'Université de Nantes en 2003-2004 (50 h).

Depuis, ils concernent principalement la **biomécanique**, l'escalade et la physiologie à l'UFR STAPS de l'Université de Nantes (niveau L1 à M2, 2004-2012).

I.4. Responsabilités administratives

- Responsable pédagogique du Master 1 « Expertise Performance Intervention » (depuis septembre 2012)
- Membre élu du Conseil d'Administration de l'UFR STAPS de Nantes (depuis janvier 2012)
- Membre élu du Conseil de Laboratoire de l'EA 4334 (depuis janvier 2012)
- Membre élu du Conseil Scientifique de l'UFR STAPS (2010 – 2011)
- Président de Jury de la Licence 3 « Entraînement Sportif », UFR STAPS de Nantes (depuis septembre 2012)
- Président de jury de Baccalauréat, Lycée Jules Verne de Nantes (2012)
- Président de jury du Master 1 « Expertise, Performance, Intervention », UFR STAPS de Nantes (2010-2012)
- Membre des comités de sélection pour les postes de Maître de Conférences n° 2141 (2011) et n°1712 (2012), UFR STAPS, Université de Nantes
- Responsable disciplinaire de « Biomécanique – santé » au sein de l'UFR STAPS (depuis septembre 2010)
- Chargé des emplois du temps de l'UFR STAPS (depuis juin 2010)
- Responsable de l'Orientation Active pour l'UFR STAPS (2010 – 2011)

Partie II. Revue de littérature

Introduction.....	39
II.1 Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon.....	40
II.2 Apport de l'échographie pour l'étude du système muscle-tendon in vivo.....	45
II.3 Élastographie pour la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle et du tendon.....	49
Conclusions.....	56

Introduction

L'objectif de cette courte revue de littérature est de présenter les méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon. Les méthodes développées et utilisées avant les années 2000 sont présentées de manière complète par Goubel et Linsel-Corbeil (2003). Cette Partie II vise donc principalement à introduire les nouvelles méthodes de caractérisation, principalement basées sur l'imagerie échographique ou l'imagerie par Résonance Magnétique (IRM), afin de permettre au lecteur d'appréhender le cadre méthodologique dans lequel s'insèrent nos travaux.

Différentes méthodes ont été initialement développées sur le muscle isolé, puis ont été adaptées par analogie pour des expérimentations *in vivo* chez l'homme (II.1). L'adaptation des méthodes *in vivo* implique toutefois de formuler différentes hypothèses. Tout d'abord, deux groupes musculaires composés de plusieurs muscles croisent la plupart des articulations, et il n'est pas possible d'isoler un de ces muscles *in vivo* de manière non invasive. Chez l'homme, on ne caractérise pas un muscle, mais un groupe de muscles. De plus, il n'est pas possible de dissocier les propriétés des nombreuses structures croisant l'articulation, et on considère le plus souvent que l'on caractérise un système musculo-articulaire. Enfin, la contraction du muscle qui induit un raccourcissement linéaire de l'ensemble muscle-tendon provoque une rotation de l'articulation qu'il croise. *In vivo*, on caractérise donc le plus souvent les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire en rotation.

L'imagerie échographique a alors permis de quantifier les déplacements des structures constituant le groupe de muscles. Ainsi, comme cela est présenté dans le paragraphe II.2, l'échographie musculo-tendineuse a permis d'aller plus loin dans la caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble musculo-tendineux. Le troisième paragraphe de cette courte revue de littérature présente les nouvelles techniques d'élastographie qui permettent de caractériser les propriétés mécaniques locales des tissus biologiques (II.3).

II.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon

Pour caractériser les propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon, on utilise en général un modèle opérationnel, et le modèle adopté dans nos travaux est présenté succinctement dans le paragraphe suivant. Les caractérisations des différentes composantes de ce modèle sont ensuite développées.

II.1.1. Modèle opérationnel du muscle

De nombreuses modélisations musculaires ont été développées dans la littérature. La plupart se basent sur les travaux de Hill (1938 ; 1951) qui a, pour la première fois, proposé un modèle à trois composantes. La composante contractile (CC) intègre le générateur de force localisé au niveau des sarcomères. La composante élastique série (CES) est constituée de toutes les structures placées en série des éléments contractiles (*i.e.*, principalement certains éléments du sarcomère et les structures tendineuses). La composante élastique parallèle (CEP) intègre toutes les structures placées en parallèle des éléments contractiles (*i.e.*, principalement du tissu conjonctif, les sarcolemmes et certains éléments élastiques du sarcomère). Différentes modélisations ont ensuite été proposées pour aboutir au modèle retenu par Goubel et Linsel Corbeil (2003) (Figure 2-A). Ce modèle propose de séparer la CES en deux fractions, l'une active située au niveau du sarcomère (CES₁) et l'autre passive située au niveau des structures tendineuses (CES₂). Dans nos travaux, nous lui préférons toutefois le modèle proposé par Zajac (1989) (Figure 2-B). Il est similaire de celui de Goubel et Linsel-Corbeil (2003), mais il place une composante en série de la CC et de la CEP. En effet, une vision erronée consistait à considérer que, comme le muscle passif est beaucoup plus souple que le tendon, ce dernier contribue peu à l'élasticité de l'ensemble muscle-tendon (Gajdosik, 2001). Cependant, il a été montré que, pour le groupe de muscles des *gastrocnemii*, les tissus tendineux contribuent à près de 80 % de l'allongement de l'ensemble muscle-tendon lors d'un étirement passif (*e.g.*, Herbert *et al.*, 2011 ; Herbert *et al.*, 2002). Ce résultat s'explique simplement par une longueur de repos des fibres musculaires bien plus faible que celle du tendon, et il montre que les structures tendineuses peuvent être intégrées également dans la CEP. De plus, il a été montré dans une étude récente que le type de modèle de la Figure 2-B, est plus précis pour simuler

la production de force d'un groupe de muscles (Hoffman *et al.*, 2012). Par analogie à ces modélisations développées pour un muscle isolé, on considère que le système musculo-articulaire en rotation est modélisé de manière similaire. Par la suite, il sera donc classiquement fait référence aux différentes composantes du modèle de la Figure 2-B lorsqu'une méthode de caractérisation sera évoquée.

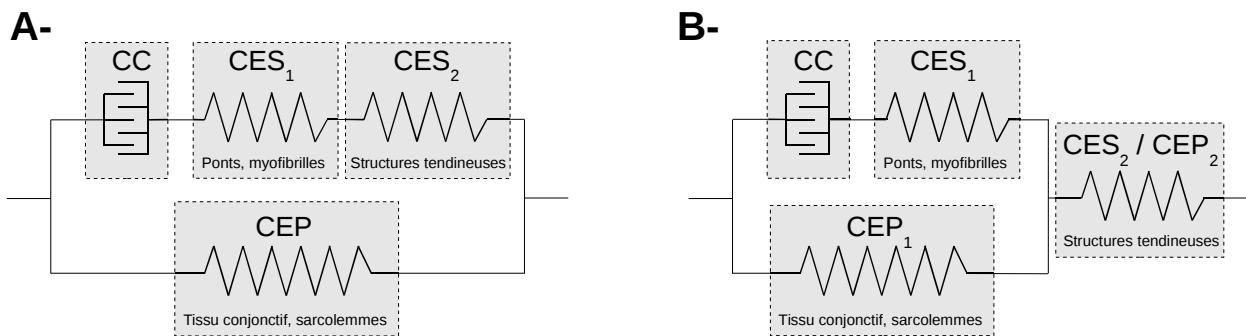


Figure 2: A- Modèle à trois composantes des propriétés élastiques du muscle adapté de Shorten (1987) et choisi par Goubel et Lenseil-Corbeil (2003) ; B- Modèle proposé par Zajac (1989) et retenu dans le cadre de nos travaux. CC : composante contractile ; CES : composante élastique série ; CEP : composante élastique parallèle. De manière générale, CES₁ et CEP₁ correspondent aux structures musculaires, alors que CES₂ et CEP₂ correspondent aux structures tendineuses (tendon et aponévrose)

II.1.2. Propriétés contractiles

Les propriétés contractiles concernent les relations caractéristiques force-longueur et force-vitesse. Il est en effet bien connu que la force maximale produite dépend de la longueur du muscle et de sa vitesse de raccourcissement. *In vivo*, grâce à l'utilisation d'ergomètres, il est également possible de caractériser les relations couple-angle et couple-vitesse angulaire qui témoignent de la dépendance à la longueur et à la vitesse de contraction de la capacité de production de force d'un groupe musculaire donné (Goubel et Lenseil-Corbeil, 2003). Jusqu'à récemment, je m'étais peu intéressé à ces propriétés contractiles, mais nous avons récemment commencé à étudier la relation force-vitesse *in vivo* grâce à l'échographie (*cf.*, III.4.3).

II.1.3. Propriétés mécaniques de la CES

Du fait de la capacité du muscle à se contracter et à produire une force, il n'est pas possible d'appliquer certaines méthodes classiques de la caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux. En effet, lorsque l'on applique un étirement à un muscle en contraction, on place celui-ci en situation de contraction excentrique (*i.e.*, le muscle est étiré alors qu'il est en contraction), et il est bien connu que de nombreuses réorganisations s'opèrent durant ce type de contraction. Des

ponts actine-myosine sont en effet rompus, ce qui rend impossible la caractérisation de la CES de manière indépendante de la CC par le simple étirement de l'ensemble muscle-tendon. Les chercheurs ont ainsi dû faire preuve d'innovation pour proposer des méthodes qui permettent d'éviter ces réorganisations. Les différentes méthodes de caractérisation de la CES sont présentées de manière complète dans Goubel et Linsel-Corbeil (2003). Le principe est toujours d'appliquer une perturbation au muscle pré-contracté à différents niveaux de force et de mesurer sa réponse, tout en le plaçant à une longueur n'induisant pas de contribution de la CEP. Plusieurs types de perturbations ont été utilisés et ont conduit au développement de différentes méthodes.

Il est tout d'abord possible d'appliquer un échelon d'étirement de faible amplitude, afin de ne pas induire de réorganisations internes du muscle au cours des mesures (Morgan, 1977 ; Rack et Westbury, 1974). Cette méthode permet de mesurer une raideur « short-range » qui correspond à l'élasticité combinée des ponts d'unions existants (CES1) et des structures tendineuses (CES2). Il est également possible d'appliquer des perturbations dynamiques (aléatoires ou sinusoïdales) de faibles amplitudes qui permettent de caractériser les propriétés dynamiques du muscle en terme d'élasticité et de viscosité (Rack, 1966 ; Rack et Westbury, 1974). Enfin, il est possible d'appliquer un échelon de raccourcissement appelé « quick release » qui permet également de caractériser une raideur globale de la CES (Goubel et Pertuzon, 1973). L'avantage de cette technique est alors de pouvoir caractériser l'élasticité de la CES de manière indépendante de la CC, et ce quelque soit l'amplitude du mouvement.

L'étude du muscle isolé permet d'étudier plus spécifiquement certaines structures, par exemple en étudiant le muscle avec et sans tendon, et également d'isoler un tendon pour caractériser sa relation contrainte-déformation (*e.g.*, Wang, 2006). Il est aussi possible d'isoler une fibre pour étudier son comportement, et de limiter ainsi l'influence des tissus conjonctifs (*e.g.*, Ochala *et al.*, 2007 ; Ogneva *et al.*, 2010 ; Toursel *et al.*, 1999). Grâce au développement d'ergomètres spécifiques, ces méthodes ont également été adaptées pour caractériser les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire lors de contractions *in vivo* chez l'homme (Goubel et Linsel-Corbeil, 2003). Si on se place à un angle articulaire n'induisant pas d'étirement de la CEP, on peut considérer que la CES du groupe de muscles étudié sera caractérisée. *In vivo*, la principale limite des méthodes de « quick release », de mesure de raideur « short range » ou de perturbations sinusoïdales est de ne pas permettre de dissocier les comportements des nombreux muscles et tendons impliqués. Aussi dans les travaux présentés dans le paragraphe III.3, nous avons tenté d'améliorer ces techniques de caractérisation.

II.1.4. Propriétés mécaniques de la CEP

Les propriétés mécaniques du muscle passif, correspondant à la CEP, ont longtemps focalisé beaucoup moins d'attention que les propriétés mécaniques lors de contractions (Proske et Morgan, 1999). Pourtant, ces propriétés sont importantes fonctionnellement. Par exemple, lorsque nous réalisons une simple flexion du coude, elle va engendrer un étirement des extenseurs du coude, et la résistance qu'ils vont opposer au mouvement va directement dépendre de leurs propriétés mécaniques passives (Proske et Morgan, 1999). Il est alors relativement aisé de caractériser la relation force-longueur ou contrainte-déformation du muscle passif par un simple étirement du muscle, relation qui suit l'allure exponentielle classique des tissus biologiques (*e.g.*, Taylor *et al.*, 1997 ; Whitehead *et al.*, 2001 ; Wolff *et al.*, 2006).

Par analogie, il est possible de caractériser une relation couple-angle passive à partir d'un ergomètre isocinétique (Gajdosik, 2001 ; Magnusson, 1998 ; Magnusson *et al.*, 1996 ; McNair *et al.*, 2001). Depuis les travaux pionniers de Magnusson (1998), de nombreuses études se sont intéressées à ces propriétés, par exemple pour analyser les facteurs limitant l'amplitude de mouvement d'une articulation et les effets de protocoles d'étirements. De plus, il a été montré que le couple passif au niveau d'une articulation produit 10 à 50 % du travail mécanique total au cours de tâches telles que la marche ou la course (Silder *et al.*, 2007 ; Whittington *et al.*, 2008), confirmant ainsi que les propriétés mécaniques passives du système musculo-articulaire sont importantes fonctionnellement.

Nous nous sommes intéressés à ces propriétés au cours de ma thèse. Le but était en effet de caractériser et de modéliser les propriétés mécaniques passives globales du système musculo-articulaire (*cf.*, PN1 pour une synthèse). Dans un premier temps, nous avons développé et validé la méthode de caractérisation (Nordez *et al.*, 2008a P4 ; Nordez *et al.*, 2008b P6 ; Nordez *et al.*, 2006 P3) qui se base sur l'utilisation d'un ergomètre isocinétique permettant de mobiliser passivement une articulation en faisant varier la vitesse angulaire, tout en mesurant l'angle articulaire et le couple passif développé en résistance à l'étirement. Nous avons ensuite développé un modèle du comportement mécanique du système musculo-articulaire associant élasticité non linéaire, viscosité linéaire et frottement sec (Nordez *et al.*, 2009a P11). Dans un second temps, nous avons exploité ces méthodes pour étudier les effets de protocoles d'étirements statiques et cycliques. Nos résultats ont permis de proposer des mécanismes probablement impliqués qui seraient différents concernant les effets aigus de ces deux modalités d'étirements (Nordez *et al.*, 2008a P5 ; Nordez *et al.*, 2006 P3 ; Nordez *et al.*, 2008d P9 ; Nordez *et al.*, 2010b P18). Enfin, nous avons adapté notre

modélisation pour être capable de simuler les effets des étirements cycliques et statiques (Nordez *et al.*, 2009a P11). La principale limite de ces travaux de thèse était de ne pas dissocier les propriétés mécaniques des nombreuses structures impliquées (muscles, tendons, articulations, peau, ligaments, *etc.*). Une première tentative avait toutefois été engagée pour caractériser l'élasticité du muscle *gastrocnemius medialis* au cours d'étirements passifs grâce à la technique d'élastographie impulsionnelle 1D (*cf.*, II.3.2.2) (Nordez *et al.*, 2008c P7). Cependant, les résultats obtenus étaient peu reproductibles, limitant les perspectives d'utilisation de cette technique pour les études biomécaniques du système musculo-tendineux. Aussi, l'axe de recherche présenté en III.2.3 est focalisé sur le développement de méthodes permettant une caractérisation plus fine des propriétés mécaniques du muscle et du tendon en conditions passives.

Publications associées au travail de thèse :

- P3. Nordez A, Cornu C, McNair PJ. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics*; 21 (7): 755-60
- P4. Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Medical Engineering and Physics*, 30 (7): 880-7
- P6. Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviors. *European Journal of Applied Physiology*, 103 (2): 243-50
- P11. Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C. (2009). Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *Journal of Biomechanics*, 42 (6): 767-73
- P5. Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2008). Changes in musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (5): 414-8
- P18. Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2010). Passive torque-angle curves changes after cyclic and static stretching are different. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 13(1): 156-60
- P9. Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2009). The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. *Clinical Biomechanics*, 24 (1): 77-85
- P7. Nordez A, Gennisson JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *Journal of Biomechanics*, 41 (10): 2305-11
- PN1. Nordez A, Casari P, McNair PJ, Cornu C. (2009). Characterization and modelling of the musculo-articular complex mechanical behaviour in passive conditions. Effects of cyclic and static stretching. *Ingénierie et Recherches Biomédicales*, 30, 20-29

II.2. Apport de l'échographie pour l'étude du système muscle-tendon *in vivo*

L'imagerie échographique présente l'avantage de permettre une observation des tissus biologiques en temps réel et avec une fréquence d'acquisition (environ entre 20 et 100 Hz pour la plupart des échographes) similaire de celle des outils d'analyse du mouvement (Cronin et Lichtwark, 2012). De nombreux auteurs ont tiré profit de cet avantage pour étudier les muscles et tendons humains *in vivo*. Dans un premier temps, cette technique a permis de quantifier le déplacement de l'insertion myotendineuse des *gastrocnemii* ou des *vastii* lors de contractions afin de caractériser les propriétés mécaniques du tendon d'Achille ou du tendon quadricipital (II.2.1). L'imagerie échographique a ensuite permis de visualiser les mouvements musculaires et tendineux au cours de tâches telles que la marche ou la course, ce qui a permis de mieux comprendre le fonctionnement du système musculo-tendineux au cours de ces tâches locomotrices (II.2.2).

II.2.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du tendon (CES₂)

La méthode développée dans la littérature pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon consiste à demander au sujet de produire une contraction isométrique incrémentale, tout en mesurant le couple articulaire développé et le déplacement de la jonction myotendineuse par échographie (Figure 3). Une modélisation simple permet alors d'estimer la force produite par le muscle qui étire le tendon, afin d'établir la relation force-longueur du tendon. Depuis les études de Fukashiro *et al.* (1995), puis de Maganaris et Paul (1999 ; 2000a ; 2000b), Kubo *et al.* (2000 ; 1999) et Magnusson *et al.* (2001), cette méthode a été utilisée dans plus de 130 articles référencés sous PubMed (pour revue, se référer à (Magnusson *et al.*, 2008)). La raideur tendineuse est ensuite calculée comme la pente de la relation force-longueur (*e.g.*, Kubo *et al.*, 1999 ; Maganaris et Paul, 1999 ; Magnusson *et al.*, 2001), et certains auteurs ont caractérisé la relation contrainte-déformation pour calculer un module d'Young (Maganaris et Paul, 1999 ; Magnusson *et al.*, 2001). D'autres études ont appliqué un cycle complet de charge-décharge afin de mesurer l'hystérésis (*e.g.*, Maganaris et Paul, 2000a ; Figure 3) correspondant à la part d'énergie dissipée au cours du cycle. Cette technique permet donc d'étudier de manière non invasive la CES₂. Des résultats récents ont d'ailleurs montré que la personnalisation des propriétés mécaniques du tendon permet d'améliorer

les modélisations musculaires développées pour estimer la force produite par un muscle (Gerus *et al.*, 2011), confirmant l'importance de la méthode de caractérisation présentée dans ce paragraphe. Nous avons développé cette méthode au sein de notre laboratoire et les études originales résultant de ce travail sont présentées dans le paragraphe III.3.1.

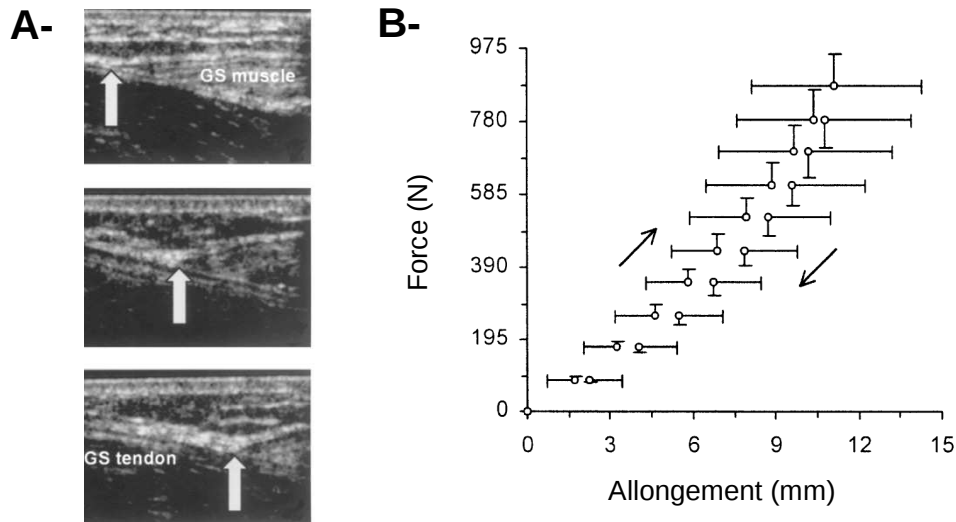


Figure 3 : A- images échographiques permettant de mesurer le déplacement de la jonction myotendineuse du muscle gastrocnémien (GS) medialis repérée par la flèche blanche, au cours d'une contraction isométrique d'intensité croissante. B- Exemple de relation force-longueur moyenne obtenue lors de la charge et de la décharge. Figures adaptées de Maganaris et Paul (2000a)

II.2.2. Observation en temps réel des structures musculaires et tendineuses

Des études récentes ont montré qu'il était possible d'analyser le comportement en temps réel du muscle et du tendon au cours de tâches telles que la marche (Cronin *et al.*, 2011 ; Ishikawa *et al.*, 2005a ; Ishikawa *et al.*, 2007 ; Lichtwark *et al.*, 2007 ; Lichtwark et Wilson, 2006), la course (Ishikawa *et al.*, 2007 ; Lichtwark *et al.*, 2007) ou les sauts (Ishikawa et Komi, 2004). Une revue de littérature exhaustive vient de paraître sur ce sujet (Cronin et Lichtwark, 2012). Ces études ont permis de modifier certaines visions erronées du fonctionnement de l'ensemble musculo-tendineux. En effet, pour apprécier les modalités de contraction des muscles, il est commun de calculer les longueurs des ensembles muscle-tendon obtenues à partir d'analyses cinématiques, soit à partir d'un modèle anthropométrique simpliste (*e.g.*, Frigo *et al.*, 1996 ; Hoang *et al.*, 2005 ; Orendurff *et al.*, 2005), ou alors à partir d'un modèle géométrique plus évolué (*e.g.*, Hausselle *et al.*, 2012). Cependant, du fait de la pennation de certains muscles et de l'allongement des structures tendineuses (*i.e.*, les tendons et aponévroses) qui peuvent être beaucoup plus longues que les fibres

musculaires, il est possible d'observer des fascicules (*i.e.*, groupement de fibres musculaires) qui se raccourcissent (*i.e.*, contraction concentrique) alors que la longueur de l'ensemble muscle-tendon augmente (Ishikawa *et al.*, 2005a ; Ishikawa *et al.*, 2005b ; Loram *et al.*, 2004). Pour la marche, il a également été montré que les fibres musculaires du *gastrocnemius medialis* se contractent de manière quasi-isométrique (Figure 4), et les structures tendineuses absorbent la quasi-totalité des variations de longueur de l'ensemble muscle-tendon (Fukunaga *et al.*, 2001 ; Ishikawa *et al.*, 2005b ; Lichtwark et Wilson, 2006). Les interactions entre les fascicules et les structures tendineuses au cours de la locomotion, qui permettent de limiter les variations de longueur des fibres musculaires, présentent un triple avantage. Tout d'abord, elles permettent de limiter les allongements des fibres musculaires en contraction qui induisent des dommages musculaires. Ensuite, elles permettent à l'ensemble muscle-tendon de bénéficier de processus de stockage-restitution d'énergie élastique, et ainsi de réduire le coût énergétique induit par la tâche (Ishikawa *et al.*, 2005b). Enfin, le fait de réduire les variations de longueur des fibres, permet de réduire la vitesse de contraction, et donc, du fait de la relation force-vitesse, permet aux fibres de travailler à des vitesses pour lesquelles leur force maximale est plus importante. Ces travaux confirment ainsi l'importance fonctionnelle des propriétés élastiques de la CES, puisque c'est l'allongement des structures tendineuses qui permet de réduire les variations de longueur des fibres musculaires.

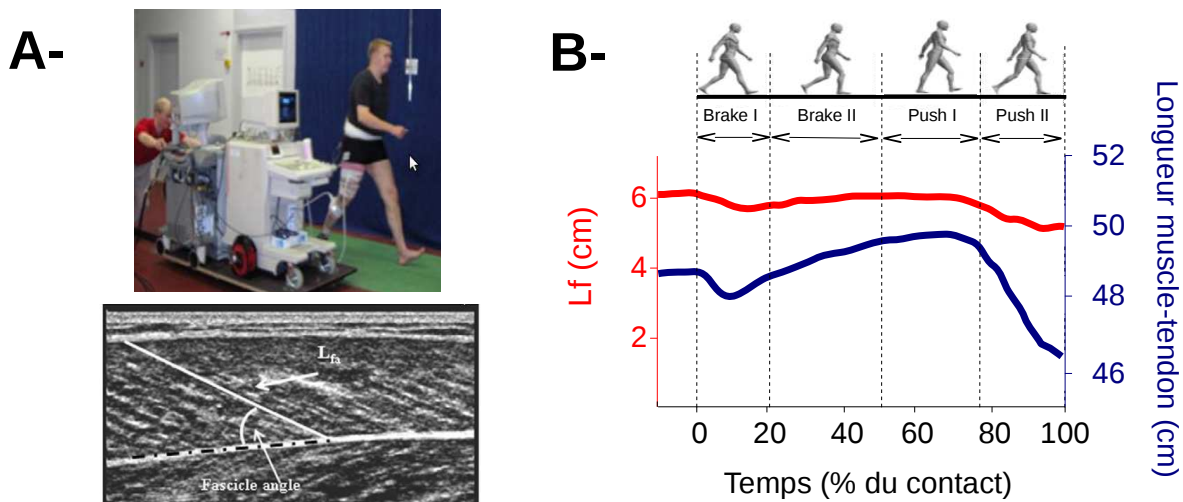


Figure 4 : A- Dispositif expérimental mis en place pour mesurer les longueurs de faisceaux musculaires (L_f) du *gastrocnemius medialis* au cours de la marche. B- Longueur moyenne des faisceaux musculaires obtenue par échographie et longueur de l'ensemble muscle-tendon obtenue par des mesures cinématiques et un modèle anthropométrique au cours de la phase d'appuis du cycle de marche. La variation de longueur de l'ensemble muscle tendon est beaucoup plus importante que la variation de longueur des faisceaux, mettant en évidence le rôle des structures tendineuses au cours du cycle étirement-détente. Figure adaptée d'Ishikawa *et al.* (2005)

Actuellement, les analyses du mouvement humain sont principalement basées sur des mesures cinématiques, dynamiques et électromyographiques. Ces mesures ne permettent pas de décrire les variations de longueur des fibres musculaires. Cronin et Lichtwark (2012) considèrent donc que l'échographie en temps réel est en passe de devenir un outil complémentaire essentiel pour l'analyse du mouvement humain. Toutefois, la fréquence d'imagerie (*i.e.*, le nombre d'images par seconde) des échographes conventionnels (en général inférieure à 100 Hz) ne permettait pas d'étudier des mouvements rapides ou des phénomènes courts. Pour ce type d'étude, il semble particulièrement pertinent d'utiliser le mode d'imagerie échographique ultrarapide (jusqu'à 10000 Hz) développé au sein de l'Institut Langevin (UMR ESPCI ParisTech – CNRS – INSERM), et la partie III.4 synthétise les travaux que nous avons menés avec cette technologie innovante.

II.3. Élastographie pour la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle et du tendon

Les méthodes d'élastographie consistent à mesurer les propriétés mécaniques d'un matériau biologique en appliquant une sollicitation au tissu considéré et en mesurant les effets de cette sollicitation par une méthode d'imagerie. Dans la partie précédente, nous avons montré que l'échographie permet de mesurer des déplacements au sein de l'ensemble musculo-tendineux, et a ainsi permis de mieux comprendre le fonctionnement de ce système. Accompagnée d'une estimation de la force appliquée au tendon, cette technique a également permis le développement d'une méthode de caractérisation des propriétés mécaniques du tendon (II.2.1). Cependant, l'estimation de la force appliquée au tendon s'appuie sur un modèle biomécanique simpliste, et il s'avère difficile de caractériser les propriétés mécaniques de tissus biologiques à partir d'une mesure des déplacements par imagerie. C'est pourtant ce que tente de faire l'élastographie statique qui est présentée dans le paragraphe II.3.1. L'élastographie dynamique (II.3.2) s'appuie sur la théorie des ondes acoustiques qui montre que la vitesse de propagation et l'atténuation des ondes dans un milieu sont directement reliées à ses propriétés viscoélastiques (Royer et Dieulesaint, 1996). La technique « supersonic shear imaging » (SSI ; II.3.2.3) est enfin présentée. Cette technique d'élastographie semble être la plus adaptée pour l'étude de l'ensemble muscle-tendon *in vivo* lors d'étirements passifs ou de contractions, et elle est utilisée dans bon nombre de nos travaux récents présentés dans la synthèse (*cf.*, III.2.3 et III.3.3).

II.3.1. Élastographie statique

L'élastographie statique consiste à appliquer une contrainte sur le tissu et à mesurer les déplacements résultants par imagerie (*e.g.*, Deffieux, 2008 ; Gennisson, 2003 ; Ophir *et al.*, 1991). Cette méthode a été implémentée dans plusieurs échographes commercialisés par les leaders mondiaux de l'imagerie médicale (*e.g.*, Toshiba, Siemens, Samsung, Philips). Elle consiste à appuyer sur les tissus avec la sonde et à mesurer les déplacements résultants par échographie ou IRM. Pour cela, il est par exemple possible d'utiliser un algorithme d'intercorrélation appliqué aux images échographiques ou aux signaux ultrasonores bruts (Catheline *et al.*, 1999). La carte des déplacements est alors considérée comme étant une cartographie qualitative de l'élasticité. 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). La validité de cette méthode est toutefois discutable, puisque la contrainte appliquée n'est pas nécessairement homogène. Afin d'améliorer cette méthode de caractérisation des propriétés mécaniques, un modèle éléments finis peut être développé afin d'appliquer une méthode inverse (*e.g.*, Badel *et al.*, 2012 ; Evans et Avril, 2012 ; Tran *et al.*, 2007). Si cette technique peut s'avérer pertinente pour l'étude de tissus inertes ou au repos, elle ne permet pas de suivre l'évolution de l'élasticité avec une précision temporelle suffisante, par exemple pour l'étude de la contraction musculaire. Ces limitations peuvent être en grande partie levées grâce à l'élastographie dynamique.

II.3.2. Élastographie dynamique

Les méthodes d'élastographie dynamique consistent à déterminer les propriétés mécaniques du matériau grâce à l'étude de la propagation des ondes de cisaillement (Deffieux, 2008 ; Gennisson, 2003). La physique des ondes montre que la vitesse de propagation (V_s) de cette onde et son atténuation sont liées respectivement au module d'élasticité de cisaillement (μ) et à la viscosité de cisaillement (Royer et Dieulesaint, 1996) du matériau considéré :

$$\mu = \rho V_s^2 \quad (1)$$

où ρ est la masse volumique (environ 1000 kg.m^{-3} pour le muscle).

Les matériaux biologiques étant quasi incompressibles (Royer *et al.*, 2011), le module d'élasticité de cisaillement est directement lié au module d'Young (E) d'un matériau isotrope (Deffieux, 2008 ; Gennisson, 2003) :

$$E \approx 3\mu \quad (2)$$

On peut donc considérer que dans les tissus biologiques, c'est la vitesse des ondes de cisaillement qui permet d'estimer le module d'Young et donc de caractériser les augmentations de raideur « palpables » dues par exemple à la présence d'un nodule dans un tissu ou à la contraction dans un muscle. Toutefois, le module d'Young ne peut être mesuré directement dans le cas du muscle, car celui-ci ne peut être considéré comme isotrope, mais plutôt isotrope transverse (*e.g.*, Gennisson *et al.*, 2003 ; Gennisson *et al.*, 2010 ; Royer *et al.*, 2011). Si les méthodes d'élastographie peuvent alors permettre d'étudier l'anisotropie du muscle, il est préférable de rapporter les mesures d'élasticité du muscle et du tendon réalisées par élastographie en termes de vitesse de propagation de l'onde de cisaillement (en m.s^{-1}) ou de module d'élasticité de cisaillement (μ , en Pa).

Les différentes méthodes d'élastographie dynamiques se différencient par : *i*) la méthode utilisée pour générer la propagation de l'onde de cisaillement, elle peut être monochromatique/stationnaire (*i.e.*, sollicitation périodique impliquant un état stable) ou impulsionnelle

(i.e., instantanée), et ii) la méthode de mesure de la vitesse de propagation de l'onde de cisaillement, basée sur l'imagerie par résonance magnétique (IRM) ou sur l'imagerie échographique. En fonction de l'utilisation envisagée, ces différentes méthodes présentent des avantages et inconvénients.

II.3.2.1. Perturbations monochromatiques

Des vibreurs mécaniques permettent de propager des ondes de cisaillement monochromatiques dans les milieux biologiques. Le calcul de la vitesse des ondes de cisaillement se fait ensuite à partir de mesures de déplacement réalisées par imagerie ultrasonore (sonoélastographie) ou par IRM. La sonoélastographie a pour la première fois été utilisée *in vivo* sur un muscle en 1995 par Levinson et al. (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 d'élasticité de cisaillement augmentent lorsque le niveau de contraction augmente.

L'élastographie par résonance magnétique (Muthupillai *et al.*, 1995) permet la mesure des déplacements induits par la propagation des ondes en trois dimensions, et ainsi d'établir une cartographie complète de l'élasticité du tissu (Figure 5). Plusieurs études réalisées *in vivo* ont utilisé cette technique afin de mesurer le module de cisaillement du muscle lors de contractions (Bensamoun *et al.*, 2008 ; Bensamoun *et al.*, 2007 ; Bensamoun *et al.*, 2006 ; Debernard *et al.*, 2011 ; Dresner *et al.*, 2001 ; Heers *et al.*, 2003 ; Jenkyn *et al.*, 2003).

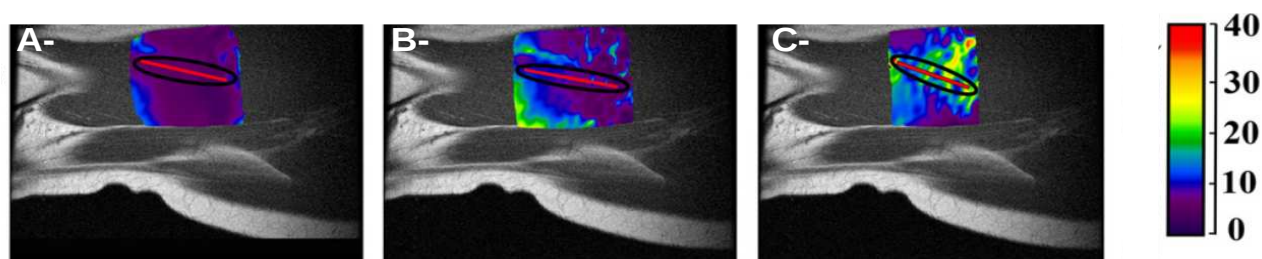


Figure 5 : Image IRM et cartographie du module d'élasticité de cisaillement (en Pa) du vastus medialis obtenues par élastographie par résonance magnétique au repos (A-), à 10 % (B-) et à 20 % (C-) de la contraction maximale volontaire. Figure adaptée de Debernard *et al.* (2011)

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 alors proposé

un modèle de comportement mécanique simple du muscle et pour lequel le module de cisaillement global est alors la somme d'une contribution active μ_a et d'une contribution passive μ_p :

$$\mu = \mu_a + \mu_p = \frac{k_1 F^a}{V} + k_2 \frac{F^p}{A} + \mu_0 \quad (3)$$

Où F^a et F^p sont les forces active (*i.e.*, produite par les ponts actine-myosine) et passive (*i.e.*, produite par les structures passives incluses dans la CEP), k_1 est une constante qui correspond à la proportion du nombre de ponts actine-myosine actif, V est le volume du muscle, k_2 un coefficient de proportionnalité, A la section transversale du muscle et μ_0 son module de cisaillement au repos (*i.e.*, lorsque les tensions active et passive sont nulles).

Il est à noter que ce modèle est en accord avec celui de la Figure 2-B qui considère que la force active se somme à la force passive. Il indique également que l'élastographie peut être utilisée pour s'intéresser au muscle passif et actif, et ces deux états sont étudiés dans la synthèse des recherches menées (*cf.*, III.2.3 et III.3.3 respectivement). En revanche, contrairement au modèle de la Figure 2-B, le modèle de l'équation (4) prévoit logiquement une élasticité au repos. Nous tirerons d'ailleurs profit de cet avantage au paragraphe III.2.3.2. Dans les parties de nos travaux concernant l'élastographie, nous tentons d'ailleurs de confirmer la linéarité entre la tension du muscle et le module d'élasticité de cisaillement, afin de proposer des méthodes d'estimation de la tension du muscle.

Du fait du temps d'acquisition important lors d'une IRM, l'élastographie par résonance magnétique implique d'utiliser des sollicitations monochromatiques. Ainsi, le sujet doit maintenir une contraction isométrique constante pendant environ une minute (Debernard *et al.*, 2011 ; Dresner *et al.*, 2001 ; Heers *et al.*, 2003 ; Jenkyn *et al.*, 2003) et le résultat obtenu représente la moyenne du module sur cette période. Bensamoun *et al.* (2008) ont développé un dispositif qui permet de réduire le temps d'acquisition à une quinzaine de secondes. Du fait de la nécessité de réaliser des mesures lors d'un état stable impliquant un temps d'acquisition allant de quelques secondes à une minute, les méthodes monochromatiques présentent, me semble-t-il, un potentiel moins important que les méthodes impulsionnelles (*cf.*, paragraphe suivant) pour envisager – *in fine* – l'étude du muscle et, ce, particulièrement lors de contractions.

II.3.2.2. Perturbations impulsionnelles

Afin de s'affranchir de ces difficultés, l'élastographie impulsionnelle (Catheline, 1998 ; Gennisson, 2003 ; Sandrin *et al.*, 2002) a été mise en œuvre au sein de l'Institut Langevin. En effet, cette technique consiste à générer la propagation de l'onde de cisaillement par une impulsion basse

fréquence de faible amplitude appliquée sur la peau (*i.e.*, léger « choc » entre 50 et 600 Hz, Figure 6-A) grâce à un pot vibrant (Sandrin *et al.*, 2002) (Figure 6-B). La vitesse de propagation de cette onde de cisaillement est ensuite mesurée grâce à une imagerie échographique ultrarapide et un algorithme d'intercorrélation (Catheline *et al.*, 1999) (Figure 6-C).

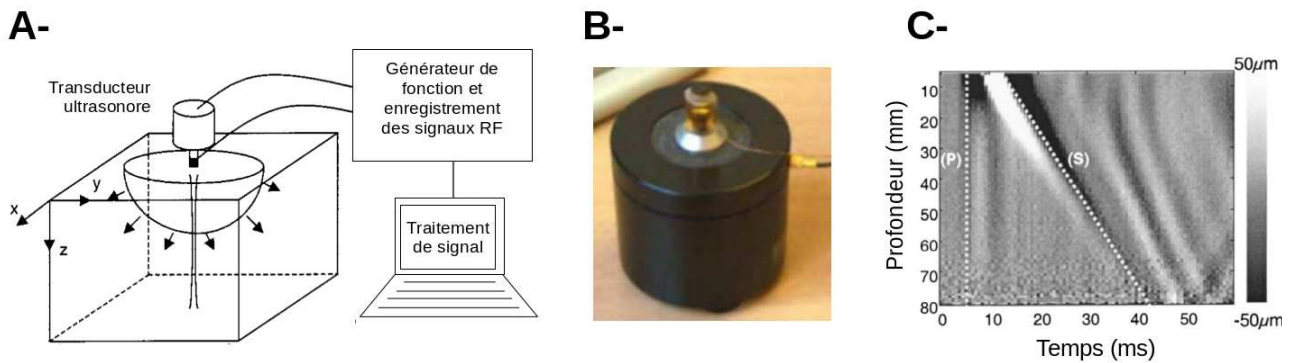


Figure 6 : A- Montage expérimental utilisé en élastographie impulsionnelle à une dimension (adapté de Gennisson *et al.*, 2003). Une impulsion basse fréquence est appliquée au matériau par le vibreur lui-même piloté par un générateur de fonction conventionnel. Elle génère classiquement la propagation 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- Palpeur acoustique : le transducteur ultrasonore est placé sur le vibreur (Gennisson, 2003). C- Champ de déplacement induit par l'impulsion basse fréquence et calculé via l'algorithme d'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. Figure adaptée de Gennisson (2003)

La durée de la mesure étant de l'ordre de 50 ms, cette technique présente en effet un potentiel important pour l'étude de la contraction musculaire. Ainsi, Gennisson *et al.* (2005) ont enregistré les modifications du module d'élasticité de cisaillement et le niveau d'activité EMG de surface du muscle *biceps brachii* au cours d'une flexion isométrique incrémentale du coude de 120 s allant de 0 à 50 % de la contraction maximale volontaire. Si des corrélations significatives entre ces deux paramètres ont bien été constatées, les coefficients de détermination étaient relativement faibles ($R^2 = 0,55$, voir la figure 6 de Gennisson *et al.*, 2005). Ainsi, le niveau d'activité du muscle ne pouvait être estimé de manière précise grâce à la mesure du module d'élasticité sans une amélioration de la technique. De plus, une répétabilité modérée de l'élastographie impulsionnelle a été mise en évidence dans l'étude réalisée dans le cadre de ma thèse (Nordez *et al.*, 2008c P7) lors de mobilisations passives du muscle. Deux principales hypothèses ont été avancées pour expliquer ces résultats : *i*) la difficulté de la standardisation de l'impulsion mécanique et la possible influence de la pression du capteur sur la peau ; *ii*) la mesure unidimensionnelle, suivant une ligne

perpendiculaire à la direction de raccourcissement du muscle, qui ne permettait pas d'obtenir une mesure représentative de l'ensemble du muscle.

II.3.2.3. Méthode « Supersonic Shear Imaging »

Ces limites semblent être levées grâce à une nouvelle méthode d'élastographie dynamique nommée « supersonic shear imaging » (SSI) (Bercoff *et al.*, 2004a). Comme pour l'élastographie impulsionnelle décrite dans le paragraphe précédent, la sollicitation générant la propagation de l'onde de cisaillement est impulsionnelle, mais elle est occasionnée par une focalisation d'ultrasons qui induit un choc supersonique (Figure 7).

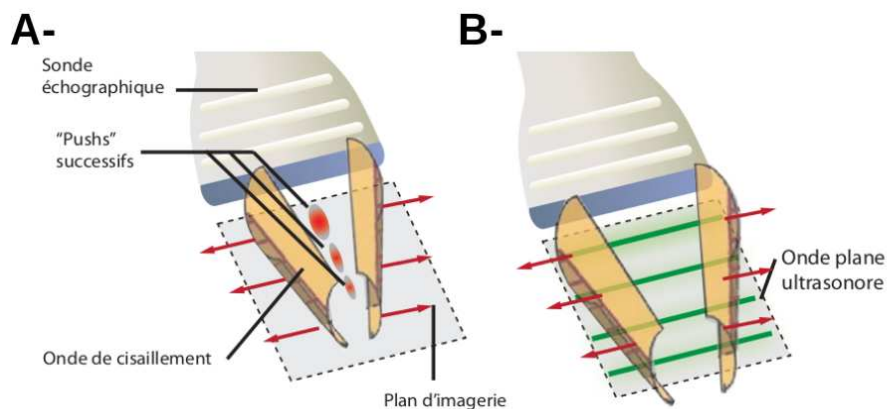


Figure 7 : A- Cône de Mach supersonique. Les ultrasons sont focalisés successivement à des profondeurs différentes pour créer des poussées par pression de radiation ("pushs"). Les interférences constructives des ondes de cisaillement forment un cône de Mach supersonique dans lequel la vitesse de la source est supérieure à celle de l'onde générée, et une onde plane de cisaillement est créée. B- Imagerie ultrarapide. L'échographe passe ensuite en mode d'imagerie ultrarapide pour suivre l'onde de cisaillement qui se propage dans le milieu. Figure adaptée de Deffieux (2008)

Brièvement, les ultrasons sont focalisés successivement à des profondeurs différentes pour créer des poussées par pression de radiation. En régime supersonique (*i.e.*, quand la source se déplace plus vite que les ondes qu'elle génère), les ondes de cisaillement s'ajoutent de manière cohérente le long d'un « cône de Mach ». Il n'est donc plus nécessaire d'utiliser un vibreur externe – une sonde ultrasonore classique est suffisante – et la génération de l'onde de cisaillement est ainsi mieux standardisée. Enfin, contrairement aux autres méthodes d'élastographie basées sur l'imagerie échographique (*i.e.*, sonoélastographie et élastographie impulsionnelle), la méthode SSI permet de mesurer une vitesse de propagation de l'onde de cisaillement dans la direction suivant l'axe principal de la sonde échographique. Il est alors aisé de faire correspondre cette direction à la direction de

raccourcissement du muscle ou à la direction des fibres musculaires, qui sont les directions les plus étudiées lorsque le muscle est isolé ou *in vivo* avec les différentes méthodes de caractérisation préalablement présentées. De plus, la mesure est réalisée en deux dimensions, ce qui permet d'obtenir un résultat plus représentatif de l'état du muscle.

Ces considérations indiquent qu'il est probable que la technique SSI améliore significativement les mesures réalisées sur le muscle par rapport à la technique précédente d'élastographie impulsionnelle (Gennisson *et al.*, 2005 ; Nordez *et al.*, 2008c). Trois premières études ont montré le potentiel de SSI pour l'étude de la contraction du muscle humain *in vivo* (Deffieux *et al.*, 2009 ; Gennisson *et al.*, 2010 ; Shinohara *et al.*, 2010). En réalisant des flexions isométriques du coude, Gennisson *et al.* (2010) ont montré une augmentation progressive et nette du module d'élasticité de cisaillement du *biceps brachii* pour des charges allant de 0 kg ($5,9 \pm 0,2$ kPa) à 4 kg ($100,8 \pm 3,2$ kPa) (Figure 8). Sur la base de cette étude, on peut donc émettre l'hypothèse que la technique SSI peut permettre d'analyser finement le niveau de sollicitation musculaire. Les études présentées dans la synthèse et utilisant cette technique visent à étendre ces travaux sur le muscle passif (III.2.3) et le muscle en contraction (III.3.3).

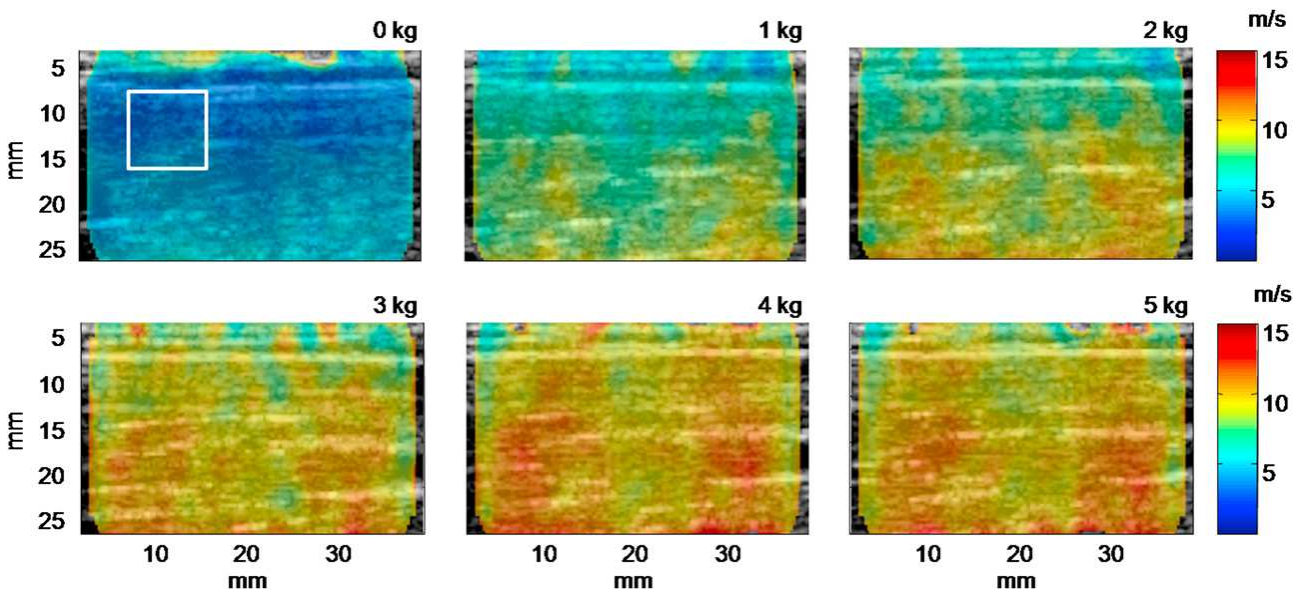


Figure 8 : Cartographies de la vitesse de l'onde de cisaillement du *biceps brachii* (en m/s) en fonction de la force développée par le sujet (rapportée en kg). Figure issue de Gennisson *et al.* (2010)

II.4. Conclusions

L'analyse de la littérature montre l'importance de la caractérisation des propriétés mécaniques pour obtenir une meilleure compréhension du fonctionnement de l'ensemble muscle-tendon. Cependant les méthodes développées dans la littérature caractérisent le plus souvent la CES ou la CEP de manière globale (*cf.*, II.1.3 et II.1.4, respectivement). Si l'échographie a permis de s'intéresser plus spécifiquement au tendon et à l'aponévrose (*i.e.*, CES₂ et CEP₂), la caractérisation des CES₁ et CEP₁ (*i.e.*, localisées au niveau du muscle) *in vivo* reste à réaliser, et une partie des travaux présentés dans la synthèse de recherche (*i.e.*, III.2 et III.3) poursuit cet objectif. De plus, j'expose nos travaux récents utilisant la technique SSI qui présente des perspectives intéressantes pour l'étude du muscle *in vivo*. Les paragraphes III.2.3 et III.3.3 de la synthèse de recherche concernent ainsi la mesure du module d'élasticité de cisaillement pour le muscle passif et en contraction, respectivement. Enfin, des travaux récents ont utilisé l'échographie pour compléter les analyses cinématiques et dynamiques du mouvement (II.2.2). Ces études ont permis de mieux comprendre les actions des fibres musculaires au cours de tâches telles que la marche ou la course. Toutefois, du fait de la fréquence d'imagerie des échographes « classiques » disponibles dans le commerce, ces études n'ont pu s'intéresser à des mouvements rapides ou des phénomènes courts. Nos travaux menés avec l'échographe ultrarapide sont présentés dans la Partie III.4.

Partie III. Synthèse des travaux de recherche

Introduction.....	59
III.1 Caractérisation de la géométrie du système musculo-articulaire.....	61
III.2 Caractérisation des propriétés mécaniques du système musculo-articulaire passif (CEP).....	67
III.3 Caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon lors de contractions (CES).....	80
III.4 Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles.....	101
III.5 Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron.....	112

Introduction

Lors de mes travaux de thèse, nous avons caractérisé les propriétés mécaniques passives globales du système musculo-articulaire (*cf.*, Partie II, II.1.4). Cette caractérisation présentait deux principales limites. La première limite était de ne pas prendre en compte la géométrie du système musculo-articulaire. La prise en compte de cette géométrie est nécessaire pour aller vers une caractérisation des propriétés des différentes structures du système musculo-articulaire. De plus, pour étudier les effets de sollicitations chroniques (pathologies, immobilisation, entraînements) sur les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire, la caractérisation de la géométrie s'avère nécessaire. Ces sollicitations peuvent en effet induire une atrophie ou une hypertrophie musculaire et/ou tendineuse qu'il est nécessaire de quantifier pour dissocier les adaptations géométriques des adaptations des propriétés mécaniques intrinsèques. La première partie de cette synthèse (III.1) concerne ainsi la caractérisation de la géométrie du système musculo-articulaire. La seconde limite de mes travaux de thèse était de caractériser les propriétés mécaniques du système musculo-articulaire de façon globale, sans dissocier les propriétés des nombreuses structures constituant le système. La deuxième et la troisième partie de la synthèse visent ainsi principalement à caractériser les propriétés mécaniques du muscle et du tendon *in vivo* pour le muscle passif (III.2) et en contraction (III.3). La dernière partie présente les travaux qui utilisent l'échographie ultrarapide pour étudier les allongements musculaires et tendineux au cours de différentes tâches (III.4).

La dernière partie de cette synthèse se place dans un contexte différent, puisqu'elle vise les travaux concernant différentes analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron (III.5). Cet axe de recherche correspond à des travaux réalisés en « fil rouge » et en parallèle de mon activité de recherche principale concernant les propriétés mécaniques du système musculo-tendineux.

En dehors de mes travaux de thèse, j'ai été co-auteur de 32 articles publiés dans des revues internationales et 1 est actuellement soumis. Dans un souci de cohérence, la synthèse de mes travaux concerne 29 articles publiés (disponibles en version .pdf sur la page www.univ-nantes.fr/nordez-a) et l'article soumis. Les publications P14 (Hug *et al.*, 2009), P16 (Cornu *et al.*, 2009) et P23 (Guilhem *et al.*, 2010), portant sur des thématiques proches et listées ci-dessous ne sont pas intégrées dans la synthèse.

Publications hors synthèse :

P14. Hug F, Nordez A, Guével A. (2009). Can electromyographic fatigue threshold be easily determined from isometric muscle actions of the superficial forearm flexors? *European Journal of Applied Physiology*, 107: 193-201

P16. Cornu C, Nordez A, Bideau B. (2009). Shoulder rotators mechanical properties and surface electromyographic activities changes with intensive Volley-Ball practice. *International Journal of Sports Medicine*, 30(12): 857-62

P23. Guilhem G, Cornu C, Nordez A, Guével A. (2010). A new device to study isotonic eccentric exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12): 3476-83

III.1. Caractérisation de la géométrie du système musculo-articulaire

Dans le cadre d'un de mes post-doctorats, j'ai ainsi pu étudier la géométrie musculo-articulaire grâce à l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM, III.1.1). Par la suite, cette étude a pu être prolongée grâce aux échographes acquis par notre laboratoire (III.1.2).

III.1.1. Caractérisation de la géométrie musculo-articulaire par IRM (Nordez *et al.*, 2009d P15 ; Südhoff *et al.*, 2009 P12)

Au cours de mon post-doctorat réalisé au Laboratoire de Biomécanique (EA 4494, Arts et Métiers ParisTech), j'ai participé à un projet de recherche qui visait à personnaliser la géométrie musculo-articulaire pour un modèle du membre inférieur. Dans ce contexte, et en collaboration avec Ingrid Südhoff, nous avons exploité la méthode « Deformation of a Parametric Specific Object » (DPSO) développée par Erwan Jolivet pendant sa thèse (Jolivet *et al.*, 2008) pour reconstruire la géométrie 3D des muscles du membre inférieur à partir d'images IRM axiales. La principale limite de l'utilisation de l'IRM pour l'étude du muscle réside dans le fait qu'il n'existe actuellement pas de méthode automatique pour délimiter les muscles. La simple mesure d'une section anatomique nécessite donc de délimiter les muscles manuellement. Cette opération peut s'avérer fastidieuse et est opérateur-dépendante. Aussi, dans un premier temps, nous nous sommes familiarisés avec l'analyse des images IRM, tout en affinant nos connaissances d'anatomie, notamment grâce à une dissection réalisée par le Dr Dominique Bonneau.

Le paramètre géométrique du muscle le plus important est le volume musculaire (*e.g.*, Aagaard *et al.*, 2001 ; D'Antona *et al.*, 2006 ; Morse *et al.*, 2007 ; Morse *et al.*, 2004 ; Tracy *et al.*, 2003) qui implique de mesurer plusieurs sections anatomiques à partir de coupes axiales et nécessite de délimiter les muscles sur un certain nombre d'images. Le nombre d'images à délimiter est alors dépendant de la précision souhaitée. Dans la littérature, le volume du muscle est calculé à partir des mesures de sections anatomiques et de trois méthodes différentes : la méthode de cavalieri (Lund *et al.*, 2002), des cônes tronqués (Tracy *et al.*, 2003), ou par interpolation des sections manquantes par exemple par un modèle polynomial du 3^e ordre (Morse *et al.*, 2007). La méthode DPSO, décrite dans Jolivet *et al.* (2007), permet également de réduire le nombre de coupes à délimiter, tout en gardant une précision satisfaisante.

La mesure du volume du *quadriceps*, qui est le groupe de muscles le plus volumineux et un des plus étudiés dans la littérature, s'avère très fastidieuse, toujours du fait du contourage manuel des images IRM. Par exemple, Tracy *et al.* (2003) ont rapporté 370 h d'analyse pour obtenir le volume du *quadriceps* des deux jambes de leurs 42 sujets. Il apparaît donc intéressant de développer des méthodes permettant de réduire le nombre de coupes, et bien que le choix de la méthode utilisée puisse influencer la précision de l'estimation, aucune étude n'avait comparé l'efficacité des différentes méthodes existantes dans la littérature. Nous avons donc mis en place une première étude pour comparer la précision des trois méthodes de la littérature et la méthode DPSO (Nordez *et al.*, 2009d P15). Nous avons montré que la méthode DPSO est significativement plus efficace et permet d'obtenir une erreur de 1 % sur le volume musculaire avec simplement 7 coupes IRM, alors que 8, 9 et 12 coupes sont nécessaires pour atteindre ce niveau d'erreur respectivement par interpolation, par la méthode de Cavalieri et par la formule des cônes tronqués. Ce résultat est particulièrement intéressant puisque la méthode des cônes tronqués semble être la plus utilisée dans la littérature, alors que nous avons également montré qu'elle est la moins efficace. Au regard de l'étude de Tracy *et al.* (2003), l'analyse aurait ainsi pu être réduite à 45 h de traitement en utilisant la méthode DPSO.

Dans une seconde étude (Südhoff *et al.*, 2009 P12), nous avons montré qu'il est possible d'obtenir la géométrie 3D des 13 principaux muscles croisant l'articulation du genou avec en moyenne 7 coupes tout en obtenant une erreur sur le volume inférieure à 5 % (Figure 9). Le traitement prenait alors 1 h par sujet, en comparaison de plus de 12 h lorsque toutes les coupes étaient délimitées (coupes de 4 mm d'épaisseur sans « gap »). La reproductibilité de la reconstruction était également améliorée avec la méthode DPSO par rapport au contourage intégral.

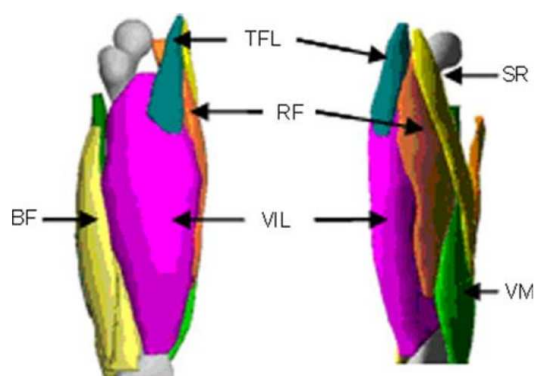


Figure 9 : Exemple de reconstructions 3D obtenues pour les muscles biceps femoris (BF), vastus intermedius et lateralis (VIL), vastus medialis (VM), rectus femoris (RF), tensor du fascia lata (TFL) et sartorius (SR). Les os visibles sont les os obtenus à partir de l'imagerie EOS et recalés avec la géométrie musculaire. Figure issue de Südhoff et al (2009, P12)

Si ces deux premières études se sont focalisées sur les volumes des muscles et leur géométrie, l'étape suivante de ce projet consistait à recaler les géométries musculaires avec les géométries osseuses obtenues en position debout grâce au système de stéréoradiographie basse dose en 3D EOS. Au cours de sa thèse, Ingrid Südhoff a montré la faisabilité de ce recalage, à partir de marqueurs externes placés sur la peau et visibles sur les deux modes d'imagerie (Figure 9). Ces travaux préliminaires laissent envisager l'intégration de la géométrie musculaire à l'analyse de mouvements tels que la marche. Des perspectives particulièrement intéressantes existent également pour déterminer la ligne d'action et les bras de leviers 3D à partir de l'IRM et de la méthode DPSO.

Publications associées au III.1.1 :

- P15.** Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, deGuise JA, Skalli W. (2009). Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(5): 1116-23
- P12.** Südhoff I, deGuise JA, Nordez A, Jolivet E, Bonneau D, Khoury V, Skalli W. (2009). 3D patient specific geometry of the muscles crossing the knee joint from selected MRI images. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47 (6): 579-87

III.1.2. Mesure des sections musculaire et tendineuse par échographie (Fouré *et al.*, 2011 P24)

De retour à Nantes, n'ayant pas accès à l'IRM, j'ai pu me familiariser avec l'imagerie échographique, et nous avons systématisé les mesures échographiques dans le cadre de la thèse d'Alexandre Fouré. Contrairement à l'IRM, l'imagerie échographique simple est 2D. L'échographie présente toutefois l'avantage de permettre la visualisation de la direction des faisceaux musculaires et de l'architecture du muscle (longueur des faisceaux, épaisseur du muscle et angle de pennation (Narici, 1999)). Après avoir mis en place ces mesures d'architecture au repos, nous avons également mesuré la section du tendon. Si la mesure d'une section d'un petit muscle ou d'un tendon est relativement aisée avec l'imagerie échographique, cela est plus complexe lorsque la largeur du muscle est plus importante que la longueur de la sonde, et qu'il faut donc déplacer celle-ci. Des auteurs ont récemment montré qu'il est possible de combiner l'utilisation de l'échographie et d'un système d'analyse du mouvement 3D pour estimer le volume musculaire avec précision (Barber *et al.*, 2009 ; MacGillivray *et al.*, 2009). En 2007, au début de la thèse d'Alexandre Fouré, nous avons opté pour une méthode plus simple présentée sur la Figure 10. Pour mesurer la section anatomique des trois chefs du *triceps surae*, la jambe du sujet était placée dans une bassine remplie d'eau et la sonde sur des rails entourant la jambe. Cela permettait d'obtenir une vingtaine d'images échographiques qui étaient ensuite recalées manuellement. Le dispositif simplifiait grandement le recalage des images échographiques puisqu'entre chaque image la sonde échographique était déplacée d'un incrément de distance constant. Après avoir scanné la face postérieure du mollet, des images latérales et médiales étaient réalisées, et le guide permettait d'imposer une rotation de 90° à la sonde, afin de toujours connaître l'orientation de la sonde pendant l'expérience. Nous avons enfin réalisé une étude de reproductibilité pour les mesures architecturales des muscles du *triceps surae* (n=13), de section anatomique des muscles du *triceps surae* à 50 %, 60 % et 70 % de la longueur malléole-creux poplité (n=16) et de section du tendon d'Achille entre les deux malléoles (n=8). Les expérimentations étaient réalisées sur deux jours différents avec au moins un jour entre chaque session. Le même opérateur a réalisé toutes les mesures de géométrie musculaire et tendineuse par échographie présentées dans ce mémoire. De manière similaire à la littérature, nous avons mesuré des sections de tendon (Kubo *et al.*, 2003 ; Magnusson *et al.*, 2001) et des architectures musculaires (Abe *et al.*, 2000 ; Maganaris *et al.*, 1998 ; Narici *et al.*, 1996) reproductibles. Nous avons également montré une bonne reproductibilité pour les mesures de sections musculaires (Tableau 1), excepté pour les sections du *gastrocnemius lateralis* les plus distales (*i.e.*, 50 % et 60 % de la

longueur malléole-creux poplité). Dans la suite, nous nous sommes donc contentés d'analyser les mesures proximales (*i.e.*, à 70 % de la longueur malléole-creux poplité) ou la moyenne des trois mesures effectuées.

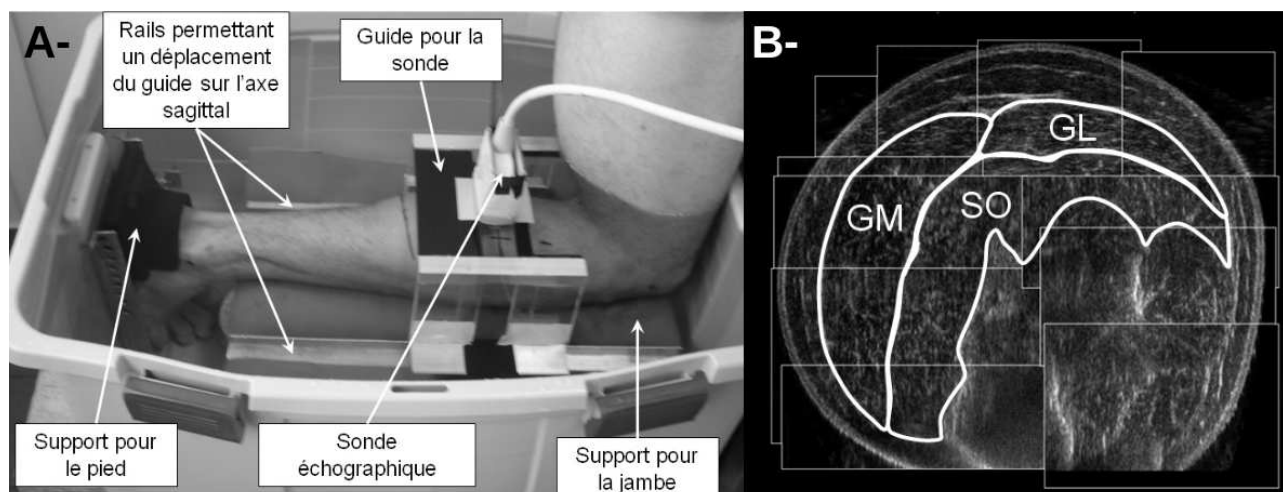


Figure 10 : A- Image du dispositif pour mesurer la section des muscles du triceps surae. La jambe et la sonde étaient immergées dans l'eau, et le guide permettait de localiser la position de la sonde par rapport à la jambe afin de recalibrer les images échographiques obtenues. B- Exemple de reconstruction obtenue et utilisée pour mesurer la section anatomique des muscles gastrocnemius medialis (GM), gastrocnemius lateralis (GL) et soleus (SO). Figure issue de Fouré (2010)

Tableau 1 : Reproductibilité des mesures de sections anatomiques des muscles (ACSA) du triceps surae (TS) à différents pourcentages de la longueur malléole-creux poplité. 16 sujets ont été testés sur deux jours différents. Tableau issu de Fouré (2010).

Sections musculaires	CCI	CV (%)	ESM (mm ²)	Sections musculaires	CCI	CV (%)	ESM (mm ²)	Sections musculaires	CCI	CV (%)	ESM (mm ²)
ACSA _{50%} TS	0,96	6,1	136	ACSA _{60%} TS	0,96	5,6	202	ACSA _{70%} TS	0,95	5,6	254
ACSA _{50%} GL	0,92	20,1	23	ACSA _{60%} GL	0,94	13,5	62	ACSA _{70%} GL	0,94	9,1	78
ACSA _{50%} GM	0,96	9,8	60	ACSA _{60%} GM	0,95	9,2	91	ACSA _{70%} GM	0,91	6,2	102
ACSA _{50%} SO	0,82	6,5	118	ACSA _{60%} SO	0,88	6,0	123	ACSA _{70%} SO	0,84	9,4	183

CCI : Coefficient de corrélation interclasse ; CV : coefficient de variation ; ESM : erreur standard de mesure ; GL : gastrocnemius lateralis ; GM : gastrocnemius medialis ; SO : soleus

Publication associée au III.1.2 :

P24. Fouré A, Nordez A, McNair PJ, Cornu C. (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3): 539-48

III.1.3. Bilan et perspectives

Les mesures de sections musculaires réalisées actuellement au sein de notre laboratoire ne sont pas aussi précises et sont moins exhaustives que les mesures de volume réalisées grâce à un nombre important d'images IRM axiales qui sont considérées comme les mesures de référence dans la littérature (Aagaard *et al.*, 2001 ; Tracy *et al.*, 2003). Nous avons toutefois montré dans cette partie une reproductibilité satisfaisante des mesures de géométrie musculaire et tendineuse effectuées par échographie. Ces mesures ont ainsi été ré-exploitées dans les parties suivantes pour étudier les effets de protocoles d'entraînement (*cf.*, III.2.2.4, III.3.1.2 et III.3.2.4), et dissocier les adaptations géométriques des adaptations de propriétés mécaniques intrinsèques des tissus induites par ces entraînements.

III.2. Caractérisation des propriétés mécaniques du système musculo-articulaire passif (CEP)

La caractérisation des propriétés mécaniques passives de l'ensemble musculo-tendineux est nécessaire pour mieux comprendre les facteurs qui limitent l'amplitude de mouvement d'une articulation (e.g., Gajdosik, 2001 ; Magnusson, 1998 ; Weppeler et Magnusson, 2010), notamment chez des patients souffrant de certaines pathologies neuromusculaires comme la spasticité (e.g., Rabita *et al.*, 2005 ; Singer *et al.*, 2003). Comme évoqué dans la partie II.1.4, des études récentes ont également montré l'importance des structures passives pour des tâches locomotrices telles que la marche ou la course (Silder *et al.*, 2007 ; Whittington *et al.*, 2008). Une première étude vise ainsi à utiliser les propriétés mécaniques de sujets souffrant d'une rupture du tendon d'Achille récente (III.2.1). La principale limite de la méthode utilisée dans mes travaux de thèse (*cf.*, II.1.4) était de ne pas permettre de dissocier les propriétés des nombreuses structures qui constituent le système musculo-articulaire. Dans ce contexte, le modèle proposé par Hoang *et al.* (2005), qui permet d'isoler la relation force-longueur passive de l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii*, semble être particulièrement pertinent (*cf.*, III.2.2). Enfin, nos travaux utilisant la technique SSI pour l'étude du muscle passif sont présentés (*cf.*, III.2.3).

III.2.1. Application clinique : rupture du tendon d'Achille

Cette première étude a été menée en collaboration avec Peter McNair et Margie Olds (Auckland University of Technology). L'objectif était d'utiliser la relation couple-angle passive pour étudier la phase de rééducation de sujets ayant subi une rupture du tendon d'Achille. Deux modalités de rééducation sans acte chirurgical ont été comparées. Nos résultats ont principalement montré une chute importante du couple passif au niveau de l'articulation lésée. Compte tenu de la contribution significative de ce couple passif, par exemple au cours de la marche (Silder *et al.*, 2007), il est probable que cette diminution ait des conséquences importantes pour le contrôle du mouvement. En revanche, nos résultats n'ont pas montré de différences significatives entre les deux modalités de rééducation considérées.

Publication associée III.2.1 :

PS1. McNair PJ, Olds M, Cornu C, Nordez A. (submitted). Biomechanical properties of the plantarflexor muscle-tendon complex six months post rupture of the Achilles tendon. *Journal of Orthopedic Research*

III.2.2. Modèle de Hoang *et al* (2005) et combinaison avec l'échographie

III.2.2.1. Introduction

Le modèle de Hoang *et al.* (2005) se base sur les travaux d'Herzog et Ter Keus (1988) qui ont permis d'isoler la relation force-longueur active de muscles biarticulaires humains *in vivo*. La méthode consiste à émettre l'hypothèse raisonnable que les *gastrocnemii* sont les seules structures qui croisent les articulations de la cheville et du genou et qui produisent un couple passif durant une mobilisation de la cheville. Des mobilisations passives de l'articulation de la cheville sont réalisées à différents angles articulaires du genou (Figure 11-A et -B). Le couple global mesuré au niveau de l'articulation de la cheville est alors considéré comme étant la somme de trois contributions :

$$C = C_p^m + C_G - C_d \quad (4)$$

Où C est le couple passif global à l'articulation de la cheville, C_p^m est le couple passif de flexion plantaire produit par les structures monoarticulaires (peau, articulation, ligaments, *soleus*...), C_G est le couple passif de flexion plantaire produit par les structures biarticulaires (*i.e.*, l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii*), et C_d est le couple passif de flexion dorsale produit par les structures monoarticulaires (peau, articulation, ligaments, *tibialis anterior*...).

Les structures passives croisant l'articulation de la cheville sont ensuite considérées comme ayant des relations couple-angle passives de forme exponentielle :

$$\begin{cases} C_p^m = a_p (e^{k_p(\theta_a - \theta_p)} - 1) & \text{pour } \theta_a > \theta_p \\ C_p^m = 0 & \text{pour } \theta_a \leq \theta_p \end{cases} \quad (5)$$

Où θ_a est l'angle articulaire de la cheville ; a_p , k_p , θ_p sont des paramètres numériques déterminés par optimisation

$$\begin{cases} C_d = a_d (e^{k_d(\theta_a - \theta_D)} - 1) & \text{pour } \theta_a < \theta_D \\ C_d = 0 & \text{pour } \theta_a \geq \theta_D \end{cases} \quad (6)$$

Où a_d , k_d , θ_D sont des paramètres numériques déterminés par optimisation

$$\begin{cases} C_G = m_G a_G (e^{k_G(l_g - l_G)} - 1) & \text{pour } l_g > l_G \\ C_G = 0 & \text{pour } l_g \leq l_G \end{cases} \quad (7)$$

Où l_g et m_g sont la longueur et le bras de levier de l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii*. Ces deux paramètres sont calculés à partir du modèle anthropométrique de Grieve *et al.* (1978) et

des angles articulaires de la cheville et du genou. a_G , k_G , l_G sont des paramètres numériques déterminés par optimisation, l_G représentant la « slack length » des *gastrocnemii*.

Une optimisation numérique permet alors de calculer les 9 paramètres décrits ci dessus, en minimisant l'erreur quadratique entre le modèle décrit équation (4) et les relations couple-angle obtenues expérimentalement (Figure 11-B). La principale limite de cette méthode est de nécessiter la détermination de 9 paramètres par optimisation, alors que seulement trois d'entre eux sont utiles pour reconstruire la relation force-longueur des *gastrocnemii*. Il est alors difficile de s'assurer de l'unicité de la solution numérique trouvée par l'optimisation et les paramètres a_p , k_p , θ_p , a_d , k_d , θ_D peuvent influencer les valeurs de a_G , k_G , l_G . La présence de plusieurs solutions numériques pourrait en particulier expliquer le manque de reproductibilité de certains paramètres rapportés par Hoang *et al.* (2005), alors que les valeurs de forces passives trouvées en positions assise et debout étaient reproductibles.

III.2.2.2. Améliorations de la méthode de Hoang *et al.* (2005) (Nordez *et al.*, 2010a P19)

Dans le cadre d'un projet mené en collaboration avec Peter McNair et Erik Dombrowski (Auckland University of Technology), nous avons proposé deux modifications au modèle, dans le but de réduire le nombre de paramètres à déterminer par optimisation pour obtenir la relation force-longueur passive des *gastrocnemii*. La première modification consistait à réaliser la procédure d'optimisation sur les différences entre les relations couple-angle obtenues aux différents angles du genou (0° , 15° , 30° , 45° , 60° , 0° représentant l'extension complète) et la relation couple-angle obtenue à l'angle du genou le plus fléchi (80°) (Figure 11-C). Cela permettait de supprimer la contribution des structures monoarticulaires suivant l'équation suivante :

$$C_k - C_{80} = m_G (F_{Gk} - F_{G80}) \quad (8)$$

Où C_k , C_{80} , F_k et F_{80} représentent le couple et la force obtenus aux différents angles du genou et avec un angle du genou de 80° . Cette modification permettait de réduire le nombre de paramètres à déterminer de 9 à 3 pour obtenir la relation force-longueur des *gastrocnemii*.

Ensuite, le modèle exponentiel utilisé par Hoang *et al.* (2005, *cf.*, équation (9)) était remplacé par un modèle de Sten-Knudsen (Goubel et Linsel-Corbeil, 2003 ; Nordez *et al.*, 2006 ; Sten-Knudsen, 1953) :

$$\begin{cases} F_G = \frac{E_0}{\alpha} (e^{\alpha(l_g - l_G)} - 1) & \text{pour } l_g > l_G \\ F_G = 0 & \text{pour } l_g \leq l_G \end{cases} \quad (9)$$

Dans ce modèle, la raideur des *gastrocnemii* (R_G) s'écrit directement comme :

$$R_G = \alpha F_G + E_0 \quad (10)$$

Ce modèle présente l'avantage de donner un « sens physique » aux paramètres déterminés par optimisation puisque α et E_0 représentent directement un indice de raideur et la raideur pour une force nulle (Nordez *et al.*, 2006).

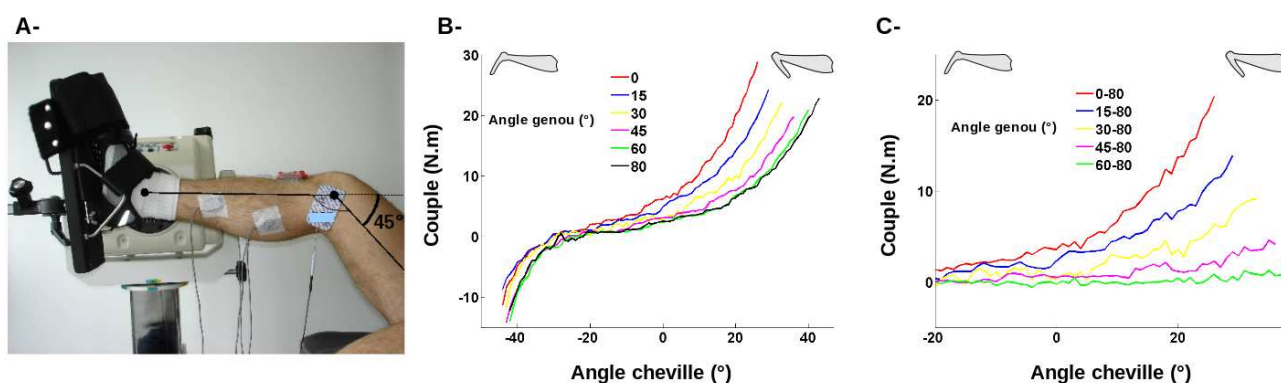


Figure 11 : A- Position du sujet sur l'ergomètre permettant de modifier l'angle du genou tout en mobilisant l'articulation de la cheville; B- Relations couple-angle obtenues aux différents angles du genou; C- Différence entre les relations obtenues aux différents angles du genou et la relation obtenue dans la position la plus fléchie (80°). Figure issue de Nordez *et al.*, (Nordez *et al.*, 2010a P19)

Pour les 8 sujets ayant participé à l'expérimentation, la force était légèrement surestimée avec le modèle de Hoang *et al.* (2005) par rapport à la nouvelle méthode proposée (Figure 12).

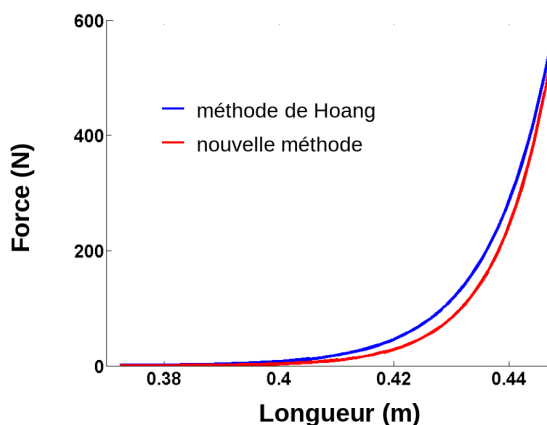


Figure 12 : Relations force-longueur obtenues avec la méthode de Hoang *et al.* (2005) et avec la nouvelle méthode proposée. Figure issue de Nordez *et al.*, (Nordez *et al.*, 2010a P19)

Les sujets ont réalisé l'expérimentation deux fois sur deux jours différents afin de tester la reproductibilité des mesures réalisées. La reproductibilité était bonne pour α (coefficient de corrélation intraclasse, CCI = 0,82 ; erreur standard de mesure, ESM = 6,1 m ; coefficient de variation, CV = 6,3 %) et l_G (CCI = 0,83 ; ESM = 0,29 cm ; CV = 0,9 %), alors que la reproductibilité était faible pour E_0 (CCI = 0,49 ; ESM = 0,26 Nm ; CV = 128 %). La Figure 13 présente un exemple typique de résultats de l'analyse de sensibilité, des résultats identiques ayant été obtenus pour tous les sujets. La Figure 13-A et la Figure 13-B montrent que E_0 n'a pas d'influence sur la relation force-longueur passive, indiquant que deux paramètres suffisent à modéliser cette relation. C'est pourquoi dans les études suivantes (Fouré *et al.*, 2012c P33 ; Fouré *et al.*, in press P40), nous avons fixé $E_0=1$. Enfin, la Figure 13-C montre que la solution numérique est bien unique concernant les paramètres α et l_G .

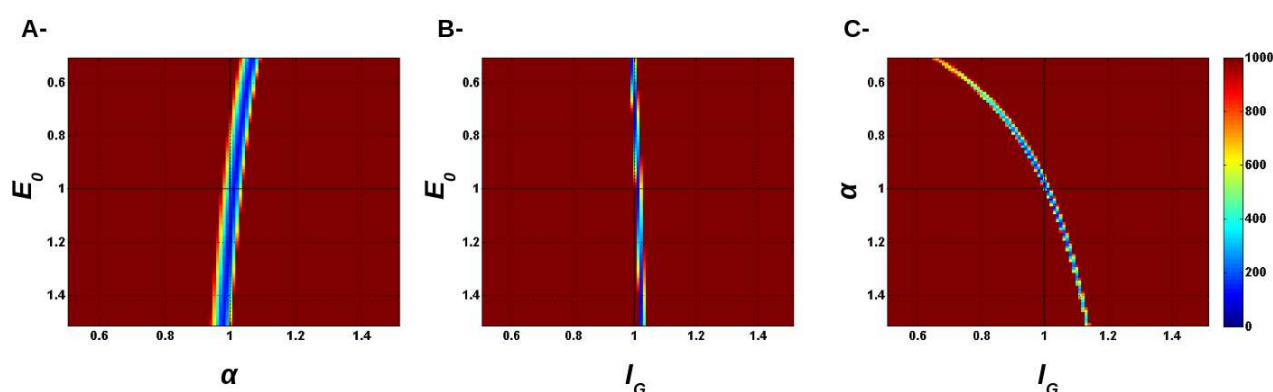


Figure 13 : Résultats typiques de l'analyse de sensibilité. Les cartographies de couleur représentent la somme des erreurs au carré entre les données expérimentales et le modèle en fonction des paramètres. Les valeurs des paramètres sont exprimées comme des ratios des valeurs trouvées lors de l'optimisation (i.e., 1.0 est la valeur calculée lors de l'optimisation). Figure issue de Nordez *et al.*, (Nordez *et al.*, 2010a P19)

Les modifications de tension passive du muscle pouvant être dues à une modification de la « slack length » (i.e., l_G) et/ou de la raideur des tissus (i.e., α), ces deux paramètres pourraient être pertinents à caractériser pour des études s'intéressant aux effets du vieillissement, de pathologies neuromusculaires ou de protocoles d'entraînements. Cependant, la solution numérique nous donne des valeurs de force très faibles sur une plage articulaire importante, ce qui n'est pas forcément physiologique. C'est pourquoi nous avons choisi de déterminer la longueur pour laquelle $F_G=1 N$ qui semble plus physiologique ($l_G=0,37\pm 0,03 cm$ vs. $l_{GF=1}=0,42\pm 0,02 cm$). Ce résultat est discuté dans les paragraphes suivants.

III.2.2.3. Combinaison avec l'échographie pour séparer les propriétés mécaniques musculaires et tendineuses (Fouré *et al.*, 2012c P33)

Hoang *et al.* (2007b) ont également proposé de combiner les relations force-longueur des *gastrocnemii* avec des mesures échographiques de la longueur des faisceaux musculaires pour dissocier les comportements mécaniques des structures tendineuses (tendon et aponévrose) des faisceaux musculaires. Nous avons reproduit cette expérience en plaçant la sonde échographique sur la jonction myotendineuse pour dissocier le comportement du muscle (faisceaux et aponévrose, Figure 14-A) de celui du tendon (Figure 14-C).

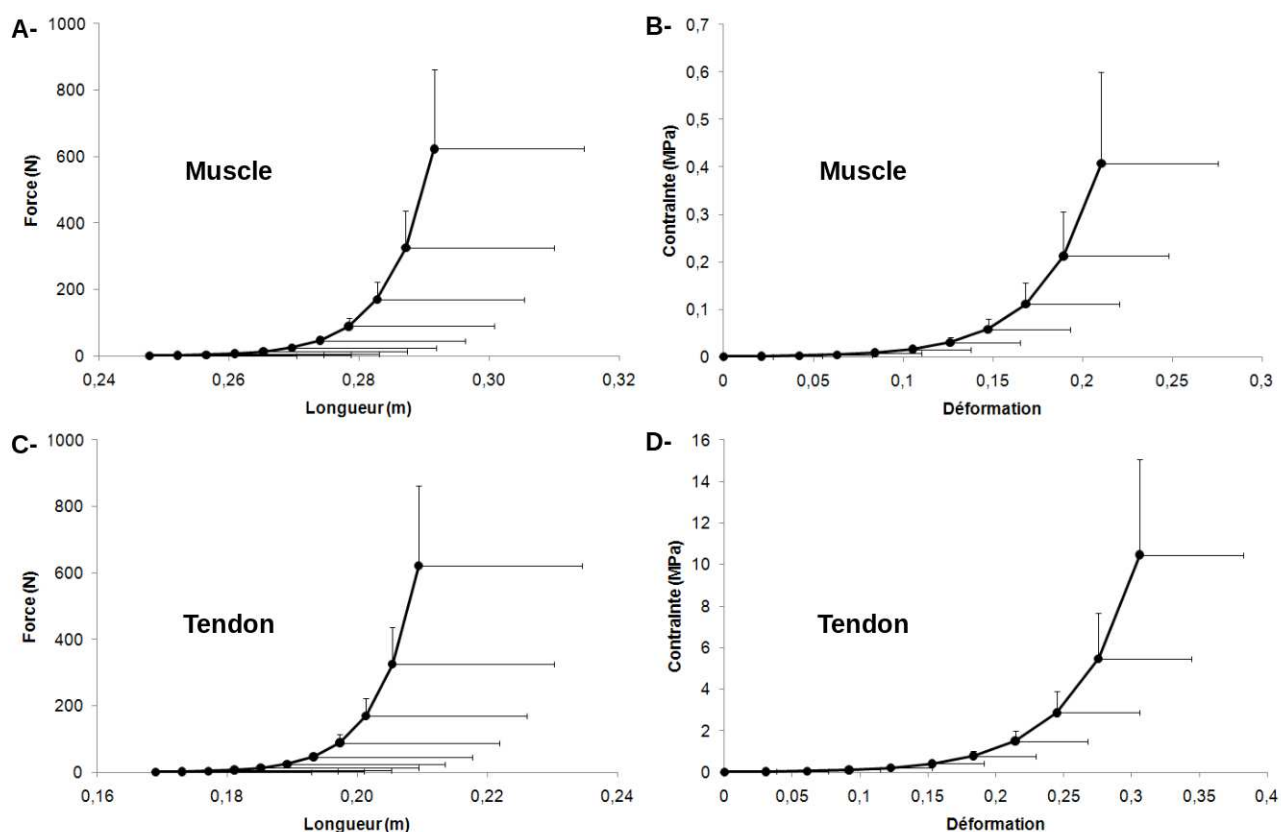


Figure 14 : Relations Force-Longueur et contrainte-déformation moyennes du muscle et du tendon ($n = 35$). Figure issue de Fouré (2010)

Nous avons alors combiné cette analyse avec les mesures de sections musculaires et tendineuses décrites au III.1.2, ce qui nous a permis de calculer les contraintes. Une sollicitation chronique (*e.g.*, protocole d'entraînement, immobilisation, pathologie neuromusculaire) pouvant induire une hypertrophie ou une atrophie du muscle et du tendon, cette étape va nous permettre de dissocier les adaptations géométriques des adaptations mécaniques des tissus étudiés. Les valeurs de longueurs musculaire et tendineuse pour $F_G = 1\text{N}$ (*i.e.*, $l_{GF=1}$) ont ensuite été utilisées pour calculer les déformations du muscle et du tendon et ainsi obtenir les relations contrainte-

déformation du muscle passif (Figure 14-B) et du tendon (Figure 14-D) lors de l'étirement.

L'analyse de reproductibilité des indices de raideur passive et des longueurs pour $F_G=1N$ du muscle et du tendon a montré des CV inférieurs à 10 % et coefficients de CCI à 0,82, validant la méthode développée pour l'analyse des effets de protocoles d'entraînement (*cf.*, partie suivante). La principale limite concerne le niveau de déformation obtenu pour le tendon qui atteint près de 30 % lors de l'étirement passif (Figure 14-D), alors que les niveaux d'allongement maximum du tendon ne devraient pas dépasser 8 % sans lésion (*e.g.*, Butler *et al.*, 1978). Cela est probablement dû à une sous-estimation de la « slack length », qui engendre une sur-estimation de la déformation. Il s'avère donc nécessaire de proposer un autre moyen de mesurer la « slack length », ce qui est proposé dans le paragraphe III.2.2.2.

III.2.2.4. Effets de protocoles d'entraînements pliométrique et excentrique sur les relations force-longueur passives du muscle et du tendon (Fouré *et al.*, 2009 P17 ; Fouré *et al.*, 2010b P33 ; Fouré *et al.*, in press P40)

Au cours du master 1 d'Alexandre Fouré, nous avons réalisé une première étude (Fouré *et al.*, 2009 P17) concernant les effets d'un protocole d'entraînement pliométrique sur les propriétés mécaniques passives de l'articulation de la cheville. Nous avons alors constaté, grâce au modèle de Hoang *et al.* (2005) dans sa version originale, une tendance à l'augmentation de la raideur globale passive de l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii*. Nous avons alors émis l'hypothèse d'adaptations différentes au sein du muscle et du tendon, mais nous n'avons pu tester cette hypothèse. Nous n'avons pas non plus caractérisé les sections musculaires et tendineuses. Nous avons donc prolongé ces travaux et analysé les effets de protocoles d'entraînements de 14 semaines (2 séances par semaine) en pliométrie (Fouré *et al.*, 2012c P33) et en excentrique (Fouré *et al.*, in press P40), dans le cadre de la thèse d'Alexandre Fouré et sur la base de la méthode présentée dans le paragraphe précédent.

Les sujets ($n = 9$ pour le groupe pliométrique et $n = 11$ pour le groupe excentrique) ont réalisé 34 séances d'entraînements d'une heure réparties sur 14 semaines. Un groupe contrôle ($n = 15$) a également été testé avant et après la période d'entraînement, sans toutefois réaliser d'entraînement. Les résultats significatifs concernant les effets d'entraînement signifiaient une interaction « test x groupe » significative, indiquant que le paramètre du groupe entraîné évoluait significativement différemment du paramètre pour le groupe contrôle. L'entraînement pliométrique était constitué de sauts classiquement utilisés dans les protocoles de la littérature (Baechle et Earle, ; Cornu *et al.*, 1997 ; Pousson *et al.*, 1990 ; Spurrs *et al.*, 2003). Plus précisément, les sujets du

groupe entraîné ont réalisé : *i*) des sauts verticaux simples ; *ii*) des sauts en contre-mouvement ; *iii*) des sauts en contrebas (*i.e.*, à partir d'une plate-forme dont la hauteur variait entre 40 et 80 cm) et, *iv*) des séries de sauts au-dessus de haies. L'entraînement excentrique reprenait la structure de l'entraînement pliométrique, mais les sujets ne réalisaient pas la contraction concentrique suivant l'action excentrique. Par exemple, pour les sauts en contrebas, les actions excentriques étaient réalisées sur la jambe droite ou les deux jambes, et l'action concentrique uniquement sur la jambe gauche (non testée). Ces sauts étaient complétés par les exercices proposés par Alfredson *et al.* (1998) qui permettent de réaliser des contractions excentriques des fléchisseurs plantaires uniquement avec le poids du corps. L'objectif des exercices excentriques était donc de dissiper de l'énergie mécanique, alors que, lors d'exercices pliométriques, il s'agissait de restituer un maximum d'énergie pour maximiser la performance. L'idée sous-jacente était donc d'étudier les effets de ces protocoles sur les propriétés mécaniques passives de l'ensemble muscle-tendon, des études similaires étant réalisées sur ses propriétés lors de contractions (*cf.*, III.3.1.2 et III.3.2.4). La progression des entraînements a été imposée en termes de volume (*i.e.*, nombre d'exercices par séance, nombre de sauts par exercice) et d'intensité (*i.e.*, hauteur des sauts en contrebas, exercices réalisés sur un ou deux appuis).

Aucune modification de la section du tendon d'Achille n'a été constatée après les deux modalités d'entraînement. Une tendance à l'augmentation de la section des muscles du *triceps surae* a été mise en évidence après l'entraînement pliométrique (+6,0 % ; $P = 0,09$), alors qu'aucune modification n'était constatée après l'entraînement excentrique.

Une tendance à l'augmentation de la raideur globale du système muscle-tendon des *gastrocnemii* a été mise en évidence après l'entraînement pliométrique (+6,6 % ; $P = 0,09$). Cette tendance se répercutait sur la relation force-longueur du muscle avec une tendance à l'augmentation de sa raideur (+7,7 % ; $P = 0,08$; Figure 15-A), mais sans aucune modification significative de la raideur du tendon (Figure 15-C). Ce résultat tend à confirmer notre hypothèse d'une légère atteinte du muscle par l'entraînement pliométrique. Cette tendance peut être partiellement mise en lien avec la tendance à l'augmentation de la section des muscles.

En ce qui concerne l'effet de l'entraînement excentrique, nous n'avons trouvé aucun effet significatif sur la relation force-longueur globale du SMT des *gastrocnemii*, ni sur la relation force-longueur du muscle (Figure 15-C). En revanche, une augmentation significative (+21,8 % , $P < 0,05$, Figure 15-D) de la raideur du tendon a été mise en évidence. Compte tenu de l'absence de modification de section du tendon, ce résultat s'explique par une modification des propriétés

mécaniques intrinsèques du tendon caractérisées en conditions passives après l'entraînement excentrique. Cependant, de manière surprenante, nous n'avons pas trouvé le même résultat lorsque le tendon est caractérisé en contraction (*cf.*, paragraphe III.3.1.2).

L'entraînement pliométrique affectait plutôt l'élasticité passive du muscle (*i.e.*, CEP₁) alors que l'entraînement excentrique augmentait plutôt la raideur passive du tendon (*i.e.*, CEP₂). Nos résultats montrent donc que les deux protocoles d'entraînement affectent de manière qualitativement différente les propriétés mécaniques passives de l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii*.

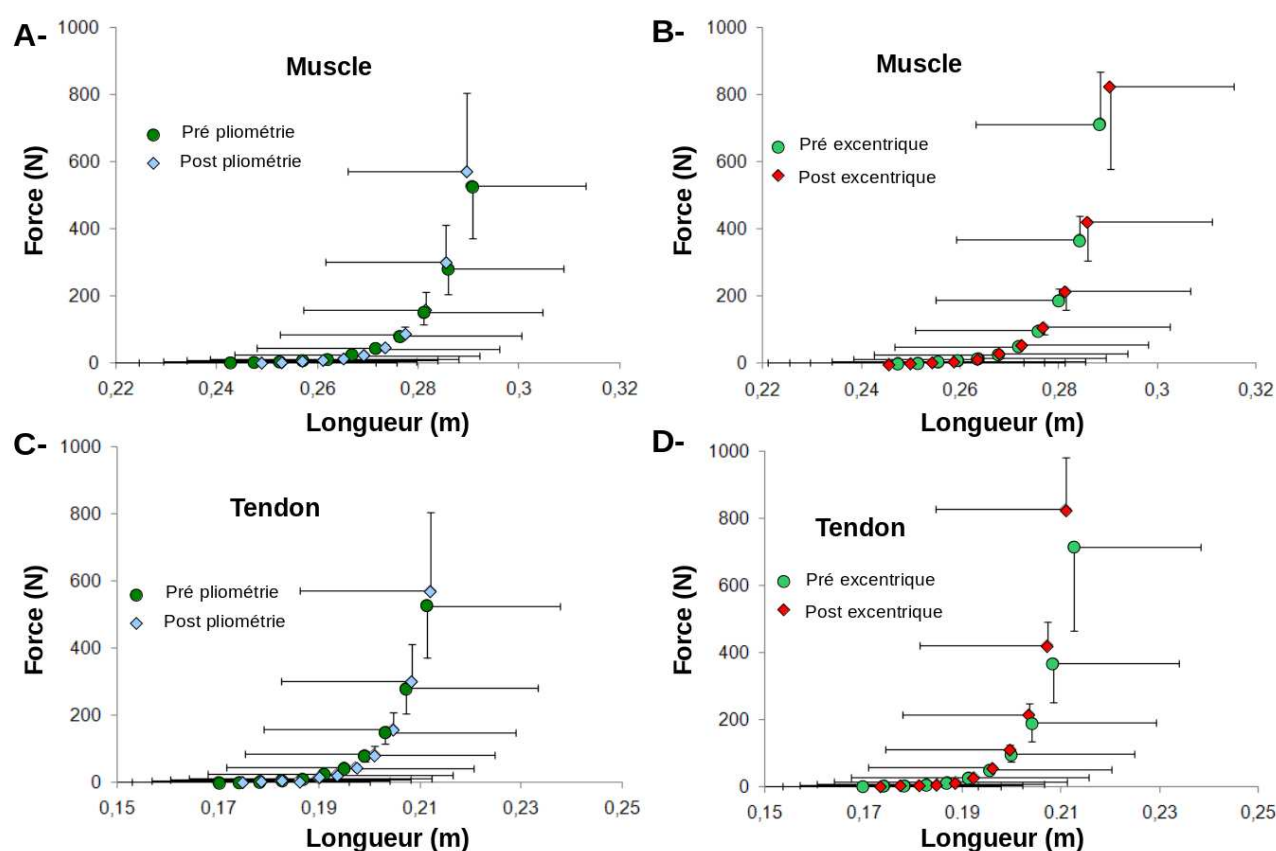


Figure 15: Relations force-longueur du muscle et du tendon avant et après les entraînements pliométrique et excentrique. Figure issue de Fouré (2010)

Publications associées au III.2.2 :

- P19.** Nordez A, Fouré A, Dombroski EW, Mariot J-P, Cornu C, McNair PJ. (2010). Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *Journal of Biomechanics*, 43(2): 379-82
- P17.** Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii within musculo-articular complex of ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19(6): 811-8
- P33.** Fouré A, Nordez A, Cornu, C. (2012). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii muscle and Achilles tendon. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8): 2849-57
- P40.** Fouré A, Nordez A, Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*

III.2.3. Caractérisation des propriétés mécaniques passives du muscle et du tendon par élastographie

Si le modèle de Hoang *et al.* (2005 ; 2007a ; 2007b), présenté et utilisé dans les deux paragraphes précédents, semble être une méthode pertinente pour caractériser les propriétés mécaniques passives d'un muscle, du fait de la redondance musculaire, la caractérisation et l'étude du comportement d'un muscle constituent un challenge en biomécanique musculaire. En effet, la méthode n'a été appliquée qu'aux muscles *gastrocnemii*, qui présentent en fait deux chefs musculaires distincts (*gastrocnemius medialis* et *lateralis*), et ne peut être appliquée qu'aux muscles biarticulaires qui sont les seuls à croiser deux articulations distinctes, ce qui réduit considérablement l'applicabilité de cette technique. De plus, les valeurs de « slack length » des *gastrocnemii* estimées par la méthode de Hoang *et al.* (2005) modifiée, indiquant que ce muscle est détendu sur un quart de son amplitude d'étirement physiologique, sont en contradiction avec d'autres études montrant que celui-ci n'est sous tension que sur la moitié de cette amplitude (Muraoka *et al.*, 2005 ; Rienen et Edrich, 1999). Cet élément corrobore les valeurs de déformations non physiologiques trouvées dans les parties précédentes, et confirme qu'il serait intéressant de disposer d'une autre méthode pour mesurer la « slack length ». Ce paramètre est, en effet, essentiel pour la modélisation musculaire, puisqu'il est intégré dans la plupart des modèles musculo-tendineux existants (*e.g.*, Zajac, 1989) et des études de sensibilité récentes ont montré qu'il est un des paramètres les plus importants (Ackland *et al.*, 2012 ; De Groot *et al.*, 2010).

Il semble donc important de développer des méthodes alternatives pour étudier le comportement d'un muscle passif *in vivo* et estimer la « slack length » sur n'importe quel muscle squelettique. Nous avons réalisé une première étude avec l'élastographie impulsionnelle 1D au cours de ma thèse, mais le manque de reproductibilité des mesures réalisées lors d'un étirement du muscle (Nordez *et al.*, 2008c P7) ne nous a pas incité à continuer dans cette voie. Les principales limites de l'élastographie impulsionnelle 1D semblant être levées avec la technique SSI (*cf.*, II.3.2.3), nous avons mis en place une autre étude afin de mesurer le module d'élasticité de cisaillement du muscle *gastrocnemius medialis* par SSI au cours d'un étirement passif.

III.2.3.1. Caractérisation des propriétés mécaniques passives du muscle par élastographie au cours d'étirements (Maisetti *et al.*, 2012 P34 ; Lacourpaille *et al.*, in press P39)

Sept sujets ont subi des mobilisations passives de la cheville à différents angles du genou, pendant que le module d'élasticité de cisaillement était mesuré par SSI (Figure 16-A). Dans un premier temps, nous avons mis en évidence une augmentation du module d'élasticité de cisaillement

(Figure 16-A et -B) qui suivait une évolution exponentielle similaire à celle décrite dans l'équation (9). La reproductibilité des paramètres obtenus par ajustement de ce modèle sur les relations expérimentales était bonne pour α (*i.e.*, ESM = 9.7 m⁻¹; CV = 7.5 % ; CCI = 0,652), et excellente pour l_0 (ESM = 0,002 m ; CV = 0,4 % ; CCI = 0,992). De plus, la relation module d'élasticité de cisaillement - longueur était similaire pour les différents angles du genou testés (Figure 16-B). Nous avons alors confronté la relation module d'élasticité-longueur normalisée avec la relation force-longueur normalisée obtenue avec le modèle de Hoang *et al.* (2005) modifié (Figure 16-C).

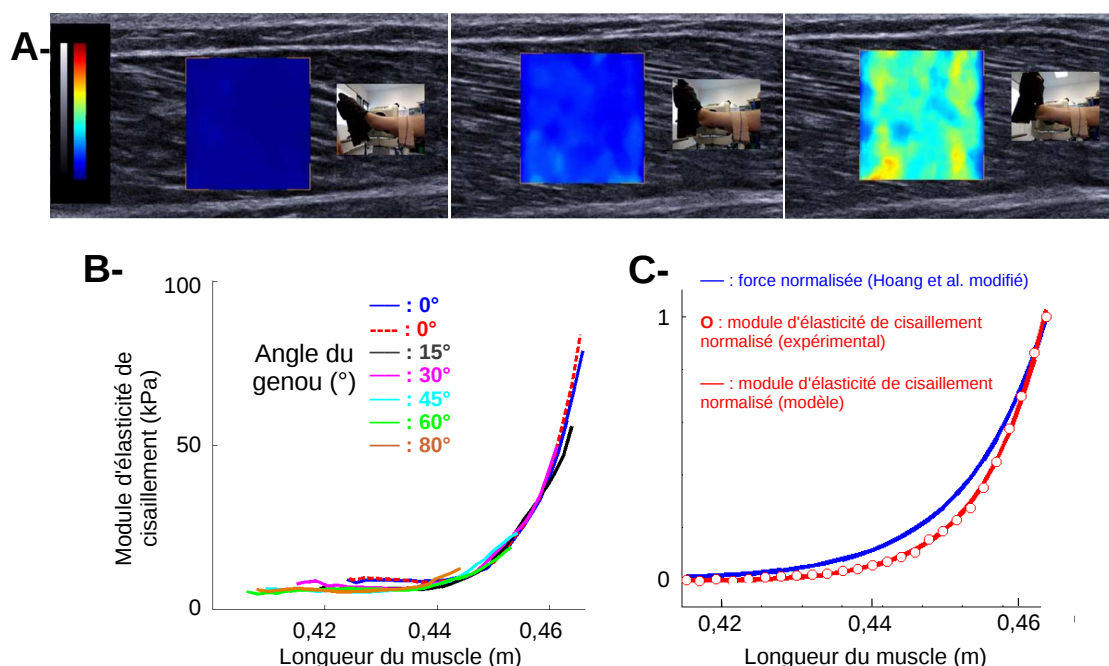


Figure 16 : A- Exemples d'images échographiques et de cartographies du module d'élasticité de cisaillement obtenues à un angle de 30° en flexion plantaire (à gauche), en position neutre de la cheville (milieu) et à 25° en flexion dorsale (à droite). B- Exemple de relations entre le module d'élasticité de cisaillement et la longueur du muscle obtenues à différents angles du genou. C- Exemple de confrontation entre les relations force-longueur et le module d'élasticité-longueur normalisées. Figure issue de Maisetti *et al.*, (2012 P34)

Nous avons montré un très bon accord entre ces deux relations ($0,964 < R^2 < 0,992$), indiquant une bonne concordance entre la force normalisée et le module d'élasticité normalisé. L'erreur RMS était de $31,0 \pm 14,7$ N. De plus, nous avons trouvé un indice de raideur et une « slack length » significativement supérieurs avec SSI, indiquant que le module d'élasticité de cisaillement sous-estimait la force pour des longueurs faibles par rapport au modèle de Hoang *et al.* (2005). Compte tenu des considérations précédentes sur la « slack length » obtenue par le modèle de Hoang *et al.* (2005) modifié (*cf.*, III.2.2.2 et III.2.2.3), il semble que l'estimation de la force pour de faibles longueurs et de la « slack length » soit plus physiologique par SSI, correspondant à un angle

articulaire de la cheville d'environ 20° pour une jambe tendue, en comparaison des 39° trouvés avec le modèle de Hoang modifié.

Les résultats de cette étude montrent que la mesure du module d'élasticité de cisaillement par SSI permet une estimation précise et reproductible de la variation de tension passive dans le muscle et de la « slack length ». D'un point de vue théorique, le muscle possédant des propriétés non-linéaires, il n'est pas surprenant d'obtenir des augmentations concomitantes de la tension passive et du module d'élasticité de cisaillement. Cependant, nos résultats tendent à montrer que la relation entre tension passive du muscle et module d'élasticité de cisaillement est linéaire ou quasi-linéaire. On peut donc en conclure que le module d'élasticité de cisaillement permet d'estimer le niveau de contrainte passive dans les muscles. On peut d'ailleurs noter que ces deux grandeurs sont cohérentes en terme d'unité. Dans la suite du manuscrit, nous considérerons ainsi que les variations de module d'élasticité sont directement le reflet des variations de tension passive au sein du muscle. Ce résultat laisse augurer de nombreuses perspectives de recherche puisqu'il n'existe actuellement pas de technique expérimentale et non invasive pour estimer la tension dans les tissus *in vivo*. Cet aspect est également discuté pour le muscle en contraction (*cf.*, III.3.3).

Comme évoqué précédemment, la « slack length » est un paramètre important pour les modèles musculaires (Ackland *et al.*, 2012 ; De Groot *et al.*, 2010), et la plupart de ces modèles utilisent des valeurs génériques obtenues sur des cadavres. Dans le cadre d'une étude supplémentaire (Lacourpaille *et al.*, in press P39), également évoquée dans le paragraphe III.4.1.3, nous avons mesuré, pour la première fois *in vivo*, la « slack length » du *biceps brachii* qui correspondait en moyenne à un angle de 95,5°.

La technique SSI pouvant s'appliquer, en théorie, sur tous les muscles squelettiques, les perspectives de recherche pour l'étude du comportement passif du muscle *in vivo* sont importantes, par exemple pour personnaliser les modèles musculaires en déterminant expérimentalement la « slack length », ou encore pour déterminer les positions articulaires permettant d'étirer le plus efficacement certains muscles complexes, par exemple certains muscles du dos ou de l'épaule.

III.2.3.2. Caractérisation des propriétés mécaniques du muscle au repos par élastographie (Lacourpaille *et al.*, 2012a P35)

Contrairement aux méthodes basées sur l'ergométrie, l'élastographie permet de caractériser les propriétés mécaniques du muscle ou du tendon au repos comme l'indique l'équation (6) (*cf.*, II.3.2). Ces mesures, très simples et rapides à réaliser avec la technique SSI, pourraient être particulièrement utiles pour des applications cliniques. En effet, en comparaison aux étirements ou

aux contractions, l'état au repos du muscle semble plus facile à obtenir et à standardiser, tout en étant indolore et en ne demandant aucun effort au patient. Dans le but de développer un protocole pour étudier les effets de pathologies neuromusculaires (*cf.*, projet de recherche IV.1.5), nous avons donc cherché à déterminer la reproductibilité des mesures de module d'élasticité du muscle au repos avec la méthode SSI.

Nous avons dans un premier temps défini des positions standardisées de repos pour chaque muscle, correspondant à une position dans laquelle le sujet arrivait à se relâcher facilement et pour laquelle la longueur du muscle était minimale. Nous avons ensuite testé la répétabilité (deux tests à 15 min d'intervalle réalisés par le même opérateur, $n = 20$), la reproductibilité interopérateur (deux tests réalisés à 15 min d'intervalle par deux opérateurs différents, $n = 21$) et la reproductibilité inter session (deux tests réalisés par le même opérateur sur deux jours différents à la même heure, $n = 16$). Neuf muscles (*gastrocnemius medialis*, *tibialis anterior*, *vastus lateralis*, *rectus femoris*, *triceps brachii*, *biceps brachii*, *brachioradialis*, *adductor pollicis obliquus* et *abductor digiti minimi*) ont été testés dans un protocole qui durait environ 20 min. Après une période de familiarisation des expérimentateurs, nos résultats ont montré une reproductibilité satisfaisante pour tous les muscles ($4.6\% < CV < 8.0\%$), excepté pour le muscle *adductor pollicis obliquus* ($CV = 15\%$) qui est un petit muscle de la main. Nous pensons donc que la méthode est pertinente et fiable pour analyser les effets de pathologies neuromusculaires. Il reste maintenant à étudier sa sensibilité aux effets de pathologies pour déterminer si elle peut s'avérer utile pour contribuer *in fine* au suivi de ces pathologies et des effets de potentielles thérapies.

Publications associées au III.2.3 :

P34. Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. (2012). Characterization of passive muscle belly elastic properties during passive stretching using supersonic shear imaging. *Journal of Biomechanics*, 45(6): 978-84

P39. Lacourpaille L, Hug F, Nordez A. (in press). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in the human biceps brachii complex. *PLoS ONE*

P35. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. (2012). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurements*, 33(3): 19-28

III.2.4. Bilan et perspectives

Les méthodes développées ont progressivement permis de caractériser les propriétés mécaniques de structures constituant la CEP. Ces travaux ont donc permis d'améliorer les méthodes validées lors de mes travaux de thèse. Je compte prolonger ces travaux suivant deux axes principaux : *i*) le développement de mesures cliniques, et *ii*) l'utilisation de la technique SSI pour la caractérisation des propriétés mécaniques du muscle passif et du tendon *in vivo*. Ces projets sont présentés dans le paragraphe IV.1.

III.3. Caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon lors de contractions (CES)

Cette partie vise à résumer les travaux menés sur le muscle et le tendon lors de contractions musculaires. Les études utilisant la méthode échographique présentée au paragraphe II.2.1 (III.3.1) sont tout d'abord synthétisées. Dans un second temps, la méthode alpha, que nous avons développée pour des études *in vivo* chez l'homme est exposée et discutée (III.3.2). Enfin, les études utilisant la technique SSI pour analyser le comportement du muscle en contraction sont synthétisées (III.3.3).

III.3.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du tendon (CES₂) par échographie

III.3.1.1. Considération méthodologique (Fouré *et al.*, 2012b P31)

Nous avons développé la méthode présentée au paragraphe II.2.1 dans notre laboratoire, puis nous avons confirmé qu'elle nous permet de caractériser des relations force-longueur et contrainte-déformation reproductibles (Fouré *et al.*, 2010b P22). À partir d'un « feedback » visuel proposé au sujet, nous lui avons demandé d'augmenter linéairement le couple développé de 0 à 90 % du couple maximal volontaire, puis de le diminuer linéairement de 90 % à 0 % du couple maximal volontaire. Après une familiarisation adaptée, tous les sujets arrivaient à produire le patron demandé de manière satisfaisante, et cette technique nous permettait de standardiser la vitesse de contraction qui influence le déplacement de l'insertion myotendineuse (Gerus *et al.*, 2011). Nous nous sommes ensuite intéressés aux propriétés de stockage restitution d'énergie élastique lors du cycle complet de charge-décharge. Pour quantifier cette capacité à restituer l'énergie emmagasinée par le tendon, il est possible de calculer un coefficient de dissipation comme le ratio de l'énergie dissipée (*i.e.*, aire de l'hystérésis, Figure 17) normalisée par l'énergie emmagasinée (*i.e.*, énergie sous la courbe de charge).

Ce paramètre, qui décrit directement la capacité du tendon à restituer l'énergie élastique et donc la qualité de la transmission de la force musculaire, est ainsi particulièrement pertinent à quantifier. On note cependant que ce paramètre a focalisé beaucoup moins d'attention dans la littérature que la raideur, principalement calculée comme la pente de la courbe de charge (Figure 17). La mesure du coefficient de dissipation ne serait pas essentielle si celle-ci était liée à la raideur, mais aucune étude n'avait cherché à montrer une potentielle corrélation entre la raideur du tendon et

son coefficient de dissipation. Il serait en effet envisageable que l'allure de la relation de charge-décharge et l'épaisseur de l'hystérésis soit décidée uniquement par sa pente. Nous avons donc mis en place une étude (Fouré *et al.*, 2012b P31) qui visait à déterminer s'il existe une relation significative entre la raideur du tendon calculée lors de la charge, de la décharge, pour la courbe moyenne et son coefficient de dissipation pour 35 sujets étudiants en STAPS. Nous avons également cherché à déterminer s'il existait une corrélation significative entre les modifications de raideur et les modifications du coefficient de dissipation induites par un protocole d'entraînement pliométrique décrit dans le paragraphe suivant (Fouré *et al.*, 2010b P22).

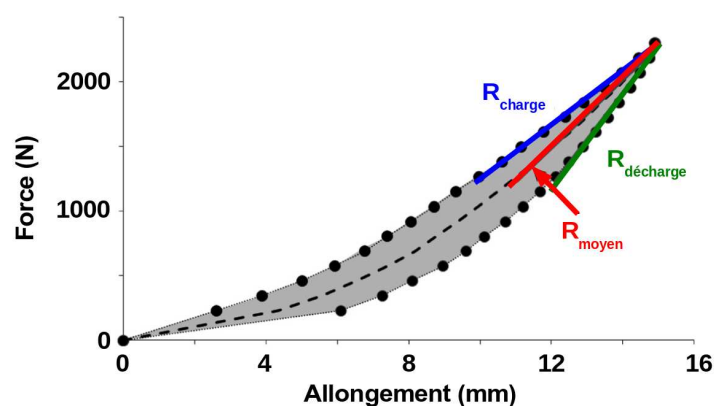


Figure 17 : Exemple de relation force-longueur du tendon obtenue par échographie permettant de calculer l'énergie dissipée par le tendon au cours du cycle (aire grise), la raideur lors de la charge (R_{charge}), de la décharge ($R_{décharge}$) et la raideur de la courbe moyenne (R_{moyen}). Figure issue de Fouré *et al.* (2012 P31)

Nos résultats n'ont montré aucune corrélation significative pour la raideur calculée lors de la charge et de la courbe moyenne. Ces résultats étaient identiques lorsque la raideur du tendon était normalisée par la section du tendon mesurée par échographie (*cf.*, III.1.2). Ces résultats montrent que la raideur calculée classiquement lors de la charge et le coefficient de dissipation sont deux paramètres indépendants. Il est donc nécessaire de les quantifier tous les deux pour obtenir une vision relativement exhaustive des propriétés mécaniques du tendon et de leurs modifications suite à une sollicitation chronique. Dans une étude résumée dans le paragraphe suivant, nous avons donc utilisé ces deux paramètres pour étudier les effets de protocoles d'entraînements excentrique et pliométrique. En revanche, une corrélation significative a été trouvée entre le coefficient de dissipation et la raideur calculée lors de la décharge ($r = 0,44$, $P < 0,001$), indiquant que l'aire de l'hystérésis dépend en partie de la vitesse à laquelle la force décroît en début de décharge.

III.3.1.2. Effet d'entraînements pliométrique et excentrique (Fouré *et al.*, 2010b P22 ; Fouré *et al.*, in press P40)

Nous avons donc appliqué la méthode de caractérisation des propriétés mécaniques du tendon à l'étude des effets de protocoles d'entraînements pliométrique (Fouré *et al.*, 2010b P22) et excentrique (Fouré *et al.*, in press P40). Les mêmes sujets ayant participé aux entraînements décrits dans le paragraphe III.2.2.4 avaient également réalisé le protocole décrit dans le paragraphe précédent pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon avant et après les périodes d'entraînement.

Les deux protocoles d'entraînement n'avaient aucune influence significative sur la section du tendon, indiquant que les adaptations potentielles du tendon n'étaient pas liées à une modification de sa géométrie. Les relations force-allongement des deux groupes sont présentées sur la Figure 18.

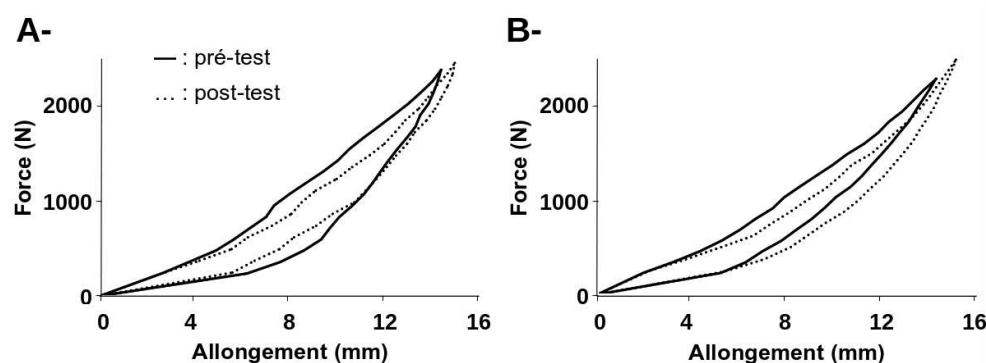


Figure 18 : Relations force-allongement moyennes obtenues avant et après le protocole d'entraînement pliométrique ($n = 9$) (A-) et excentrique ($n = 11$) (B-). Figure issue de Fouré *et al.* (2010 P22)

Une augmentation significative de la raideur du tendon (+24,1 %), et une diminution significative du coefficient de dissipation (-35,0 %) ont été mises en évidence après l'entraînement pliométrique, alors qu'aucune modification significative n'était observée après l'entraînement excentrique. La diminution du coefficient de dissipation montre que l'adaptation du tendon d'Achille peut contribuer à l'amélioration des performances en détente et lors de sauts en contrebas constatées après l'entraînement pliométrique. Nous avons également constaté que, malgré une charge d'entraînement comparable, l'entraînement excentrique a produit des effets différents sur le tendon (*i.e.*, pas de modification significative du coefficient de dissipation ni de la raideur). Ce résultat est particulièrement intéressant si l'on considère que l'objectif des contractions excentriques réalisées dans notre protocole est de stocker l'énergie élastique puis de la dissiper, alors que l'objectif des contractions pliométriques est de stocker l'énergie élastique et de la restituer. Il est possible de discuter des mécanismes impliqués dans les effets constatés, mais cette discussion reste spéculative

compte-tenu des méthodes non invasives employées.

Publications associées au III.3.1 :

P31. Fouré A, Cornu C, Nordez A. (2012). Is tendon stiffness correlated to the dissipation coefficient ? *Physiological Measurement*, 33(1): 1-9

P22. Fouré A, Nordez A., Cornu C. (2010). Effect of plyometric training on the mechanical and geometrical properties of the Achilles tendon in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 109(3): 849-54

P40. Fouré A, Nordez A., Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*

III.3.2. Adaptation de la méthode alpha *in vivo* pour la caractérisation des raideurs de la CES₁ et de la CES₂

III.3.2.1. Développements méthodologiques

Si la méthode présentée dans la partie précédente est particulièrement efficace pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon, elle ne peut permettre de déterminer les propriétés mécaniques du muscle lors de contractions. De manière générale, aucune méthode basée sur l'ergométrie permet de dissocier *in vivo* les propriétés mécaniques du muscle et du tendon lors de contractions. Pourtant, certaines études (*e.g.*, Cornu *et al.*, 1997 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 2003) ont émis l'hypothèse que la raideur du tendon et du muscle pourraient évoluer de manière différente, par exemple, après un protocole d'entraînement pliométrique (*i.e.*, augmentation de la raideur du tendon concomitante à une diminution de la raideur du muscle). Pour cela, nous avons repris la méthode alpha, initialement développée par Morgan (1977) pour le muscle isolé, et nous l'avons adaptée pour caractériser la raideur des muscles fléchisseurs plantaires (Fouré *et al.*, 2010a).

La méthode alpha implique de réaliser une mesure de raideur « short range ». Lorsque l'on étire un muscle contracté, il est en effet bien connu que l'on peut caractériser une raideur initiale bien plus importante (*e.g.*, Morgan, 1977). Ce phénomène est probablement dû à des ruptures de ponts d'actine-myosine qui surviennent lors de l'étirement (Hill, 1968). Il implique de caractériser la raideur dans la phase initiale de cet étirement. Pour cela, il est classiquement demandé au sujet de maintenir un niveau de couple isométrique sous maximal constant en flexion plantaire entre 30 % et 90 % de la contraction maximale volontaire (*e.g.*, Blanpied et Smidt, 1992 ; McHugh et Hogan, 2004). Dans nos expériences, un étirement rapide était imposé grâce à un ergomètre isocinétique de type Biodex ®. Nous avons imposé l'étirement le plus rapide possible avec notre ergomètre, et nous avons fait en sorte que la vitesse d'étirement soit maximale 60 ms après le début de l'étirement, pour obtenir une accélération nulle à cet instant et obtenir un couple qui n'est pas impacté des effets d'inertie (Figure 19). Il est à noter que l'amplitude et la vitesse d'étirement étaient similaires de

celles rapportées par Morgan (1977) lors du développement de la méthode sur muscle isolé (Fouré *et al.*, 2010a P20). La raideur « short range » des fléchisseurs plantaires était alors calculée comme la variation de couple sur la variation d'angle entre le début de l'étirement et 60 ms après. Une étude complémentaire a montré qu'à l'angle articulaire considéré (15° en flexion plantaire), les premiers réflexes à l'étirement arrivaient environ 50 ms après le début du mouvement. En prenant en compte un délai électromécanique compris entre 11,6 et 30 ms (Morse *et al.*, 2005 ; Nordez *et al.*, 2009c ; Van Cutsem et Duchateau, 2005), le délai de 60 ms nous permettait de calculer une raideur qui n'était pas ou peu influencée par la composante contractile.

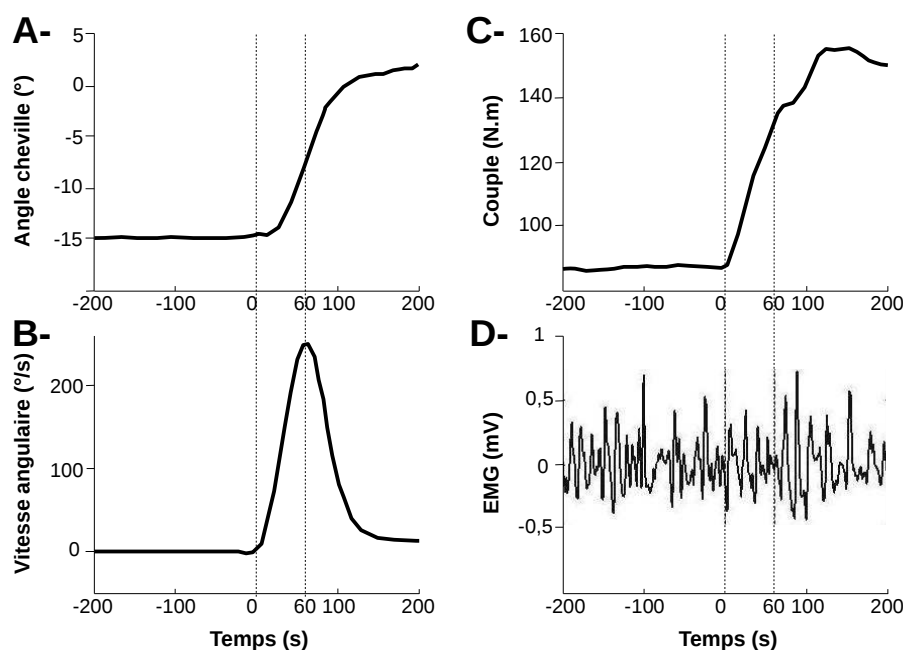


Figure 19: Exemples de signaux enregistrés pendant une expérimentation de mesure de raideur « short range ». La vitesse maximale est atteinte 60 ms après le début de l'étirement, impliquant une accélération nulle et donc très peu d'effet d'inertie à cet instant. Le signal électromyographique de surface (EMGs) du gastrocnemius medialis est également présenté en D-. Figure issue de Fouré (2010)

La méthode alpha consiste ensuite à considérer que l'ensemble muscle-tendon est constitué de deux éléments élastiques placés en série. Le premier élément élastique a une raideur (R_1) qui augmente linéairement avec le couple, alors que le second (R_2) a une raideur qui est indépendante du couple. On a alors la raideur de l'ensemble muscle-tendon (R) qui s'écrit :

$$\frac{1}{R} = \frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \quad (11)$$

Avec

$$R_1 = IR_1 C \quad (12)$$

Où IR_1 est un indice de raideur constant et C le couple au niveau de l'articulation de la cheville. On obtient alors :

$$\alpha = \frac{C}{R} = \frac{C}{R_2} + \frac{1}{IR_1} \quad (13)$$

Un ajustement linéaire sur la relation entre α et C permet alors de déterminer IR_1 et R_2 qui donnent ainsi les raideurs des deux composantes (Figure 20-A). On peut alors écrire :

$$R = \frac{C}{\frac{C}{R_2} + \frac{1}{IR_1}} \quad (14)$$

Cette dernière équation peut être utilisée pour vérifier la qualité de l'ajustement (Figure 20-B).

Nous avons alors montré une bonne reproductibilité de IR_1 (CV = 6,0 %) et R_2 (CV = 5,9 %) lorsque les sujets réalisaient l'expérience sur deux jours différents (P20).

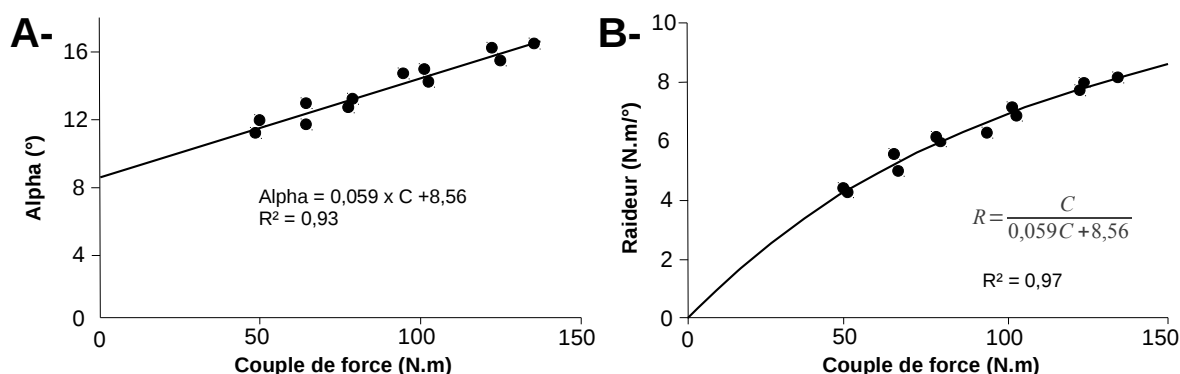


Figure 20 : Relations obtenues avec la méthode alpha. A- Relation alpha-couple utilisée pour calculer les paramètres de raideurs dépendante et indépendante du couple; B- Relation raideur-couple ajustée à partir des paramètres préalablement estimés. Figure issue de Fouré (2010)

III.3.2.2. Discussion sur les structures anatomiques caractérisées grâce à la méthode alpha appliquée *in vivo* (P24)

L'enjeu est ensuite d'attribuer les deux raideurs calculées dans le paragraphe précédent à des structures anatomiques. Morgan (1977) avait attribué la raideur dépendante du couple (R_1) au muscle (*i.e.*, CES₁) et la raideur indépendante du couple (R_2) au tendon (*i.e.*, CES₂). L'hypothèse d'une augmentation linéaire de la raideur du muscle avec la force qu'il produit est, en effet, assez classique dans la littérature (*e.g.*, Lambertz *et al.*, 2003 ; Morgan *et al.*, 1978). En revanche, l'hypothèse d'une raideur constante pour les structures tendineuses est sujette à débat.

Les travaux de Proske et Morgan (1987) ont montré qu'au-delà de 20-30 % de la tension

maximale isométrique, la raideur du tendon est plus proche d'être constante que proportionnelle à la tension. Cette hypothèse a pourtant été remise en question par d'autres auteurs utilisant la méthode alpha chez l'animal (Ettema et Huijing, 1994) ou caractérisant la relation force-longueur du tendon à partir de la méthode échographique présentée au paragraphe III.3.1 (*e.g.*, Maganaris et Paul, 1999 ; Maganaris et Paul, 2000a ; Maganaris et Paul, 2000b). Des études récentes réalisées *in vivo* montrent que la relation force-longueur du tendon d'Achille peut être considérée comme quasi-linéaire pour des valeurs de force supérieures à 50 % de la force maximale isométrique volontaire (Kubo *et al.*, 2002a ; Kubo *et al.*, 2002b ; Kubo *et al.*, 2007 ; Kubo *et al.*, 2006). Sur la base de ces travaux, nous avons tenté d'appliquer la méthode alpha uniquement sur la plage comprise entre 50 et 90 % de CMV, puis comparé les résultats des différents paramètres de raideur identifiés sur les plages de couple de 30-90 % et 50-90 % de CMV. Bien qu'aucune différence significative n'ait été mise en évidence, de meilleurs résultats de reproductibilité avaient été caractérisés sur la plage 30-90 % de CMV ($CV < 6\%$) par rapport à la plage 50-90 % ($CV > 10\%$). C'est pourquoi, les valeurs de raideur ont été évaluées sur la plage de couple 30-90 % de la CMV.

Nous avons donc mis en place une analyse complémentaire, publiée comme « supplementary material » de P24 (Fouré *et al.*, 2011), qui vise à déterminer ici la validité de l'hypothèse d'une raideur du tendon constante pour des forces supérieures à 30 % du couple maximal volontaire.

Dans un premier temps, nous avons analysé les relations force- allongement du tendon obtenues avec la méthode présentée dans le paragraphe précédant (III.3.1). Il s'agissait de comparer le modèle linéaire impliquant une raideur tendineuse constante avec un modèle non linéaire exponentiel impliquant une augmentation linéaire de la raideur tendineuse décrit dans les équations suivantes :

$$F = \frac{R_2}{IR_2} (e^{IR_2 L} - a) \quad (15)$$

$$R = \frac{dF}{dL} = IR_2 F + R_2 \quad (16)$$

Où R_2 correspond à la partie constante de la raideur et IR_2 est la raideur dépendante du couple, a est une constante et L la longueur du tendon.

Pour l'évaluation de la raideur du tendon (*i.e.*, données issues des rampes de contraction isométrique), les valeurs de R^2 pour le modèle non-linéaire sont légèrement meilleures que pour le modèle linéaire ($0,99 \pm 0,01$ vs. $0,98 \pm 0,02$; $n = 19$; Figure 21-A). L'utilisation d'un modèle non-linéaire améliore donc légèrement l'évaluation de la raideur du tendon.

Dans un second temps, nous avons comparé ces deux modèles lorsqu'ils sont utilisés dans la méthode alpha, afin de quantifier l'influence du choix du modèle sur les calculs de raideur. Un modèle exponentiel similaire à l'équation (15) replacé dans l'équation (13) de la méthode alpha donne une augmentation linéaire de la raideur avec le couple, soit :

$$\alpha = \frac{C}{R} = \frac{C}{IR_2 C + R_2} + \frac{1}{IR_1} \quad (17)$$

Le modèle de l'équation (17) ajusté sur les données expérimentales donnait des résultats très proches de ceux du modèle linéaire de raideur constante (équation (13)) (Figure 21-B ; modèle linéaire : $R^2 = 0,945 \pm 0,028$, modèle non-linéaire : $R^2 = 0,945 \pm 0,028$). Par ailleurs, les valeurs de IR_1 et de R_2 obtenues avec les deux modèles étaient très proches (3,4 % et 4,3 % d'erreur, respectivement), indiquant que les deux modèles donnaient des résultats similaires.

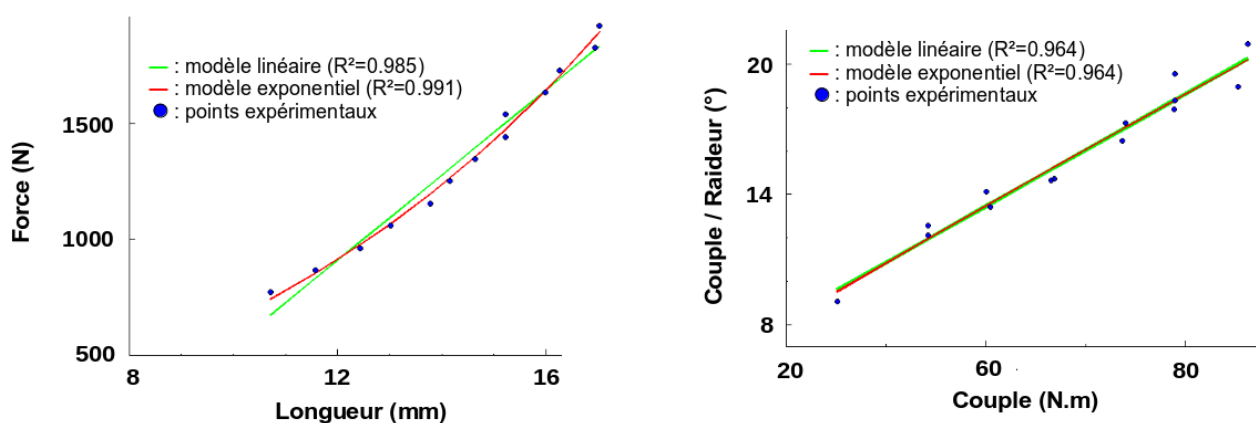


Figure 21 : A- Relation force-longueur du tendon obtenue grâce à l'échographie et ajustée par une relation linéaire et une relation exponentielle sur une plage de 30 % à 90 % de la contraction maximale volontaire. B- Comparaison des modèles linéaire et exponentiel pour la méthode alpha. Figure adaptée de Fouré et al. (2011 P24)

Les résultats de cette étude sont en accord avec les résultats obtenus par Proske et Morgan (1987) sur le muscle isolé. Ces auteurs avaient conclu qu'au-delà de 20-30% de la tension maximale isométrique, la raideur du tendon est plus proche d'être constante que proportionnelle à la tension. Afin de corroborer ces résultats, nous avons tenté de corrélérer les valeurs de raideur obtenues avec la méthode alpha avec les valeurs de raideur du tendon d'Achille obtenues avec la méthode échographique (Fouré et al., 2010b P20). Nous n'avons pas obtenu de corrélation significative entre ces deux paramètres, ce qui n'est pas forcément surprenant, puisque l'ensemble des structures tendineuses de la CES des fléchisseurs plantaires sont caractérisées avec la méthode alpha, alors que la méthode échographique se focalise sur le tendon d'Achille. En revanche, nous avons mis en

évidence une forte corrélation de l'évolution de ces deux raideurs après un protocole d'entraînement ($r = 0,81$, $P < 0,001$), indiquant que les deux méthodes donnent des informations similaires sur le comportement mécanique de l'ensemble muscle-tendon.

Ces éléments soulignent la validité de l'utilisation de la méthode alpha pour obtenir les raideurs de la CES₁ et de la CES₂ des fléchisseurs plantaires humains *in vivo*. Cette technique pourrait être particulièrement avantageuse dans le futur, car elle est relativement simple à mettre en place avec un dynamomètre isocinétique. Elle est ainsi, à notre connaissance, la seule méthode non invasive ne mobilisant pas de méthode d'imagerie pour isoler les propriétés mécaniques des structures musculaires et tendineuses. Différentes applications de l'utilisation de cette méthode sont d'ailleurs proposées dans les paragraphes suivants.

III.3.2.3. Effet du genre (Fouré *et al.*, 2012a P32)

La première application concerne une étude de l'effet du genre sur la raideur des fléchisseurs plantaires. En effet, il est bien connu que les hommes présentent un risque plus élevé de blessure des fléchisseurs plantaires et de rupture du tendon d'Achille (Hess, 2010), et la raideur des différentes structures pourrait contribuer à ce constat (Butler *et al.*, 2003 ; Mahieu *et al.*, 2006). Nos résultats ont montré une raideur globale, ainsi qu'une raideur tendineuse plus élevées chez les hommes ($n = 49$) que chez les femmes ($n = 31$). Du fait d'une raideur globale articulaire plus élevée, les hommes sont probablement moins disposés à absorber de l'énergie mécanique, par exemple lors d'un choc. Il n'y avait toutefois plus de différence significative lorsque la raideur du tendon était normalisée par la section du tendon d'Achille, indiquant que les différences de raideur tendineuse s'expliquent principalement par des différences géométriques. A l'inverse, la raideur musculaire des hommes était plus faible que celle des femmes, et cette différence persistait lorsque la raideur était normalisée par la section des muscles du *triceps surae*. Cette raideur musculaire plus faible pourrait s'expliquer par des différences typologiques des muscles du *triceps surae*.

III.3.2.4. Effets de protocoles d'entraînements (Fouré *et al.*, 2011 P24 ; Fouré *et al.*, in press P40)

Nous avons également utilisé la méthode alpha pour étudier les effets de protocoles d'entraînements pliométrique (Fouré *et al.*, 2011 P24) et excentrique (Fouré *et al.*, in press P40). Nous avons montré des augmentations de la raideur globale pour les couples élevés et de la raideur du tendon (+13.2 %) après l'entraînement pliométrique. L'augmentation de raideur globale est en accord avec l'étude de Cornu *et al.* (1997) et l'augmentation de la raideur du tendon est en accord avec les résultats obtenus avec la méthode échographique (Fouré *et al.*, 2010a P22). En revanche,

une diminution (-10.4 %) de l'indice de raideur musculaire a été mise en évidence. Cette évolution persistait lorsque la raideur était normalisée par la section des muscles du *triceps surae*, indiquant qu'il s'agissait d'une modification des propriétés mécaniques intrinsèques du muscle. Cette modification de la raideur musculaire était un résultat tout à fait nouveau et corrobore l'hypothèse formulée par Cornu *et al.* (1997), mais qui n'avait pas pu être confirmée depuis, faute de technique expérimentale disponible. Des résultats obtenus chez l'animal montrent que l'entraînement en saut chez le rat induit une augmentation relative du nombre de fibres II (Almeida-Silveira *et al.*, 1994), qui sont plus compliantes que les fibres I (Petit *et al.*, 1990a ; Petit *et al.*, 1990b ; Toursel *et al.*, 2002 ; Toursel *et al.*, 1999). Nous avons donc émis l'hypothèse d'un phénomène de transition typologique des fibres musculaires avec l'entraînement qui pourrait expliquer, au moins partiellement, la diminution de raideur musculaire (Cornu *et al.*, 1997 ; Malisoux *et al.*, 2006 ; Pousson *et al.*, 1991 ; Pousson *et al.*, 1990). D'un point de vue plus fonctionnel, la diminution de raideur musculaire pourrait favoriser un meilleur stockage d'énergie potentielle élastique par la structure musculaire lors de la phase excentrique du cycle étirement-détente (*e.g.*, Almeida-Silveira *et al.*, 1994).

En ce qui concerne l'entraînement excentrique, nous avons mis en évidence une diminution de la raideur globale pour les couples faibles, sans modification de raideur pour les couples élevés. Une diminution significative de la raideur musculaire (-14.2 %) a également été mise en évidence, alors que la raideur tendineuse n'était pas significativement modifiée. Encore une fois, l'absence de modification de la raideur tendineuse était en accord avec l'étude échographique (*cf.*, III.3.1.2), mais la diminution de raideur musculaire est un résultat nouveau qui peut être expliqué de la même manière que pour l'entraînement pliométrique.

En conclusion, nos résultats montrent une nouvelle fois (*cf.*, III.2.2.4 et III.3.1.2) des adaptations qualitativement différentes après les deux modalités d'entraînement. Si elles induisent toutes les deux une diminution de la raideur musculaire qui peut être associée à une transition typologique des fibres et à une amélioration de l'efficacité du cycle étirement-détente, seul l'entraînement pliométrique induit une augmentation de la raideur tendineuse. La contraction concentrique suivant l'action excentrique semble donc particulièrement importante pour agir sur les structures tendineuses.

III.3.2.5. Application à l'épaule pour l'étude des instabilités (Olds *et al.*, 2011 P29)

Dans le cadre d'une collaboration avec Peter McNair et Margie Olds (Auckland University of Technology), nous avons tenté d'appliquer cette méthodologie à l'articulation de l'épaule pour

étudier les différences de raideur entre une épaule stable et instable (Olds *et al.*, 2011 P29). Certains auteurs ont, en effet, émis l'hypothèse que la raideur active musculo-articulaire pourrait jouer un rôle important dans le traitement de ces instabilités et serait un paramètre clinique important à évaluer (Myers *et al.*, 2009 ; Riemann et Lephart, 2002). Cependant, compte tenu de la difficulté pour réaliser des expérimentations sur l'épaule, et de la complexité de la géométrie de cette articulation et des muscles qui la croisent, nous n'avons pas appliqué la méthode alpha et nous nous sommes contentés de réaliser des mesures globales de raideur « short range ». Nous avons montré que la raideur de l'épaule instable de 16 sujets était significativement inférieure à la raideur de l'épaule controlatérale, indiquant qu'il est important de prescrire des exercices de rééducation incluant des perturbations afin d'améliorer la stabilité de l'épaule. En revanche, la raideur de l'épaule instable n'était pas significativement corrélée aux résultats de questionnaires portant sur la qualité de vie et la perception de l'instabilité renseignés selon le « Western Ontario Shoulder Instability Index » (WOSI) (Kirkley *et al.*, 1998). Ce résultat tend à indiquer que, contrairement à notre hypothèse, la raideur mesurée n'est probablement pas un paramètre primordial pour évaluer la qualité de vie pour des patients souffrant d'instabilités chroniques de l'épaule.

Publications associées au III.3.2 :

P20. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010). Stiffness determination of both active and passive elastic components of plantar flexors in vivo using the alpha method: a reliability study. *International Journal of Sports Medicine*, 31(1): 51-7

P24. Fouré A, Nordez A, McNair PJ, Cornu C. (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3): 539-48

P32. Fouré A, Cornu C, McNair PJ, Nordez A. (2012). Gender differences in both active and passive parts of the plantar flexors series elastic component stiffness and geometrical parameters of the muscle-tendon complex. *Journal of Orthopedic Research*, 30(5): 707-12

P40. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*

P29. Olds M, McNair P, Nordez A, Cornu C. (2011). Active stiffness and strength in individuals with unilateral anterior shoulder instability : A bilateral comparison. *Journal of Athletic Training* 46(6) : 642-64

III.3.3. Caractérisation des propriétés mécaniques du muscle par élastographie : vers une estimation de la force musculaire

Les méthodes évoquées dans les paragraphes précédents permettent de caractériser les propriétés mécaniques d'un groupe de muscles ou d'un tendon. Cependant, la caractérisation des propriétés mécaniques d'un muscle seul n'est pas possible à partir de l'ergométrie. C'est pourquoi nous nous sommes orientés vers les méthodes d'élastographie qui permettent de mesurer l'élasticité locale des tissus biologiques (*cf.*, II.3). Cette mesure nous a permis d'envisager de nouvelles perspectives d'utilisation des propriétés mécaniques du muscle, pour estimer la contrainte locale

dans le muscle, qui ne peut être mesurée de manière non invasive. En effet, l'estimation de la force produite par un muscle est un des principaux challenges en biomécanique. Pour tenter de répondre à cet objectif, de nombreuses équipes ont développé des modélisations plus ou moins complexes (pour revues, voir Buchanan *et al.*, 2004 ; Erdemir *et al.*, 2007). Cependant, du fait de l'absence de méthodes expérimentales valides, ces modélisations ne peuvent pas être validées (Erdemir *et al.*, 2007).

Comme évoqué précédemment pour le muscle passif (*cf.*, III.2.3), le module d'élasticité est un paramètre mécanique, et nous émettons l'hypothèse qu'il reflète le niveau de contrainte interne au muscle. Cette hypothèse a déjà été formulée par Dressner *et al.* (2001) et a conduit au modèle de l'équation (6) (*cf.*, II.3.2). Contrairement à l'EMG, le module d'élasticité de cisaillement n'est donc pas sensible aux phénomènes électriques de la contraction musculaire (*e.g.*, « cross-talk », « signal cancelation »... pour revue se référer à (Hug, 2011)). Un projet de recherche est ainsi engagé pour tenter de montrer que la mesure du module d'élasticité par SSI peut permettre d'estimer précisément la force produite par un muscle. Cette partie a fait l'objet d'un article de synthèse (PN3) et est le centre de la thèse de Killian Bouillard (2010-2013).

III.3.3.1. Estimation du niveau d'activité musculaire à partir de la mesure du module d'élasticité de cisaillement (Nordez et Hug, 2010 P21)

La première étape pour tenter de montrer que la mesure du module d'élasticité de cisaillement peut permettre d'estimer la contrainte ou la force musculaire était de montrer que celui-ci augmente lorsque le niveau de contraction augmente. Ce résultat avait déjà été obtenu par Gennisson *et al.* (Gennisson *et al.*, 2005) avec la technique d'élastographie impulsionnelle 1D. Dans cette étude, la mesure du module d'élasticité de cisaillement du biceps brachial était alors corrélée à son niveau d'activité EMG au cours d'une flexion isométrique du coude au cours de laquelle la force augmentait linéairement. Cependant, la corrélation entre ces deux mesures était de qualité modérée ($R^2 = 0,55$), indiquant que le module d'élasticité de cisaillement ne pouvait pas être utilisé pour estimer de manière précise le niveau d'activité du muscle. De plus, une étude de ma thèse avait montré les limites en terme de reproductibilité de la technique d'élastographie impulsionnelle 1D pour des mesures *in vivo* sur le muscle (Nordez *et al.*, 2008c P7). La technique SSI permettant de s'affranchir de certaines des limitations de cette technique, nous avons cherché à déterminer dans quelle mesure elle peut permettre d'estimer de manière précise et reproductible le niveau de contraction du muscle (Nordez et Hug, 2010 P21).

Un protocole similaire à celui de Gennisson *et al.* (2005) a été reproduit en utilisant la

technique SSI. Six sujets ont réalisé deux flexions isométriques incrémentales du coude de 30 s de 0 à 40% du couple maximal volontaire. Au cours de ces contractions, le module d'élasticité de cisaillement du muscle *biceps brachii* (Figure 22-A et -B) a été enregistré à 1 Hz (*i.e.*, fréquence d'acquisition maximale de l'échographe) de manière synchronisée au signal EMG.

Du fait d'une limitation de l'échographe, les mesures de module de cisaillement saturaient à 100 kPa, ce qui limitait la plage d'analyse à 28 ± 7 % du couple maximal volontaire, correspondant à 11 ± 4 % du niveau d'activité EMG maximal. Des régressions linéaires significatives ont été mises en évidence entre le module d'élasticité de cisaillement et le niveau d'activité du *biceps brachii* (Figure 22-C).

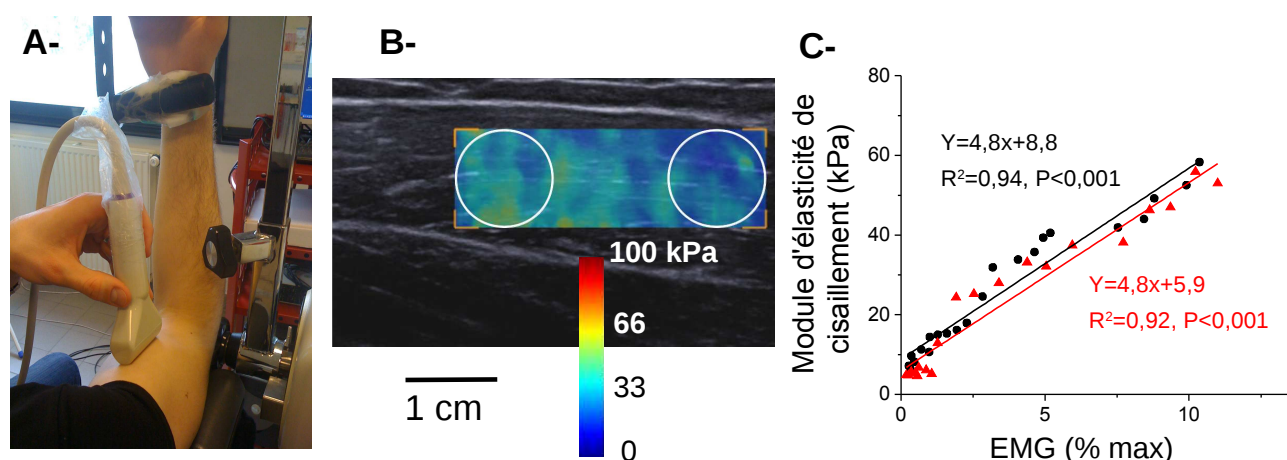


Figure 22 : A- Dispositif expérimental mis en place pour mesurer le module d'élasticité de cisaillement du *biceps brachii* grâce à la technique SSI ; B- Exemple de mesure du module d'élasticité grâce à la technique SSI ; C- Exemple de corrélations entre le module d'élasticité de cisaillement du *biceps brachii* et son activité électromyographique (EMG). Deux essais sont présentés en noir et rouge. Figures adaptées de Nordez et Hug (2010 P21)

Les coefficients de détermination de ces régressions ($R^2 = 0,94 \pm 0,05$; plage : 0,82-0,98) étaient bien plus élevés que ceux rapportés précédemment avec la technique d'élastographie impulsionnelle 1D ($R^2 = 0,55$) (Gennisson *et al.*, 2005), démontrant que le niveau d'activité du muscle peut être estimé de manière précise grâce au module d'élasticité de cisaillement, même pour des niveaux de contraction faibles (*i.e.*, en moyenne inférieurs à 11 % du niveau d'activité EMG maximal). Nos résultats ont en effet montré une très grande sensibilité de la mesure au niveau de contraction du muscle (*i.e.*, module d'élasticité passant de $11,3 \pm 3,8$ kPa à $21,7 \pm 6,7$ kPa et $42,6 \pm 14,1$ kPa pour 0 %, 3 % et 7 % du niveau maximal d'activité EMG). De plus, une bonne répétabilité des mesures à 3 % (CCI = 0,89 ; ESM = 2,3 kPa ; CV = 12,7 %) et 7 % (CCI = 0,94 ; ESM = 3,7 kPa ; CV = 7,1 %) du niveau maximal de l'EMG a été mise en évidence (Figure 22-C).

Cette étude a montré que la technique SSI permet de s'affranchir de limites de la méthode d'élastographie impulsionnelle 1D (Gennisson *et al.*, 2005 ; Nordez *et al.*, 2008c) appliquée au muscle en améliorant grandement la précision et la répétabilité de l'estimation du niveau de contraction musculaire. La mesure d'élasticité par SSI étant très sensible, des contractions de très faibles intensités peuvent même être étudiées. Contrairement à l'EMG qui est une mesure des manifestations électriques associées à la contraction musculaire, la technique d'élastographie SSI fournit une information mécanique (*i.e.*, module d'élasticité de cisaillement). De ce fait, on peut raisonnablement considérer que cette technique permet de s'affranchir d'un bon nombre de limites associées à l'utilisation de l'EMG de surface comme le « cross-talk » ou le « signal cancellation » (concernant ces notions, voir pour revue Hug (2011)).

III.3.3.2. Estimation de la force produite par un muscle à partir de la mesure du module d'élasticité de cisaillement (Bouillard *et al.*, 2011b P28)

De manière similaire au paragraphe III.2.3, nous avons testé l'hypothèse selon laquelle le module d'élasticité de cisaillement mesuré par SSI serait lié au niveau de contrainte du muscle. En effet, du fait des propriétés non-linéaires du muscle (*i.e.*, de l'allure exponentielle de la relation contrainte-déformation), il est logique que son module d'élasticité suive les variations de force qu'il produit. Pour déterminer l'allure de la relation entre le module d'élasticité de cisaillement et la force musculaire *in vivo*, nous avons étudié des muscles sans synergistes afin d'estimer directement les variations de force qu'ils produisent à partir du couple mesuré au niveau d'une articulation. Pour cela, il est possible d'étudier des muscles tels que le *first digitorum interosseus* et l'*abductor digiti minimi* qui produisent chacun plus de 95% des couples d'abduction de l'index ou du petit doigt (Chao, 1989 ; Infantolino et Challis, 2010 ; Lebreton, 2010). Cette étude va ainsi nous permettre de tester directement l'hypothèse selon laquelle les mesures de module d'élasticité réalisées *via* SSI peuvent permettre d'estimer la force musculaire, et de déterminer la précision avec laquelle cette estimation pourrait être réalisée (Bouillard *et al.*, 2011b P28). De plus, du fait de l'anisotropie du muscle, son module d'élasticité dépend de la direction de la mesure par rapport à la direction des fibres (Gennisson *et al.*, 2003 ; Gennisson *et al.*, 2010). Il est donc probable que la relation entre le module d'élasticité et la force produite soit dépendante de l'architecture musculaire, et nous avons choisi de nous intéresser aux deux muscles puisque le *first digitorum interosseus* est bi-penné alors que l'*abductor digiti minimi* est fusiforme.

11 sujets ont réalisé des abductions isométriques incrémentales de l'index et du petit doigt (Figure 23-A) allant de 0 à 70 % du couple maximal volontaire (CMV) en 30 s sur un ergomètre

permettant de mesurer le couple dans ces deux situations (Bouillard *et al.*, 2011a). Les mesures de couple étaient synchronisées avec celles du module d'élasticité de cisaillement réalisées par l'échographe Aixplorer (Supersonic Imagine ®, Aix en Provence, France, Figure 23-B).

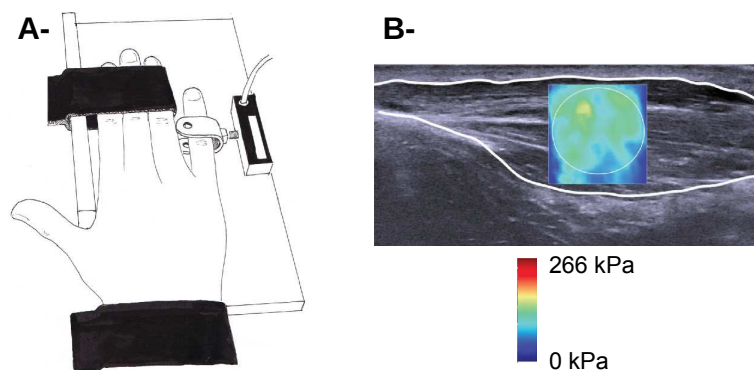


Figure 23 : A- Dispositif expérimental mis en place pour mesurer le couple articulaire d'abduction du petit doigt produit par l'abductor digiti minimi grâce à la technique supersonic shear imaging ; B- Exemple individuel de mesure du module d'élasticité grâce à la technique SSI sur le muscle abductor digiti minimi. Figure adaptée de Bouillard *et al.* (2011 P28)

Il est à noter que la limite de saturation des mesures de module d'élasticité de cisaillement a été repoussée à 267 kPa dans une mise à jour de l'échographe mise en place pour les études concernant le muscle. Cette limite ne permettait toutefois toujours pas de mesurer le module d'élasticité sur toute la gamme de couple que pouvaient développer les sujets. Il était en effet possible d'atteindre environ 50 à 60 % de la contraction maximale volontaire. D'excellentes régressions linéaires ont été mises en évidence entre le couple et le module d'élasticité, aussi bien pour le muscle *first digitorum interosseus* ($R^2 = 0,986 \pm 0,007$; plage : 0,976-0,997) que pour le muscle *abductor digiti minimi* (Figure 24-C, $R^2 = 0,977 \pm 0,016$; plage : 0,951-0,995), indiquant que le couple de force et donc la tension musculaire peuvent être estimés de manière très précise grâce au module d'élasticité de cisaillement mesuré par SSI (erreur RMS de $1,7 \pm 0,8$ % de la CMV pour *first digitorum interosseus* et de $1,0 \pm 0,4$ % pour le muscle *abductor digiti minimi*). De plus, cette relation linéaire a été utilisée pour estimer les variations de couple au cours d'une contraction isométrique d'intensité variant aléatoirement (Figure 24-D). Les erreurs d'estimation au cours de cette contraction étaient de $5,8 \pm 2,3$ % de la CMV pour le muscle *first digitorum interosseus* et de $3,2 \pm 1,3$ % pour le muscle *abductor digiti minimi*. Il est également à noter que nous avons comparé nos résultats obtenus avec SSI et ceux obtenus avec l'EMG, et que nous avons systématiquement obtenu des estimations du couple significativement plus précises par la mesure du module d'élasticité de cisaillement.

Nos résultats montrent ainsi que, sur la plage de couple étudiée (jusqu'à environ 50-60 % de la

CMV), le module d'élasticité de cisaillement mesuré par SSI permet d'estimer le niveau de contrainte musculaire induit par la contraction, et donc les variations de force produites par le muscle. Dans la mesure où cette force active résulte du recrutement des unités motrices (*i.e.*, phénomènes électriques), il n'est pas étonnant d'obtenir également de bonnes corrélations avec le niveau d'activité EMG comme cela a été rapporté dans le paragraphe III.3.3.1. La précision de cette estimation ne semble pas être affectée par la présence d'un angle de pennation, puisque les coefficients de détermination étaient très élevés pour les deux muscles (bi penné et fusiforme). De surcroît, les muscles profonds peuvent être étudiés simplement par SSI, et l'expérimentation présentée dans le paragraphe suivant vise à exploiter ces résultats pour analyser les niveaux de sollicitation des principaux muscles participant à la flexion du coude.

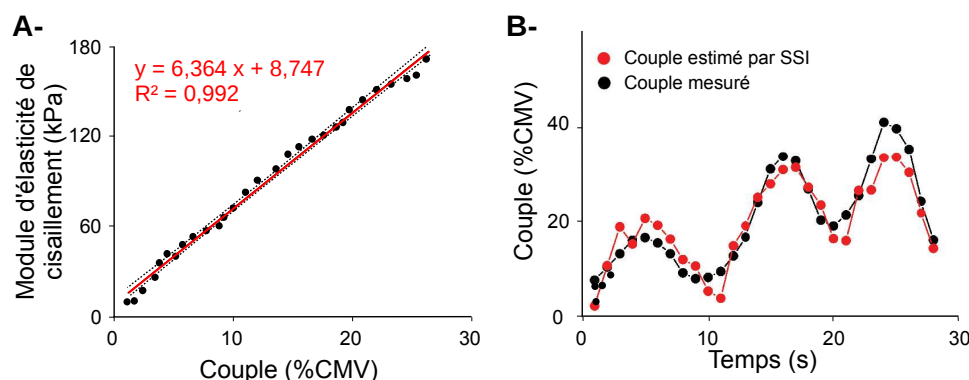


Figure 24 : A- Exemple individuel de corrélations entre le module d'élasticité de cisaillement de l'abductor digiti minimi et le couple externe ; B- exemple individuel de variations de couple aléatoires mesurées par le capteur de force (en % du couple maximal volontaire, CMV) et estimées grâce à SSI via la corrélation montrée en A-. Figure adaptée de Bouillard *et al.* (2011 P28)

III.3.3.3. Mise en évidence de changements de répartition de la contribution de muscles grâce à la mesure du module d'élasticité de cisaillement (Bouillard *et al.*, 2012b P36)

L'expérimentation du paragraphe III.3.3.1 a mis en évidence une relation non linéaire entre le couple global mesuré au niveau de l'articulation du coude et le niveau d'activité EMG du *biceps brachii*. Ce résultat est conforme à la littérature (*e.g.*, Gennisson *et al.*, 2005 ; Lawrence et De Luca, 1983). En revanche, des relations linéaires entre le niveau d'activité EMG et le couple ont été mises en évidence pour de plus petits muscles de la main tel que le *first digitorum* interosseus (Del Santo *et al.*, 2007 ; Lawrence et De Luca, 1983 ; Milner-Brown et Stein, 1975). Dans la littérature, ces différences entre les muscles sont principalement expliquées par des différences de stratégies de recrutement des unités motrices (Campy *et al.*, 2009 ; De Luca *et al.*, 1982 ; Lawrence et De Luca, 1983). En effet, il est bien connu que la force musculaire peut être augmentée du fait du recrutement d'unités motrices additionnelles et/ou d'une augmentation de la fréquence de décharge de ces unités

motrices (Henneman et al., 1974). La relation non-linéaire pour le *biceps brachii* attesterait d'un codage principalement spatial du recrutement des unités motrices (De Luca et al., 1982 ; Kukulka et Clamann, 1981), alors que la relation linéaire pour le *first digitorum interosseous* s'expliquerait principalement par une augmentation de la fréquence de décharge des unités motrices (Milner-Brown et Stein, 1975).

Cependant, une autre hypothèse pourrait expliquer la différence des relations EMG-couple entre ces deux muscles. En effet, contrairement à l'abduction de l'index impliquant uniquement le *first digitorum interosseous*, plusieurs autres muscles synergistes sont impliqués (*i.e.*, *brachialis*, *brachioradialis*) dans la production du couple de flexion mesuré au niveau du coude. Des modifications de la répartition des efforts entre les muscles pourraient donc survenir entre les différents niveaux de contraction et influencer les relations entre l'EMG du *biceps brachii* et le couple global. Le muscle *brachialis* (muscle profond) ne pouvant être mesuré à l'aide de l'EMG de surface, de telles modifications n'avaient, à notre connaissance, jamais été mises en évidence pour la flexion du coude. C'est pourquoi, en s'appuyant sur l'étude précédente, qui a montré que SSI peut permettre d'estimer les variations de force musculaire (Bouillard et al., 2011b P28), l'objectif de cette étude était d'estimer le niveau de sollicitation des principaux muscles fléchisseurs du coude (*i.e.*, le muscle *Brachialis* inclus) grâce au module d'élasticité de cisaillement mesuré par SSI (Bouillard et al., 2012b P36).

Dix sujets ont réalisé dix flexions isométriques identiques à celles décrites dans le paragraphe III.3.3.1 (Figure 22-A). Chaque contraction consistait à augmenter le couple de flexion du coude linéairement de 0 à 40 % du couple maximal volontaire en 30 s, et le module d'élasticité d'un des quatre muscles suivants était mesuré : *biceps brachii*, *brachialis*, *brachioradialis* et *triceps brachii*. Deux rampes étaient réalisées pour l'étude de chacun des muscles. Une bonne répétabilité des relations entre le module d'élasticité des quatre muscles et le couple a été mise en évidence (coefficients de corrélation compris entre 0,85 et 0,94). Les résultats montrent clairement une faible augmentation du module d'élasticité du *biceps brachii* dans un premier temps, puis une augmentation beaucoup plus importante, démontrant une relation non linéaire entre la force et le couple pour ce muscle (Figure 25-A). Si l'augmentation du module pour le *brachioradialis* était relativement progressive, le patron d'évolution du *brachialis* était inversé par rapport au *biceps brachii* : le module augmentait rapidement dans une première phase, et atteignait ensuite un plateau (Figure 25-B). Ces résultats confirment la présence d'une modification de la répartition des efforts entre le *brachialis* qui prend en charge l'augmentation du couple pour les faibles niveaux de

contraction et le *biceps brachii*, qui prend en charge l'augmentation du couple pour les niveaux de force importants.

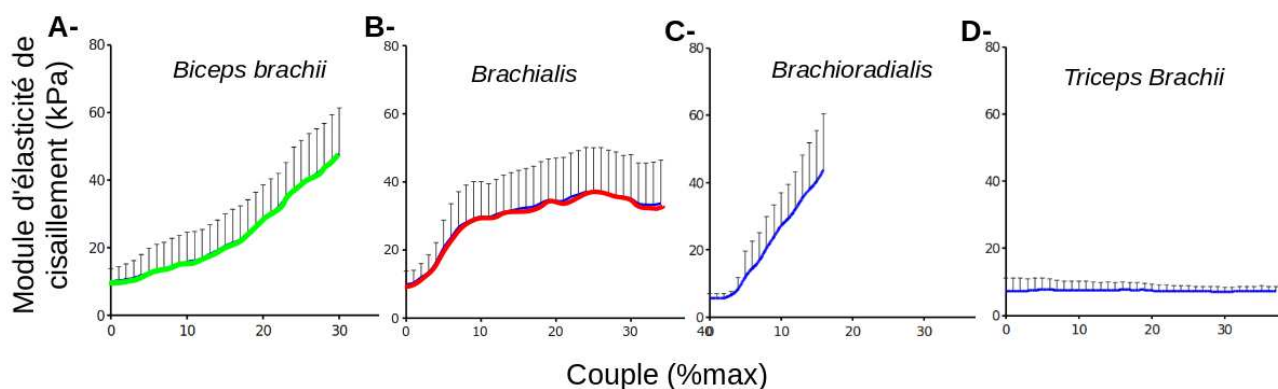


Figure 25 : Évolutions moyennes ($n = 10$) du module d'élasticité de cisaillement moyen des 4 muscles investigués en fonction du couple externe développé lors de la flexion isométrique du coude. Figure adaptée de Bouillard et al. (2012 P36)

Cet ordre de recrutement peut s'expliquer, au moins en partie, par l'organisation anatomique de ces muscles. Pour des niveaux de force faibles, la tâche d'augmentation linéaire du couple avec un « feedback » visuel pouvait s'apparenter à une tâche de précision. Il pouvait alors être avantageux de recruter en premier lieu le *brachialis* qui a un bras de levier deux fois plus petit que le *biceps brachii* (Garner et Pandy, 2003 ; Murray et al., 2002 ; Murray et al., 1995). Pour des niveaux de force plus élevés, le *biceps brachii* était ensuite recruté. Si cette hypothèse reste spéculative, elle est largement plausible si l'on considère la tâche effectuée et la difficulté d'augmenter linéairement le couple pour des faibles pourcentages de CMV, ce qui nécessitait une familiarisation pour les sujets.

Cette expérimentation a donc permis de montrer que le module d'élasticité de cisaillement peut être mesuré pour des muscles profonds avec SSI et que cette technique peut permettre de répondre à des questions originales et importantes sur les coordinations musculaires. Les trois premières études de ce chapitre se sont cantonnées à l'étude de tâches non fatigantes, et reste à savoir si la fatigue, qui intervient dans de nombreuses situations de la vie quotidienne, de la pratique sportive et au travail, altère la capacité d'estimation des variations de force.

III.3.3.4. Estimation de la force musculaire au cours d'une contraction fatigante (Bouillard et al., 2012a P38)

Il est bien connu que lors d'une tâche fatigante, du fait de processus physiologiques décrits par exemple par Gandevia (2001) ou Enoka et Stuart (1992), l'activité EMG d'un muscle augmente pour une force maintenue constante. Ce phénomène rend impossible l'estimation de la force produite par

un muscle grâce à l'EMG dans ces conditions (Carpentier *et al.*, 2001 ; De Luca, 1984 ; Dideriksen *et al.*, 2011 ; Edwards et Lippold, 1956). La présence de fatigue musculaire pourrait donc rendre l'utilisation de la technique SSI encore plus intéressante. Avec l'ancienne technique d'élastographie impulsionnelle 1D, nous avons déjà mis en évidence que le module d'élasticité du *gastrocnemius medialis* reste constant lors d'une flexion plantaire isométrique maintenue jusqu'à épuisement (Nordez *et al.*, 2009e P8). Compte tenu des limites de cette technique préalablement évoquées (*cf.*, II.3.2.2), nous avons mis en place une autre étude pour déterminer la précision de l'estimation de la force musculaire par SSI au cours de ce type de contraction. Pour cela, nous avons demandé à 12 sujets de maintenir une abduction isométrique du petit doigt jusqu'à épuisement à 40 % de la force maximale isométrique suivant le dispositif de la Figure 23-A. La contraction était arrêtée lorsque le sujet ne parvenait plus à produire 30 % de la force maximale. La force estimée par la technique SSI suivait l'évolution de la force réellement produite (Figure 26) et l'erreur d'estimation était de 5,7 % de la force maximale isométrique, c'est-à-dire du même ordre de grandeur que lors d'une contraction d'intensité aléatoire sans fatigue (*cf.*, III.3.3.2). De plus, des rampes de calibration réalisées avant et après le protocole de fatigue ont confirmé que la mesure du module d'élasticité réalisée par SSI n'était pas modifiée à la suite d'un protocole de fatigue, et que cette mesure permet d'estimer la force produite par le muscle *abductor digiti minimi* avec une précision satisfaisante.

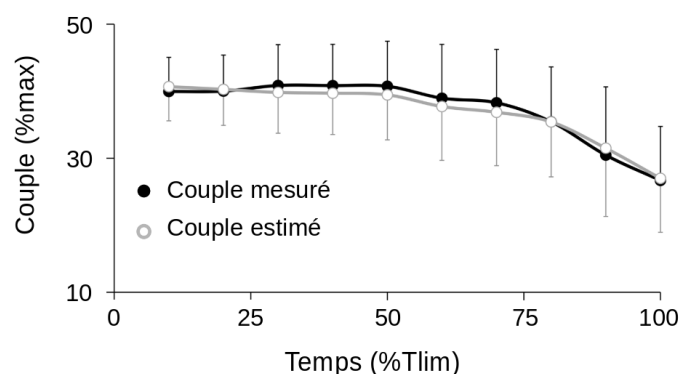


Figure 26 : Évolutions moyennes du couple et du couple estimé par la technique SSI après calibration au cours du protocole de fatigue mené jusqu'à épuisement. Figure issue de Bouillard *et al.* (2012a P38)

De nombreuses études ayant émis l'hypothèse de modifications de la contribution de certains muscles lors de contractions fatigantes (*e.g.*, Dorel *et al.*, 2009), les perspectives d'utilisations sont nombreuses. Dans le cadre d'une seconde expérimentation publiée dans le même article (Bouillard *et al.*, 2012a P38), nous avons par exemple étudié une extension de la jambe isométrique à 25 % de la contraction maximale volontaire menée jusqu'à épuisement. Des résultats différents ayant été

obtenus pour les 8 sujets, nous avons réalisé des analyses individuelles. Pour 4 sujets, nous avons montré des modifications de la contribution des trois muscles mesurés (*i.e.*, *vastus lateralis*, *vastus medialis* et *rectus femoris*), avec des diminutions du module d'élasticité de cisaillement de certains muscles et une augmentation d'autres muscles (Figure 27). Pour les 4 autres sujets, nous n'avons pas mis en évidence de modifications de la contribution des muscles. De plus, nous avons clairement montré que pour certains sujets, le signal électromyographique était dissocié du niveau d'implication du muscle. Par exemple, la Figure 27 montre une augmentation du signal électromyographique du *vastus medialis* due à la fatigue musculaire, alors que le module d'élasticité diminue à la fin de la contraction, indiquant une diminution de sa contribution. Cette expérimentation montre donc qu'il est possible de dissocier au sein du groupe de muscles des *quadriceps*, les chefs musculaires dont la contribution augmente, reste constante et diminue, ce qui n'est évidemment pas possible avec l'EMG, ou avec toute autre technique expérimentale existante.

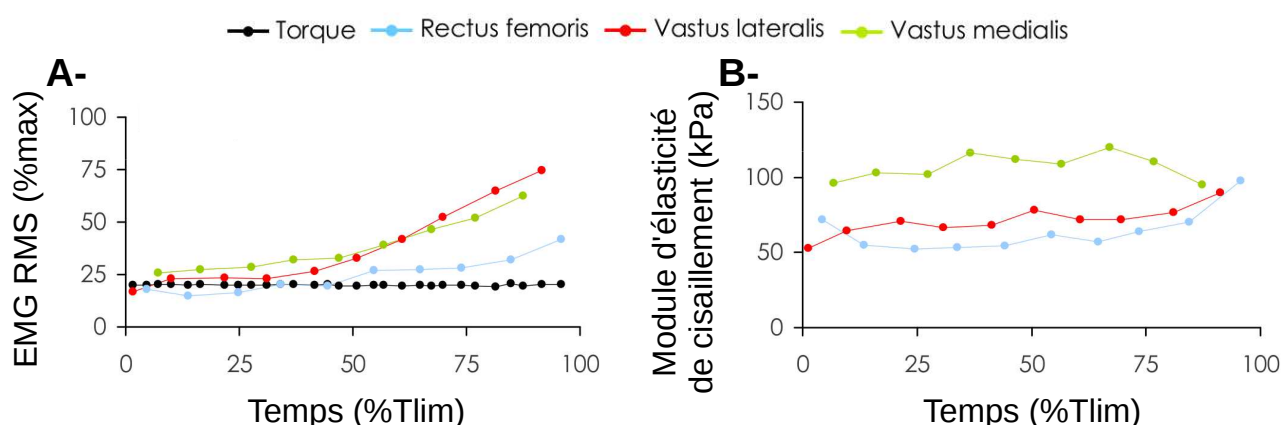


Figure 27 : Exemples individuels A- de l'évolution du niveau d'activité électromyographique (EMG-RMS) de trois muscles extenseurs de la jambe au cours d'une extension de la jambe réalisée à 25 % de la contraction maximale volontaire jusqu'à épuisement (Tlim) ; et B- de l'évolution du module d'élasticité des extenseurs de la jambe au cours de la même tâche. Il est clairement montré que l'activité EMG des muscles augmente, et cela est associé à une augmentation du module d'élasticité du rectus femoris et du vastus lateralis, mais pas pour le vastus medialis, laissant suggérer une modification de la répartition de la charge entre les muscles. Figure adaptée de Bouillard et al. (2012a P38)

Publications associées au III.3.3 :

- PN3.** Nordez A, Bouillard K, Hug F. (2012). Analyse des sollicitations musculaires via la technique d'élastographie « Supersonic Shear Imaging ». *Science et Motricité*, 75(1), 39-47
- P21.** Nordez A, Hug F. (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *Journal of Applied Physiology*, 108(5): 1389-94
- P28.** Bouillard K, Nordez A, Hug F. (2011). Estimation of individual muscle force using elastography. *PlosOne*, 6 (12): e29261
- P36.** Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. (2012). Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *Journal of Biomechanics*, 45(8): 1424-9
- P8.** Nordez A, Guével A, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2009). Assessment of muscle hardness changes induced by submaximal fatiguing isometric contraction until exhaustion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (3): 484-91
- P38.** Bouillard K, Hug F, Guével A, Nordez A. (2012a). Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*

III.3.4. Bilan et perspectives

Dans cette partie, nous avons développé la technique échographique pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon (III.3.1), puis nous avons adapté la méthode alpha pour des expériences *in vivo* chez l'homme (III.3.2). Ces méthodes nous ont, entre autres, permis d'étudier de manière originale les effets de protocoles d'entraînement. Nous avons ensuite montré que la mesure du module d'élasticité de cisaillement du muscle par SSI permet de suivre avec précision les variations de force du muscle lors de contractions isométriques, même lorsqu'il y a présence de fatigue (*cf.*, III.3.3). Il n'existe aujourd'hui pas de technique expérimentale pour estimer la force que produit un muscle. Les perspectives d'utilisation de la technique sont donc nombreuses, par exemple pour suivre la force musculaire et les variations de répartitions de charge entre les muscles au cours de contractions prolongées. Cependant, pour pouvoir étendre ces travaux à des contractions dynamiques, il va nous falloir vérifier que la mesure du module d'élasticité de cisaillement permet d'estimer les relations force-longueur et force-vitesse du muscle. Compte tenu des limites actuelles de l'élastographie – principalement en termes de fréquence d'échantillonnage et de saturation – cette étape reste complexe à franchir (*cf.*, projet de recherche IV.2).

Dans l'attente de pouvoir étudier des contractions dynamiques avec l'approche SSI, cette troisième partie s'intéresse à des contractions standardisées dans des conditions isométriques afin de caractériser les propriétés mécaniques de différentes structures de la CES. Toutefois, dans cette partie, l'influence de ces propriétés mécaniques sur la réalisation de tâches n'a pas été étudiée. La partie bibliographique II.2.2 montre que cela est possible à partir de l'imagerie échographique, et la quatrième partie de la synthèse de recherche se place alors dans la continuité de ces travaux.

III.4. Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles

Des études récentes ont montré qu'il est possible d'analyser le comportement en temps réel du muscle et du tendon au cours de tâches telles que la marche et la course (Cronin *et al.*, 2011 ; Ishikawa *et al.*, 2005a ; Ishikawa *et al.*, 2007 ; Lichtwark *et al.*, 2007 ; Lichtwark et Wilson, 2006) ou les sauts (Ishikawa et Komi, 2004 ; Lichtwark et Wilson, 2005). Ces études ont permis de quantifier la contribution des fascicules musculaires, de l'aponévrose et du tendon aux variations de longueur de l'ensemble muscle-tendon et de mettre en évidence l'importance fonctionnelle de l'élasticité de la CES₂ (*i.e.*, tendon et aponévrose), ainsi que des processus de stockage-restitution au sein de cette composante (Figure 4). Toutefois, les fréquences d'acquisition classiques des échographes, en général inférieures à 100 Hz (Cronin et Lichtwark, 2012), ne permettent pas d'étudier des mouvements rapides ou des phénomènes de courte durée. Pour ce type d'étude, il semble particulièrement pertinent d'utiliser le mode d'imagerie échographique ultrarapide développé au sein de l'Institut Langevin (UMR ESPCI ParisTech CNRS-INSERM). Dans le cadre d'une collaboration avec ce laboratoire, j'avais participé à une expérimentation qui visait à mesurer les déplacements par échographie ultrarapide au sein du muscle au cours d'une contraction électrostimulée (Deffieux *et al.*, 2006 P1). Nos travaux qui ont mobilisé cette technique pour analyser le comportement de l'ensemble muscle-tendon sont présentés dans cette partie. Comme lors d'autres tâches étudiées dans la littérature par échographie, les études vont permettre d'analyser les interactions faisceaux-aponévrose-tendon. Nous allons donc pouvoir observer pour la première fois des phénomènes de courte durée ou des mouvements très rapides, la transmission de la force musculaire, ainsi que les processus de stockage-restitution d'énergie au sein des structures placées en série des éléments contractiles. Les premiers travaux que nous avons menés avec l'échographie ultrarapide concernent le délai électromécanique (III.4.1). Nous nous sommes ensuite intéressés au « quick release » (III.4.2) et à la relation force-vitesse (III.4.3).

III.4.1. Délai électromécanique revisité par l'utilisation de l'échographie ultrarapide

La première étude que nous avons conduite sur ce thème concerne le délai électromécanique. Le délai électromécanique représente le délai entre l'activation électrique du muscle et sa production de force. Il peut être quantifié *in vivo* chez l'homme comme le délai séparant le début d'activité électromyographique et le début de production de force musculaire mesurée de manière externe (Cavanagh et Komi, 1979). Ce délai est lié à de nombreux mécanismes et structures comme : *i*) la propagation du potentiel d'action musculaire et le couplage excitation-contraction, et *ii*) l'étirement des structures placées en série des structures contractiles regroupées dans la CES (Cavanagh et Komi, 1979 ; Goubel et Linsel-Corbeil, 2003). Cependant, la contribution relative de chacun des mécanismes et structures impliqués dans le délai électromécanique ne peut pas être déterminée *in vivo* avec les méthodes classiques. Bien que des observations indirectes tendent à indiquer que le délai électromécanique est principalement lié à la transmission de la force musculaire (Norman et Komi, 1979 ; Zhou et al., 1995 ; Muraoka et al., 2004) et donc à l'étirement de la CES, cette hypothèse n'a jamais pu être vérifiée de manière directe. Pour cette raison, les différentes études s'intéressant au délai électromécanique sont limitées dans l'interprétation des résultats obtenus.

Une caractérisation plus complète du délai électromécanique pourrait inclure la détection du début du mouvement des fascicules musculaires et du tendon afin de dissocier leurs contributions respectives. Classiquement, l'échographie est utilisée pour déterminer ces déplacements en temps réel (Cronin et Lichtwark, 2012 ; Magnusson *et al.*, 2008). Cependant, la fréquence d'acquisition des échographes classiques est limitée à 50-100 Hz (résolution temporelle de 20 à 10 ms) ce qui est largement insuffisant pour étudier des phénomènes très courts comme le délai électromécanique (compris entre 6 et 80 ms dans la littérature). Quelques études avaient tenté de déterminer le début de mouvement des fascicules musculaires ou du tendon (Chen *et al.*, 2009 ; Pulkovski *et al.*, 2008) avec des échographes permettant des fréquences d'acquisition plus élevées (200-333 Hz). Cependant, la résolution temporelle obtenue dans ces études restait insuffisante pour déterminer précisément des modifications du délai électromécanique. Par exemple, dans l'étude publiée récemment par Chen *et al.* (2009), la résolution temporelle est de 5 ms, soit 27 % du délai électromécanique quantifié dans cette même étude. Ce point a été plus largement discuté dans une lettre à l'éditeur (Nordez *et al.*, 2009b P10). L'objectif des études qui suivent est donc d'étudier le délai électromécanique à partir de l'échographie ultrarapide.

III.4.1.1. Délai électromécanique du muscle *gastrocnemius medialis* (Nordez *et al.*, 2009c P13)

Dans le cadre d'un contrat de recherche avec l'Association Française contre les Myopathies (contrat n°14084), et d'une collaboration avec le Laboratoire de Géophysique Interne et Tectonophysique (UMR CNRS - Université de Grenoble, Stefan Catheline, Thomas Gallot), nous avons utilisé un échographe ultrarapide (fréquence d'acquisition = 4000 Hz) pour déterminer le début de mouvement des fascicules musculaires et de l'insertion myotendineuse en réponse à une stimulation électrique du muscle *gastrocnemius medialis*. Le choix de la contraction musculaire évoquée par stimulation électrique (au niveau du point moteur) se justifie par le fait que cette technique de stimulation permet à la fois d'isoler la contraction d'un seul muscle et également d'obtenir une très bonne répétabilité de la mesure du délai électromécanique. Cette expérimentation, menée chez neuf sujets, a donc permis de quantifier, *in vivo*, le délai entre *i*) l'artefact de stimulation et le début de mouvement des fascicules musculaires, *ii*) le début de mouvement des fascicules et le début de mouvement de l'insertion myotendineuse (*i.e.*, extrémité proximale du tendon), *iii*) le début de mouvement de l'insertion myotendineuse et le début de production de la force au niveau du segment. Ces résultats ont été discutés en termes de contributions relatives des mécanismes et structures potentiellement impliqués dans le délai électromécanique. Ainsi, une part non négligeable ($47,5 \pm 6,0$ %) du délai électromécanique peut être attribuée à l'étirement de la fraction passive de la CES au sein de laquelle le tendon représente une part significativement plus importante ($3,22 \pm 1,41$ ms soit $27,6 \pm 11,4$ % du délai électromécanique) que l'aponévrose ($2,37 \pm 1,30$ ms soit $20,3 \pm 10,7$ % du délai électromécanique) (Figure 28).

La technique utilisée ne nous a pas permis de séparer la contribution de la transmission synaptique, du couplage excitation-contraction et de la CES₁ (*i.e.*, fraction active de la CES principalement localisée au niveau des éléments élastiques du sarcomère). Néanmoins, au regard de la littérature et plus spécifiquement des données disponibles sur le délai de transmission synaptique (1 ms selon Katz et Miledi (1964)), le couplage excitation-contraction (2,5 ms selon Sandow, (1952)), d'une part, et la vitesse de transmission de la force dans le muscle (environ $30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ selon Morimoto et Takemori (2007)), d'autre part, nous pensons que l'étirement de la CES₁ ne représente pas une part majeure du délai électromécanique contrairement à ce qui a parfois été suggéré dans la littérature (Grosset *et al.*, 2009). Cette étude a donc permis de quantifier, pour la première fois *in vivo*, la contribution de certaines structures au délai électromécanique.

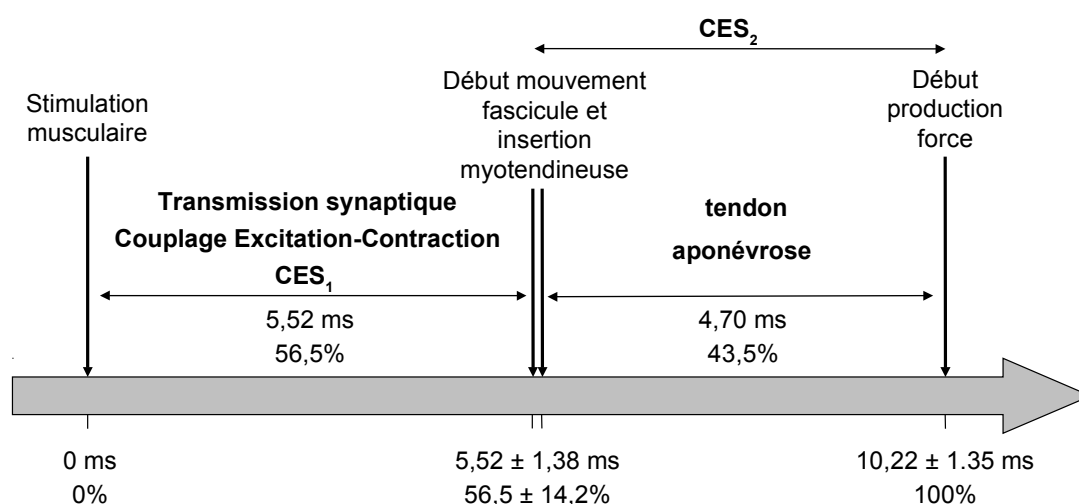


Figure 28 : Représentation schématique des délais entre la stimulation musculaire (artefact de stimulation mesuré via les électrodes électromyographiques) et le début de la production de force (i.e., le délai électromécanique). Les mesures des débuts de mouvement des fascicules musculaires et de l'insertion myotendineuse au moyen de l'échographie ultrarapide permettent d'en déduire la contribution relative de la fraction passive de la composante élastique série (CES_2) et de chacune des deux principales structures qui la composent (i.e., aponévrose et tendon) dans le délai électromécanique. Figure adaptée de Nordez et al. (2009 P13).

III.4.1.2. Délai électromécanique du muscle *biceps brachii* (Hug et al., 2011a P26)

Ce projet concernant le délai électromécanique, soutenu par l'Association Française contre les Myopathies, avait pour objectif à plus long terme de mettre en place un test qui puisse être utilisé pour étudier le délai électromécanique de patients souffrant de myopathies de Duchenne. Cependant, le *gastrocnemius medialis* étudié dans le paragraphe précédent n'est pas un muscle facilement accessible pour des expérimentations sur ces patients. C'est pourquoi nous avons mis en place une seconde étude qui visait à reproduire le même protocole sur le *biceps brachii* (Hug et al., 2011a P26). Si le délai électromécanique et le début de mouvements des fascicules étaient de durées similaires à l'étude précédente, le début de mouvements des fascicules n'était pas significativement différent du début de mouvement de l'insertion myotendineuse (Figure 29).

Deux hypothèses ont été proposées pour expliquer ce résultat. *i)* L'architecture des deux muscles est différente, le muscle *biceps brachii* étant fusiforme alors que le muscle *gastrocnemius medialis* est penné. Bien qu'une aponévrose soit présente pour le *biceps brachii*, la différence d'architecture implique une aponévrose moins longue que pour le *gastrocnemius medialis*, ce qui pourrait expliquer le moindre rôle de la transmission de force *via* l'aponévrose. L'insertion de certaines fibres musculaires du *biceps brachii* est très proche de la jonction myotendineuse (Pappas

et al., 2002). ii) Le muscle *biceps brachii* a été étudié en dessous de sa « slack length », alors que le muscle *gastrocnemius medialis* était testé au-delà. Le muscle *biceps brachii* n'étant pas sous tension, il est possible que nous ayons visualisé un mouvement de solide rigide de l'ensemble muscle-tendon, qui explique la concomitance des débuts de mouvements des fascicules et de la jonction myotendineuse pour ce muscle. Cette hypothèse est testée dans le paragraphe suivant.

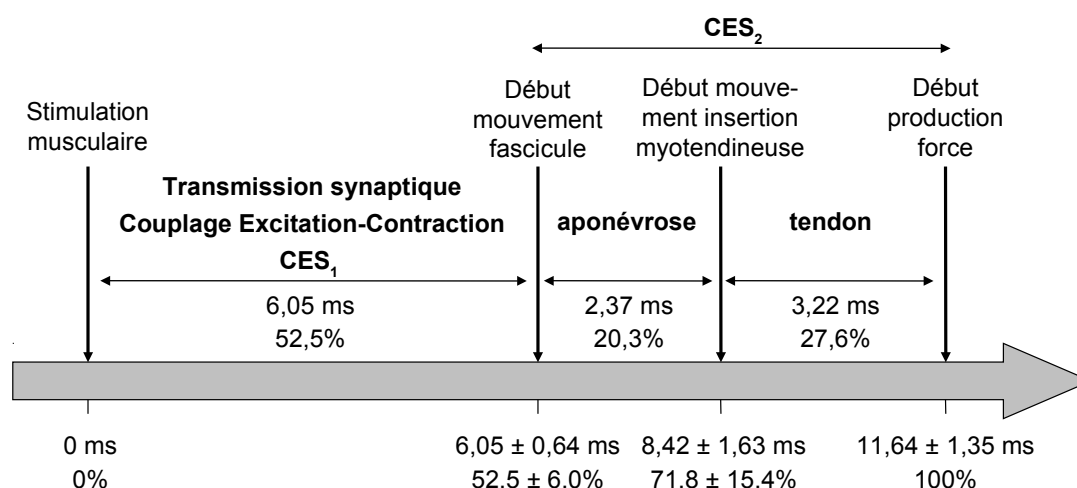


Figure 29 : Représentation schématique des délais entre la stimulation musculaire (artefact de stimulation mesuré via les électrodes électromyographiques) et le début de la production de force. Le début de mouvement des fascicules musculaires et de l'insertion myotendineuse a également été mesuré au moyen de l'échographie ultrarapide, et étaient concomitants pour le *biceps brachii*. Figure adaptée de Hug et al. (2011, P26)

III.4.1.3. Facteurs d'influence du délai électromécanique (Hug et al., 2011b P27 ; Lacourpaille et al., 2012b P37 ; Lacourpaille et al., in press P39)

Avant d'engager des mesures de délai électromécanique chez des patients, et après avoir acquis un échographe ultrarapide (AixPlover, Supersonic Imagine ®, Aix en Provence, France), nous avons cherché à étudier les facteurs expérimentaux pouvant l'influencer. Ces travaux sont menés dans le cadre de la thèse de Lilian Lacourpaille (2011-2014).

Les expérimentations des études précédentes étaient réalisées à une intensité de stimulation légèrement sous maximale, correspondant au seuil de douleur maximal tolérable pour des sujets qui n'avaient jamais pratiqué d'électrostimulation. Il pourrait être avantageux de réaliser des contractions volontaires pour ne pas générer d'inconfort du fait de la stimulation électrique. Toutefois, une étude préliminaire a montré qu'il est difficile de faire des mesures de délai électromécanique reproductibles lors de contractions volontaires, principalement du fait de la

difficulté à détecter précisément le début d'activité EMG et de la variabilité spatiale du signal EMG (Hug *et al.*, 2011b P27). Cette piste a donc été abandonnée.

Il serait également souhaitable de réaliser des stimulations à des intensités faibles chez les patients, pour limiter l'inconfort généré par l'électrostimulation. Nous avons donc mis en place une étude qui visait à déterminer l'influence de l'intensité de stimulation sur le délai électromécanique et les mécanismes mis en évidence dans cette partie (Lacourpaille *et al.*, 2012b P37). Nos résultats ont montré que les différents délais ne sont plus modifiés au-dessus de 70 % de l'intensité minimale générant une réponse mécanique maximale. En dessous de cette intensité, les délais augmentent significativement, mais les pourcentages de contributions décrites Figure 29 restent similaires. Ces résultats indiquent qu'il est souhaitable de se placer à une intensité de stimulation élevée ou de standardiser l'intensité de stimulation pour comparer les résultats obtenus entre différents sujets ou réaliser un suivi longitudinal des modifications du délai électromécanique.

Enfin, nous avons mis en place une étude (Lacourpaille *et al.*, in press P39) afin de tester l'hypothèse formulée dans le paragraphe précédent concernant la concomitance des débuts de mouvements des fascicules musculaires et de la jonction myotendineuse qui pourrait être expliquée par des expérimentations réalisées en dessous de la « slack length » pour le *biceps brachii*. Nous avons alors mesuré la « slack length » du *biceps brachii* avec la méthode originale basée sur l'utilisation de SSI décrite au paragraphe III.2.3.1. La « slack length » du *biceps brachii* était obtenue à un angle articulaire de $95,5 \pm 6,3^\circ$ (0° : extension complète). Des différences significatives de délai ont été trouvées pour des angles du coude plus fléchis que $95,5^\circ$, alors qu'aucune différence significative n'a été mise en évidence pour des angles plus étendus. Ces résultats confirment que la longueur du muscle influence le délai électromécanique, avec un seuil situé à la « slack length ». En revanche, nos résultats ont invalidé notre hypothèse initiale, puisque les débuts de mouvement des fascicules et de la jonction myotendineuse n'étaient jamais significativement différents, indiquant que les différences entre les muscles *biceps brachii* et *gastrocnemius medialis* mises en évidence dans les paragraphes III.4.1.1 et III.4.1.2 peuvent s'expliquer principalement par leur différence d'architecture.

Les perspectives d'utilisation de la méthode développée concernent principalement l'évaluation clinique (*cf.*, IV.3). En revanche, nous avons récemment utilisé l'échographie ultrarapide pour nous intéresser à d'autres tâches, et deux autres études portant sur cette thématique sont décrites dans les paragraphes qui suivent.

Publications associées au III.4.1 :

- P1. Deffieux T, Gennisson JL, Nordez A, Tanter M, Fink M. (2006). Ultrafast imaging of in vivo muscle contraction using ultrasound. *Applied Physics Letters*, 89, 184107-1
- P10. Nordez A, Catheline S, Hug F. (2009). A novel method for measuring electromechanical delay on the vastus medialis obliquus and vastus lateralis. Letter to the Editor, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 35 (5): 878
- P13. Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of Applied Physiology*, 106(6): 1970-5
- P26. Hug F, Gallot T, Catheline S, Nordez A. (2011). Electromechanical delay in Biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography. *Muscle and Nerve*, 43(3): 441-3
- P27. Hug F, Lacourpaille L, Nordez A. (2011). Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. Letter to the editor, *Muscle & Nerve*, 44(5): 838-9
- P37. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. (in press). Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*
- P39. Lacourpaille L, Hug F, Nordez A. (in press). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in the human biceps brachii complex. *PLoS ONE*

III.4.2. Expérience de « quick release » analysée par échographie ultrarapide

Le « quick release » est une autre tâche rapide, qui ne peut être étudiée par échographie conventionnelle. Un « quick release » consiste à appliquer un relâchement instantané au muscle en contraction isométrique (Grosset *et al.*, 2009 ; Lambertz *et al.*, 2003 ; Lambertz *et al.*, 2008) et à mesurer les variations d'angle articulaire au cours des premières 20 ms du mouvement. Cette technique permet de mesurer la raideur de la CES (*cf.*, II.1.3), mais ne permet pas de séparer les contributions des structures de cette composante (*i.e.*, principalement les éléments élastiques du sarcomère en série des ponts d'actine-myosine, l'aponévrose et le tendon). Si l'on considère que ces structures sont en série, la compliance globale d'un muscle des fléchisseurs plantaires comme le *gastrocnemius medialis* est la somme des compliances de ces structures. On obtient donc :

$$\frac{\Delta L}{\Delta F} = \frac{\Delta L_{CES_i}}{\Delta F} + \frac{\Delta L_{aponévrose}}{\Delta F} + \frac{\Delta L_{tendon}}{\Delta F} \quad (18)$$

Où ΔL et ΔF sont les variations de longueur du *gastrocnemius medialis*.

La variation de longueur des faisceaux musculaires, de l'aponévrose et du tendon par échographie ultrarapide va donc nous permettre d'estimer la contribution de ces différentes structures à la compliance totale. Cette étude a été réalisée en collaboration avec Guisepppe Rabita (Mission Recherche, INSEP) dans le cadre de la thèse de Stevy Farcy.

Nos résultats ont montré que, lors du raccourcissement, le tendon produit la majorité des variations de longueur de l'ensemble muscle-tendon et que cette contribution est constante après environ 20 ms (Figure 30-A et -B). Ce résultat confirme que le délai de 20 ms, qui est classiquement

utilisé pour les expériences de quick release est pertinent. Nos résultats montrent enfin que la contribution des différentes structures est indépendante du niveau de couple isométrique produit (Figure 30-C). Environ 75 %, 20 % et 5 % du raccourcissement de l'ensemble muscle-tendon sont produits respectivement par le tendon, les fascicules et l'aponévrose. Ces résultats indiquent que la CES₂ du *gastrocnemius medialis* est majoritairement caractérisée par l'expérience de quick release, et ont donc une implication importante pour l'interprétation de ces expériences. Un article est en cours de rédaction.

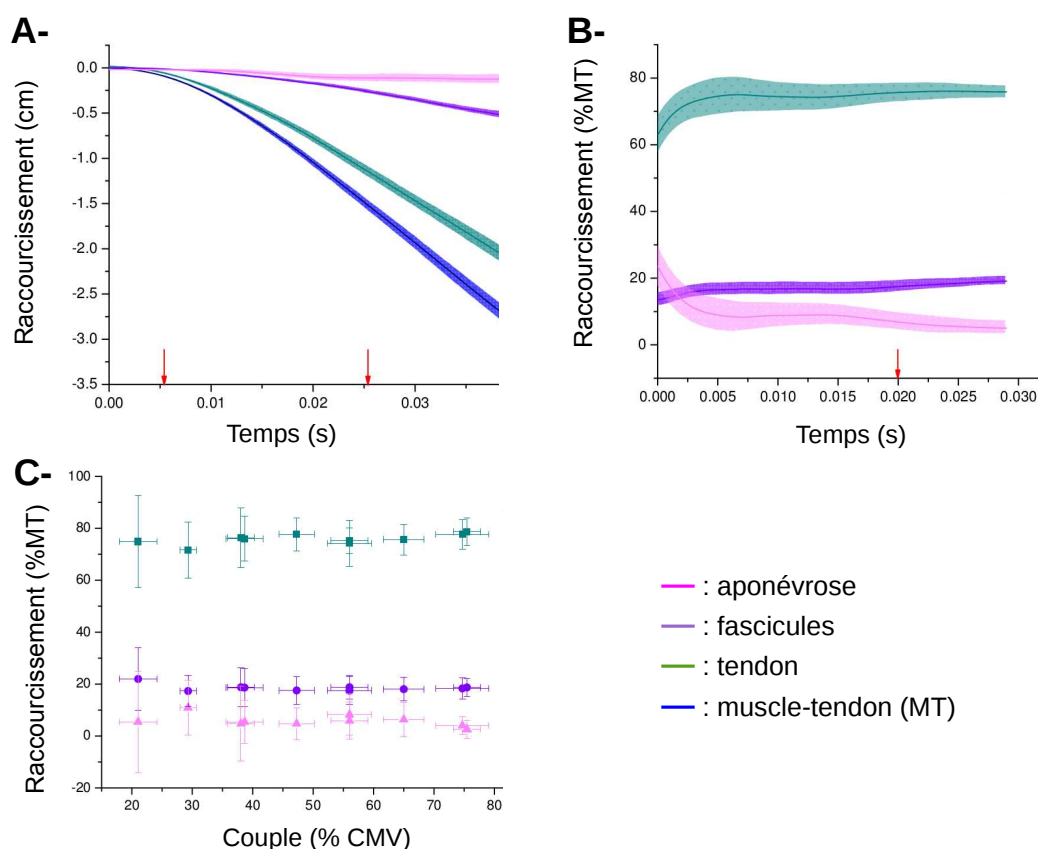


Figure 30 : A- Raccourcissements moyens ($n = 11$) des différentes structures de l'ensemble muscle-tendon des *gastrocnemii* pour un couple isométrique de 50 % du couple maximal isométrique (CMV) ; B- Contributions relatives au raccourcissement global de l'ensemble muscle-tendon pour un couple isométrique de 50 % du CMV ; C- Contributions relatives au raccourcissement global de l'ensemble muscle-tendon en fonction du couple isométrique développé

III.4.3. Étude de la relation force-vitesse par échographie ultrarapide

Hill (1938) a établi la relation hyperbolique fondamentale liant la force à la vitesse de contraction sur la fibre isolée animale. Hill a lui-même tenté par la suite de reconstruire ce type de relation lors d'une flexion de l'avant-bras sur le bras chez l'humain ; relation qui sera confirmée par les travaux de Wilkie (1949). La sophistication des outils de mesure et l'apparition de nouveaux ergomètres ont ensuite rendu possible l'évaluation de ces caractéristiques musculaires déterminantes lors de mouvements de complexités variables (*i.e.*, mono ou poly-articulés). L'établissement des relations force-vitesse est ainsi devenu un moyen essentiel pour évaluer les qualités d'athlètes (*e.g.*, Dorel *et al.*, 2005), étudier le vieillissement (*e.g.*, Raj *et al.*, 2010), la fatigue musculaire (*e.g.*, Jones, 2010) ou encore les dommages musculaires (*e.g.*, Widrick et Barker, 2006). Il est classiquement considéré que cette relation traduit des propriétés contractiles du groupe musculaire considéré. Pour autant, de nombreuses questions restent posées quant au rapport entre les paramètres articulaires de couple net et de vitesse angulaire qu'il est possible de mesurer *in vivo* et les propriétés intrinsèques musculaires. Ainsi, des études récentes décrites au paragraphe II.2.2, ont revisité notre vision sur le fonctionnement du système musculo-tendineux *in vivo*. Au cours du mouvement de marche, il a en effet été montré des variations de faibles amplitudes de la longueur des fascicules (*i.e.*, faisceaux musculaires englobant les fibres du muscle) en regard des variations de longueur au niveau du complexe muscle-tendon (Ishikawa *et al.*, 2005a ; Ishikawa *et al.*, 2007 ; Lichtwark *et al.*, 2007). Ces études ont ainsi mis en évidence l'importance des interactions entre les fascicules et les tendons qui permettent de protéger l'intégrité des fibres musculaires au cours d'exercices intenses et de grandement réduire le coût énergétique inhérent à la locomotion. Cependant, l'impact de ces interactions sur les relations force-vitesse n'a, à notre connaissance, pas été établi. Pourtant, les propriétés viscoélastiques de la CES₂ indiquent que la vitesse de mobilisation peut être un facteur important à prendre en compte. De plus, la fréquence d'imagerie des échographes utilisés, qui ne dépassait pas 300 Hz, limite les possibilités de mesure des vitesses de raccourcissement des fascicules et du tendon pour des mouvements rapides.

Dix sujets ont réalisé des flexions plantaires isocinétiques de 30 à 330°.s⁻¹, et les modifications de longueur des fascicules, de l'aponévrose et du tendon ont été quantifiées par échographie ultrarapide à une fréquence ajustée en fonction de la vitesse de mouvement. Nos résultats ont permis de décrire les patrons de variations de longueur des différentes structures, qui étaient assez différents en fonction de la vitesse de mouvement isocinétique (Figure 31). Ces résultats confirment également qu'une vitesse isocinétique de mouvement articulaire ne correspond

pas à une vitesse de raccourcissement isocinétique au niveau de fascicules.

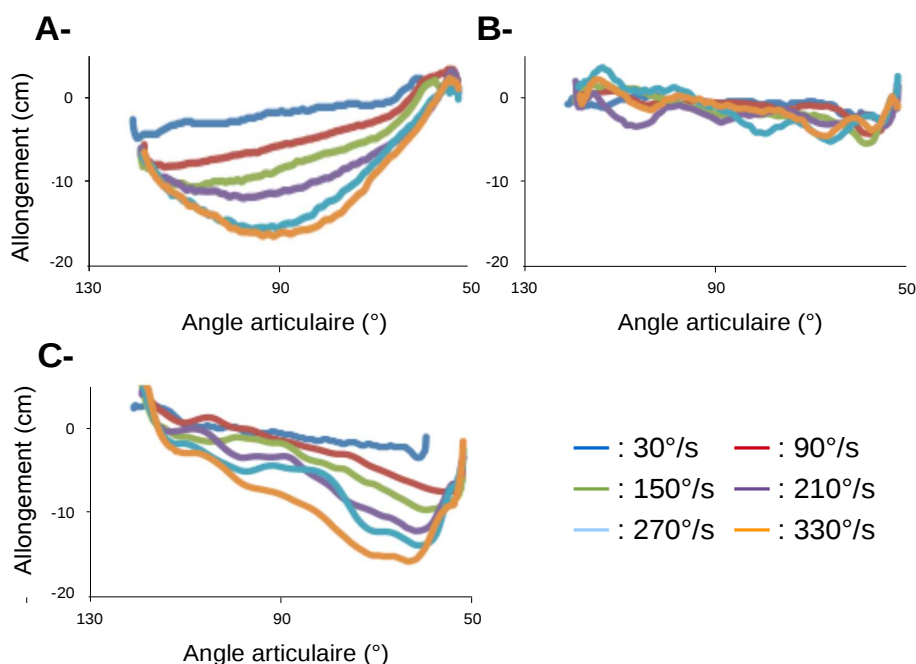


Figure 31 : Patterns moyens ($n = 10$) d'allongement des fascicules musculaires (A-), de l'aponévrose (B-) et du tendon (C-) du gastrocnemius medialis en fonction de l'angle articulaire de la cheville (90° correspondant au pied perpendiculaire à la jambe, et un angle qui diminue à une flexion plantaire) obtenus à différentes vitesses de mouvement isocinétique

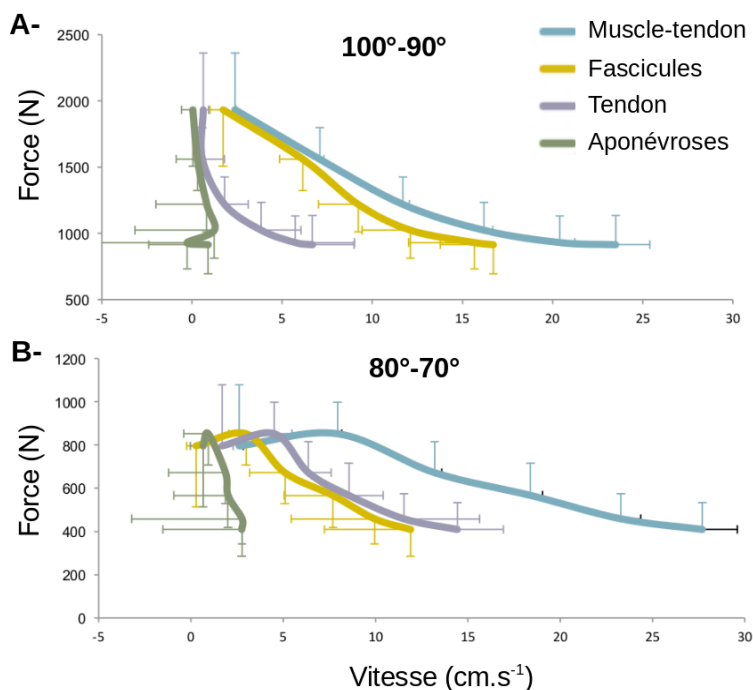


Figure 32 : Relations force-vitesse des différentes structures de l'ensemble muscle-tendon obtenues sur des plages angulaires de la cheville allant de 100° à 90° (A-) et de 80° à 70° . 90° correspond au pied perpendiculaire à la jambe, et un angle qui diminue à une flexion plantaire)

Les relations force-vitesse des différentes structures ont ensuite été établies (Figure 32). Ces relations ont permis de quantifier la contribution relative de ces structures à la variation de longueur de l'ensemble muscle-tendon, qui vont de 20 % à 50 % pour le tendon . Ces résultats montrent que, contrairement à ce qui est classiquement considéré, des processus de stockage-restitution d'énergie élastique ont lieu au sein de la CES₂ au cours de contractions à vitesse de mouvement constante. Ces processus contribuent à la production de force et de vitesse de raccourcissement, qui ne peuvent donc être considérés comme étant uniquement le résultat de la CC. La rédaction d'un article sur cette étude est en cours.

III.4.4. Bilan et Perspectives

Les travaux présentés dans cette partie ont permis d'analyser des phénomènes courts et des mouvements rapides qui, du fait de la fréquence d'imagerie des échographes, n'avaient pu être étudiés jusqu'ici. Les différentes études ont tout d'abord permis de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans le délai électromécanique. Dans un second temps, une étude a quantifié les contributions des compliances du tendon, de l'aponévrose et des faisceaux à la compliance globale musculo-tendineuse obtenue lors d'une expérimentation de quick release appliquée à l'articulation de la cheville. Nos résultats montrent que le tendon d'Achille contribue majoritairement à cette compliance globale. Enfin, la dernière étude a caractérisé les patrons de raccourcissement des fascicules musculaires, de l'aponévrose et du tendon au cours de mouvements isocinétiques réalisés sur ergomètre segmentaire. Elle a mis en évidence que la contribution du tendon à la production d'un mouvement est importante pour une contraction concentrique pure classiquement utilisée pour caractériser la relation force-vitesse et donc renseigner la composante contractile. Différentes perspectives à ces travaux sont proposées dans le paragraphe IV.3. Elles consisteront à appliquer l'étude du délai électromécanique pour des muscles atteints de pathologies neuromusculaires, puis à améliorer notre caractérisation de la relation force-vitesse par échographie, ainsi qu'à prolonger l'étude de mouvements rapides.

III.5. Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron

Les travaux rapportés dans ce paragraphe se placent sur un plan différent des travaux présentés dans les parties précédentes de la synthèse, puisqu'ils se basent sur une approche intégrée et pluridisciplinaire de l'analyse de la performance en aviron. Ces travaux ont été menés lors de mon stage de maîtrise, puis en parallèle de mes travaux de thèse, lors de mon stage post-doctoral réalisé à Nantes (2008-2009), et depuis mon recrutement comme de Maître de Conférences. Comme évoqué dans l'introduction du document, ces travaux représentent quantitativement une faible part relative de mon activité de publication (3 articles publiés dans des revues internationales). Ils représentent toutefois un « fil rouge » et sont à l'origine de mon orientation vers la biomécanique et les STAPS (*cf.*, I.1 et la présentation de mon parcours).

Les recherches sur l'aviron sont nombreuses et diverses puisque, par exemple, une recherche sous PubMed réalisée début septembre 2012 avec le mot clé « rowing » conduit à 828 articles. Depuis longtemps, des auteurs ont réalisé des mesures physiologiques ou biomécaniques sur des rameurs. Par exemple, dès 1868, Fraser (1868) a mesuré les cycles circulatoires sanguins de rameurs en navigation. Cependant, depuis la fin des années 1980 et la démocratisation des ergomètres d'aviron permettant de simuler à terre la pratique, la plupart des protocoles scientifiques portant sur ce sport sont menés sur ergomètre. Ainsi, seulement 50 études sur les 828 (*i.e.*, 6 %) ont réalisé des mesures physiologiques, mécaniques, biomécaniques ou psychologiques sur l'eau en conditions écologiques. Toutes les autres études ont été réalisées à terre, en salle de musculation ou en laboratoire, le plus souvent sur ergomètre. Probablement du fait de la complexité de la standardisation des conditions expérimentales sur l'eau, les recherches scientifiques portant sur l'aviron présentent donc la singularité d'être majoritairement réalisées en conditions simulées qui sont plus ou moins éloignées des conditions réelles de la pratique.

Pourtant, à notre connaissance, seulement six études publiées (Chénier et Léger, 1991 ; Dawson *et al.*, 1998 ; Elliott *et al.*, 2002 ; Lamb, 1989 ; Martindale et Robertson, 1984 ; de Campos Mello *et al.*, 2009) ont cherché à comparer les conditions simulées sur ergomètre et en navigation de la pratique de l'aviron. Ces travaux donnent des résultats relativement contradictoires. Si Chenier et Léger (1991) montrent que le débit de consommation maximale d'oxygène est similaire lorsqu'il est mesuré sur l'eau et sur différents ergomètres, de Campos Mello et al. (2009) montrent que le

temps réalisé sur 2000 m (distance olympique) par des rameurs experts est largement supérieur sur l'eau en skiff (bateau individuel) par rapport à cet exercice sur ergomètre. Il en résulte un coût métabolique bien supérieur en navigation. Par ailleurs, les vitesses calculées par l'ergomètre Concept II, ergomètre le plus utilisé par les chercheurs et les rameurs (les tests sélectifs de la plupart des principales équipes nationales et des compétitions utilisent cet ergomètre), ne correspondent pas aux vitesses de navigation en skiff. Cet élément est discuté dans le paragraphe III.5.2 et dans le projet de recherche (IV.4.2). De plus, Lamb (1989) montre que la cinématique des membres inférieurs et du tronc est similaire dans les deux conditions, alors que la cinématique des membres supérieurs est différente, ce qui n'est pas surprenant, du fait de mouvements dans le plan transversal en navigation. De plus, Martindale et Robertson (1984) montrent des différences énergétiques importantes, notamment du fait d'interactions bateau-rameur. Il y a donc, du point de vue mécanique, biomécanique et physiologique, des différences importantes entre les deux conditions de pratique. Les sensations sont également très importantes, puisque la glisse et l'hydrodynamique du bateau sont primordiaux pour la performance en navigation (Nolte, 2011), alors que ce n'est pas du tout le cas sur ergomètre. Dans ce contexte, nous avons réalisé des mesures électromyographiques (III.5.1) et une analyse psychologique (III.5.3) en navigation.

III.5.1. Mesures en navigation : analyse des sollicitations musculaires (Guével *et al.*, 2011 P25)

En 2002, l'expertise de Pascal Casari en terme d'instrumentation des structures navales nous a conduit à instrumenter un aviron de jauges d'extensométrie, dans le but de caractériser le torseur des efforts qu'il subit en navigation. Nos résultats ont mis en évidence différents patrons de chargement de l'aviron pour des rameurs de niveau national, ce qui permet d'analyser de manière précise et objective la technique des rameurs et l'efficacité du geste réalisé. Ce type de mesure, avec une instrumentation différente (*cf.*, paragraphe III.5.3), est maintenant utilisé en routine à l'entraînement, par exemple au sein des équipes de France d'aviron. L'instrumentation mise en place (Figure 33) a ensuite été utilisée afin de déterminer de manière synchronisée les efforts et la puissance développée par des rameurs de niveaux national et international ($n = 9$, avec une durée d'entraînement hebdomadaire moyenne de 14 ± 2 h) et l'activité électromyographique (EMG) des muscles extenseurs et fléchisseurs du genou, principaux moteurs de la propulsion en aviron (Rodriguez *et al.*, 1990).

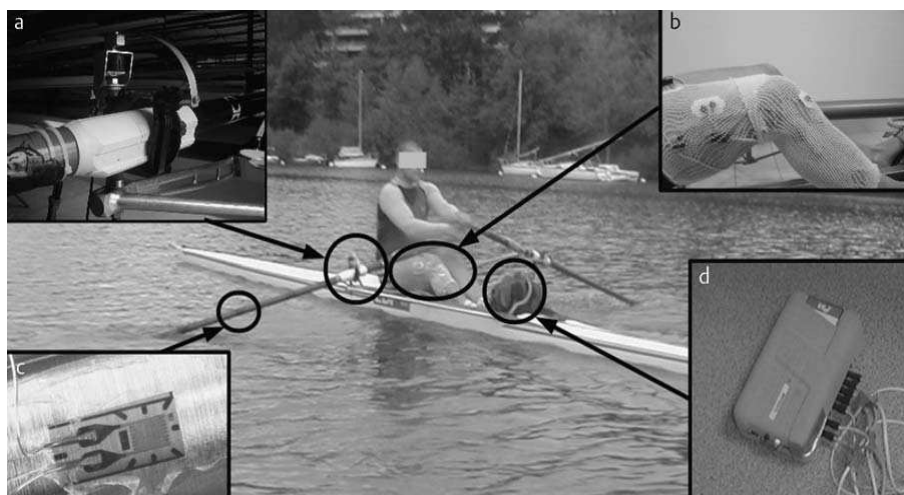


Figure 33: Instrumentation du rameur et du bateau pour les expérimentations. a- Potentiomètre placé sur la dame de nage pour mesurer l'angle de l'aviron par rapport à la direction d'avancement du bateau. b- Électrodes de surface placées sur les muscles *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *rectus femoris*, *semi tendinosus*, et *biceps femoris*. L'angle du genou était mesuré avec un goniomètre électronique. c- Jauges de déformation placées sur l'aviron pour mesurer le couple de force produit par le rameur sur l'aviron par rapport au centre de rotation de la dame de nage. d- Toutes les mesures ont été échantillonnées sur un système portable étanchéifié (Myodata ®). Figure adaptée de Guével et al. (2011, P25)

Cette étude a permis de quantifier les niveaux de sollicitation de 5 muscles (*i.e.*, *vastus lateralis*, *vastus medialis*, *rectus femoris*, *semi tendinosus*, et *biceps femoris*) lors de différentes séquences codifiées correspondant à des allures classiquement utilisées par les rameurs : B1 et B2 correspondant à des allures d'entraînement sur des durées allant de 30 à 120 min, départ arrêté et 500 m réalisés à allures maximales. Nous avons ainsi mis en évidence des niveaux d'activité importants des muscles *vastus lateralis* et *vastus medialis*. En effet, lors des séquences de B1 et B2, ils étaient compris entre 42 % et 51% des activités maximales enregistrées lors de contractions maximales isométriques, alors qu'ils atteignaient 72 % à intensité maximale. Nous avons également montré une activité élevée des muscles *biceps femoris* et *semi tendinosus* lors de la phase de propulsion, confirmant le rôle propulseur de ces muscles lors du geste d'aviron, probablement du fait de l'extension du tronc combinée à l'extension de la jambe en chaîne cinématique fermée. Une analyse par cross-corrélation des patrons EMG a mis en évidence des patrons différents entre les séquences B1 et B2 et les séquences à intensités maximales (Figure 34). Ce résultat indique que la coordination musculaire en navigation est spécifique en fonction de l'intensité de l'exercice, témoin indirect de la vitesse de bateau considérée, et il semble important d'entraîner les rameurs aux intensités utilisées lors des compétitions. Enfin, au cours de l'exercice maximal réalisé sur 500 m, nous avons mis en évidence une diminution significative de la puissance développée par le rameur,

qui n'était accompagnée d'aucune modification significative de l'activité des extenseurs du genou, mais d'une diminution significative de l'activité des muscles *biceps femoris* et *semi tendinosus*. Du fait du rôle de ces deux muscles dans la phase de propulsion, la diminution de leurs activités peut expliquer partiellement la diminution de la puissance produite au cours de l'exercice. Le niveau d'activité constant des extenseurs du genou alors que la puissance diminue pourrait également être le témoin d'une fatigue musculaire.

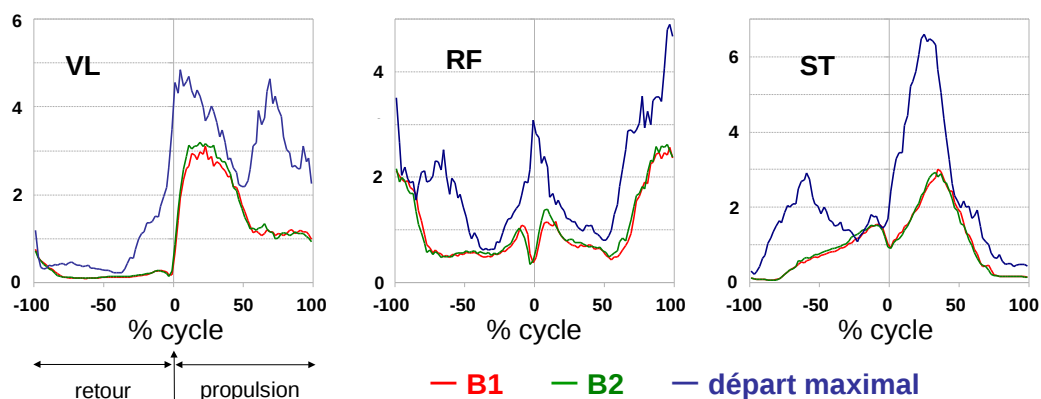


Figure 34 : Patterns EMG (normalisés par rapport au niveau d'activité moyen lors de la condition B1) des muscles vastus lateralis (VL), rectus femoris (RF) et semi tendinosus (ST). Figure adaptée de Guével et al. (2011, P25)

Cependant, le nombre de muscles étudiés (3 muscles extenseurs et 2 muscles fléchisseurs de la jambe) était faible en regard du nombre de muscles impliqués. Une étude plus complète, avec des mesures EMG sur 23 muscles, a par la suite été réalisée sur ergomètre par une équipe du laboratoire (Turpin *et al.*, 2011c ; Turpin *et al.*, 2011b ; Turpin *et al.*, 2011a) dans le cadre du projet Optimisation de la Performance en Sport Automobile et en Aviron (OPERF2A, financement : Région des Pays de la Loire). Cette étude a montré des résultats très différents de l'étude en navigation car les patrons EMG étaient similaires à différentes intensités d'exercice. Il semble donc que l'effet de l'intensité de l'exercice sur les patrons EMG soit différents en navigation et sur ergomètre, ce qui renforcerait l'importance des mesures en conditions écologiques. Une analyse plus complète des patrons EMG lors du geste d'aviron en navigation est ainsi prévue dans le projet de recherche qui suit (*cf.*, IV.4).

Publication associée au III.5.1 :

P25. Guével A, Boyas S, Guihard V, Hug F, Cornu C, Nordez A. (2011). Thigh muscle activities during codified training sequences of on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2): 109-16

III.5.2. Mesures sur ergomètre : calcul de la puissance sur ergomètre Concept 2 (Boyas et al., 2006 P2)

Étant donnée la complexité de la mise en place des expérimentations *in situ* en navigation, la plupart des études en physiologie et biomécanique concernant l'aviron sont réalisées en laboratoire sur ergomètre. Le Concept II est l'ergomètre le plus fréquemment utilisé par les rameurs de haut niveau pour l'entraînement ainsi que pour les études scientifiques portant sur l'aviron. Il fournit une puissance développée et une vitesse de bateau simulée. Néanmoins, l'exactitude des mesures fournies par cet ergomètre, n'avait, à notre connaissance, pas été démontrée dans la littérature. C'est pourquoi nous avons mis en place une étude qui avait pour but de confronter les mesures de puissance fournies par l'ergomètre Concept II à celles fournies par des capteurs de force et de déplacement implantés sur ce même ergomètre. Les résultats de notre étude permettent de légèrement corriger les valeurs de puissance fournies par l'ergomètre afin de déterminer la puissance réellement développée par le rameur (Figure 35). Cette puissance est ensuite utilisée par l'ergomètre Concept II pour calculer la vitesse de bateau simulée. Les enjeux pratiques autour de ces calculs de vitesse sont importants puisque ces ergomètres sont utilisés pour réaliser des compétitions – des championnats de France et du monde sont même organisés - et la sélection des rameurs. Il est donc prévu, dans la partie projet (IV.4.2), de confronter le modèle de calcul de vitesse utilisé par le Concept II avec des mesures réelles en navigation.

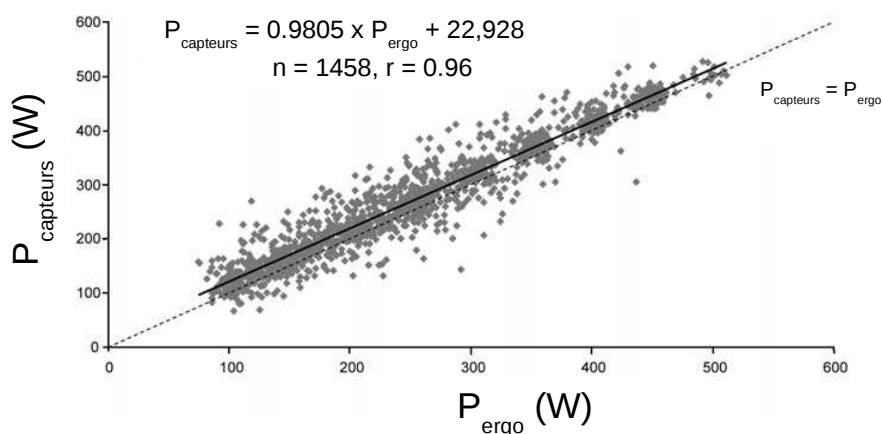


Figure 35 : Relation entre la puissance mesurée par l'ergomètre Concept II et les mesures réalisées par des capteurs de force et de déplacement. Ces données ont été obtenues sur une population de 12 sujets, composée de 6 novices et de 6 experts de niveau national. Figure issue de Boyas et al. (2006, P2)

Publication associée au III.5.2 :

P2. Boyas S, Nordez A, Cornu C, Guével A. (2006). Power measurements on rowing ergometer: mechanical sensors vs. Concept2© system. *International Journal of Sports Medicine*; 27 (10): 830-33

III.5.3. Confrontation d'analyses biomécaniques et en ergonomie cognitive (Sève *et al.*, 2011 P30 ; PN2)

Dans le cadre de mon post-doctorat (2008-2009, financement OPERF2A, collaboration avec Jacques Saury et Carole Sève), nous avons confronté une analyse biomécanique de la performance avec les perceptions/sensations des rameurs analysées grâce à l'approche scientifique et technologique du cours d'action développé en ergonomie cognitive (Theureau, 2006). Pour cette étude, nous avons utilisé une instrumentation anglaise (Peach Innovations ®) qui se base sur des capteurs d'efforts et d'angle au niveau des dames de nage. Cette instrumentation est intégrée et légère, ce qui fait qu'elle est maintenant utilisée en routine à l'entraînement au sein du Pôle France/Espoir de Nantes, des équipes de France et de Grande-Bretagne d'aviron. Il semble que ces mesures mécaniques sont maintenant reconnues comme une aide à l'entraînement indispensable pour la pratique de haut niveau.

Les premiers travaux ont permis de montrer l'intérêt d'orienter l'analyse biomécanique par l'analyse du cours d'expérience des rameurs. Cela permet de diagnostiquer et d'expliquer les sensations des rameurs, ce qui peut être utilisé pour proposer des solutions afin de résoudre des problèmes récurrents vécus par les rameurs en navigation (Sève *et al.*, 2011 P30 ; PN2). Une étude de cas a été réalisée sur un équipage en deux de pointe sans barreur féminin junior du Pôle Espoir de Nantes. L'analyse du cours d'expérience d'une des deux rameuses a mis en évidence une sensation récurrente « d'être poussée par sa coéquipière », et de ne pas avoir « le temps de poser son geste », alors que c'était justement le rôle de cette rameuse d'imposer le rythme au bateau (chef de nage). Cette sensation n'était pas partagée par sa coéquipière. Nous avons alors orienté l'analyse mécanique pour tenter d'objectiver et de mieux comprendre cette sensation. Nos résultats ont mis en évidence qu'elle s'explique principalement par des différences d'amplitudes et de vitesses sur le début de la phase de retour³. Nos résultats peuvent donc s'avérer utiles pour l'entraînement afin de mieux comprendre et de régler certains aspects techniques vécus comme des difficultés par les rameurs.

À terme, l'idée est de caractériser les paramètres mécaniques qui sont les plus pertinents pour les acteurs. De nouveaux outils d'aide à la performance pourront ainsi être proposés aux entraîneurs/rameurs. De plus, nos premiers résultats montrent que la coordination interpersonnelle en aviron résulte de processus d'ajustement fins et subtils que nous étudions actuellement pour mieux comprendre, *in fine*, les modalités d'interactions entre les rameurs au sein d'un équipage.

3 La phase de retour correspond à la phase non propulsive du geste d'aviron pendant laquelle les avirons sont hors de l'eau.

Nous envisageons de poursuivre ces travaux dans le cadre du projet ANOPACy (cf., IV.4 et IV.4.3).

Publications associées au III.5.3 :

P30. Sève C, Nordez A, Poizat G, Saury J. (In press). Analysis performance in sport: contributions from a joint analysis of athletes' courses of experience and of mechanical indicators. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*

PN2. Saury J, Nordez A, Sève C. (2010). Coordination interindividuelle et performance collective en aviron : apports d'une analyse conjointe du cours d'expérience des rameurs et de paramètres mécaniques. Contribution à l'analyse et à l'optimisation de performances sportives collectives. *@ctivité*, 7(2), 2-27

III.5.4. Bilan et Perspectives

L'approche intégrée et pluridisciplinaire engagée a permis de s'intéresser à différents aspects de la performance en aviron. Nous nous sommes ainsi rapprochés de la pratique réelle en réalisant des expérimentations en navigation lors de compétitions et d'entraînements, avec des mesures mécaniques et électromyographiques et une approche d'ergonomie cognitive permettant d'analyser les sensations des rameurs. Des perspectives à ces travaux sont proposées dans la partie IV.4 du projet de recherche qui suit. De plus, en lien avec les éléments évoqués dans l'introduction de cette partie, il est nécessaire de mieux comprendre et caractériser les différences et points communs entre conditions réelles et simulées de pratique. Surtout, de nouveaux ergomètres ont été conçus pour se rapprocher des conditions réelles, mais il reste à évaluer dans quelle mesure ces ergomètres sont efficaces pour cela. Ces travaux sont également proposés dans la partie IV.4.

Partie IV. Projet de recherche

Introduction.....	121
IV.1 Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon passif.....	127
IV.2 Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon lors de contractions.....	137
IV.3 Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles.....	142
IV.4 Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron.....	147

Introduction

Le projet de recherche proposé se place dans la continuité des travaux présentés dans la synthèse et vise globalement à contribuer à une meilleure compréhension du fonctionnement du système musculo-tendineux *via* le développement et la validation de méthodes innovantes (*cf.*, l'introduction et la Figure 1). Il est donc naturellement structuré autour des mêmes axes que dans la Partie III. Je ne présente toutefois pas de projet concernant l'axe « Caractérisation de la géométrie du système musculo-articulaire ». Même s'il existe des perspectives très intéressantes dans cet axe (*cf.*, III.1), les études récentes tendent à montrer qu'il est nécessaire de caractériser la géométrie 3D et de réaliser des imageries par IRM ou Scanner (Hausselle *et al.*, 2012 ; Sheehan, 2012 ; Wilson et Sheehan, 2009 ; Wilson et Sheehan, 2010). Ces méthodes d'imagerie sont onéreuses et difficilement accessibles. De nombreuses équipes ont maintenant acquis une avance certaine dans ce domaine, et si je devais dans l'avenir m'intéresser à la caractérisation géométrique, je pense qu'il serait intéressant de collaborer avec une de ces équipes.

Ce projet de recherche comporte donc quatre axes. Dans un premier temps, les études envisagées concernant la caractérisation des propriétés mécaniques de l'ensemble muscle-tendon en conditions passives (IV.1) et lors de contractions (IV.2) sont présentées. Les études qui visent à prolonger l'analyse des interactions faisceaux-aponévrose-tendon (IV.3) sont ensuite résumées. Enfin, les perspectives de recherches concernant l'analyse pluridisciplinaire de la performance en aviron sont détaillées (IV.4). De manière générale, je souhaite donner **trois grandes orientations** à mon activité scientifique dont les conséquences sur les axes du projet de recherche sont présentées Figure 36.

La première orientation vise à tirer profit des innovations que représentent la méthode d'élastographie SSI et l'échographie ultrarapide pour l'étude du système muscle-tendon humain *in vivo*, dans le but de répondre à des questions fondamentales et appliquées sur le fonctionnement de ce système. Dans la partie IV.1, nous allons ainsi pouvoir nous appuyer sur nos premiers travaux en conditions passives (Maïsetti *et al.*, 2012 P34) qui ont montré que la mesure du module d'élasticité de cisaillement par la méthode SSI permet d'estimer le niveau de contrainte dans les muscles et de

déterminer la « slack length » d'un ensemble muscle-tendon (Lacourpaille *et al.*, in press P39). Nous utiliserons notamment ce résultat pour quantifier la force transmise entre deux muscles adjacents au cours d'un étirement (*cf.*, IV.1.4). Certains auteurs ont en effet montré lors d'expérimentation *in vitro* chez l'animal que certains muscles ne peuvent être considérés comme indépendants. Cependant, la question reste ouverte *in vivo* chez l'homme, puisqu'aucune étude n'a réussi à quantifier de manière directe l'amplitude de la transmission de force.

Dans la partie IV.2, nous allons nous appuyer sur nos résultats récents qui montrent que la mesure du module d'élasticité de cisaillement par SSI permet de quantifier les variations de contrainte ou de force au sein d'un muscle lors de contractions isométriques (Bouillard *et al.*, 2011b P28), y compris lors de tâches fatigantes (Bouillard *et al.*, 2012a P38). Nous allons notamment nous intéresser à la comparaison entre contractions volontaires et électrostimulées (IV.2.3), ainsi qu'aux effets d'une douleur locale induite par injection d'une solution saline sur la distribution de la contrainte au sein d'un muscle (IV.2.2). L'étape suivante consiste à étendre nos travaux à des contractions dynamiques. Pour cela, il s'avère nécessaire de montrer que la mesure du module d'élasticité de cisaillement reste une estimation fiable de la force produite par le muscle lorsque la longueur et la vitesse de contraction sont modifiées, et donc que cette mesure permet de reconstruire les relations caractéristiques force-longueur et force-vitesse d'un muscle (IV.2.4). De nombreuses applications sont ensuite envisagées, notamment des comparaisons avec les forces estimées par des modélisations musculaires qui sont couramment mises en place dans la littérature pour estimer la force produite par un muscle. L'enjeu est de valider les différentes modélisations développées, chose impossible tant qu'aucune méthode expérimentale est disponible (Erdemir *et al.*, 2007).

Les études qui visent à étudier les interactions faisceaux-aponévrose-tendon au moyen de l'échographie ultrarapide sont présentées dans le paragraphe IV.3. Alors que la majorité des études sur ce thème dans la synthèse concernaient le délai électromécanique, je souhaite m'intéresser spécifiquement à deux nouvelles problématiques. La première concerne la relation force-vitesse et la mesure de la vitesse maximale de contraction (IV.3.4). La seconde est en rapport avec ce qui peut être considéré comme un paradoxe dans la littérature (IV.3.2). En effet, plusieurs études récentes montrent que d'un côté il est avantageux de posséder des structures tendineuses souples pour l'efficacité du cycle étirement-détente lors de la locomotion (Ishikawa *et al.*, 2005a ; Ishikawa *et al.*, 2007 ; Lichtwark *et al.*, 2007 ; Lichtwark et Wilson, 2007). D'un autre côté, de nombreuses études indiquent que des protocoles d'entraînements en isométrique (Kubo *et al.*, 2002b), en pliométrie (Fouré *et al.*, 2010b ; Kubo *et al.*, 2007) ou en excentrique (Mahieu *et al.*, 2008) induisent une

augmentation de la raideur du tendon. Ces protocoles qui globalement permettent d'améliorer certaines performances pourraient donc également réduire l'efficacité du cycle étirement-détente. L'objectif est donc de mesurer directement les effets de protocoles d'entraînement induisant des augmentations de la raideur du tendon sur les interactions faisceaux-aponévrose-tendon lors de tâches telles que la marche, la course ou le saut.

La seconde orientation vise à engager des études cliniques *via* les différentes méthodes ou protocoles développés au laboratoire, soit pour proposer de nouvelles méthodes quantitatives d'évaluation, soit pour mieux comprendre les effets de pathologies neuromusculaires et de traumatismes musculo-tendineux. À court terme, quatre principales études sont proposées. La première vise à étudier les effets d'une rupture du tendon d'Achille sur l'élasticité locale du tendon (IV.1.2). Nous pensons que ce projet pourrait être particulièrement intéressant pour étudier le processus de régénération du tendon suite à une rupture, ainsi que pour analyser et comparer les effets de différentes thérapies chirurgicales ou non. La seconde s'intéresse aux effets de dommages musculaires, afin de contribuer à mieux comprendre l'origine des augmentations de raideur passive suite à un protocole de contractions excentriques (IV.1.3). La troisième concerne l'analyse quantitative des « points triggers » qui peuvent être détectés par palpation manuelle comme une augmentation locale de l'élasticité (IV.1.6). Enfin, un protocole ambitieux est sur le point d'être lancé pour étudier les effets de pathologies neuromusculaires (Dystrophie musculaire de Duchenne, DMD, Dystrophie Myotonique, DM, et Syndrome de Brody) sur l'élasticité locale du muscle mesurée au repos avec SSI (IV.1.5) et sur le délai électromécanique mesuré par échographie ultrarapide pour quantifier la contribution des différents composants de ce délai (IV.3.3). L'objectif est alors de proposer des méthodes d'évaluation non invasives et quantitatives permettant de suivre les effets de ces pathologies, tout en contribuant à mieux comprendre leurs effets délétères. Des perspectives sont également envisagées pour utiliser ces techniques sur un modèle canin de Dystrophie Musculaire de Duchenne sur lequel est actuellement testés une thérapie cellulaire.

Dans les travaux présentés dans la synthèse, je me suis principalement intéressé à des mouvements mono-articulaires réalisés sur ergomètres segmentaires. Si ces conditions expérimentales présentent l'avantage d'être relativement aisées à standardiser, elles présentent l'inconvénient d'être assez éloignées de tâches de la vie quotidienne ou de pratiques sportives. **La troisième orientation** vise donc à s'intéresser à des tâches plus complexes telles que la marche, la

course ou le geste d'aviron, pour lesquelles il s'avère nécessaire de réaliser des analyses cinématiques et dynamiques 3D. Au laboratoire, nous avons récemment acquis des plates-formes de force et un capteur multi-composantes (Sensix ®, Poitiers, France) qui nous permettent d'initier des analyses dynamiques 3D complémentaires des analyses classiques réalisées sur ergomètres segmentaires. En revanche, nous ne disposons actuellement pas de système de mesures cinématiques 3D. Afin d'étendre notre champ de compétences, nous avons prévu d'acquérir un système d'analyse du mouvement en petit volume grâce au financement obtenu auprès du FEDER. Dans un premier temps, nous allons mettre en place ces mesures cinématiques dans le cadre du projet ANOPACy portant sur l'aviron (*cf.*, IV.4). Cela pourra être réalisé en collaboration avec le Dr Vincent Fohanno (ATER) nouvellement arrivé au laboratoire. Ces travaux seront menés en collaboration avec l'Institut Pprime et le Dr Floren Colloud qui sont spécialisés dans les analyses cinématiques et dynamiques 3D du mouvement humain. Dans un second temps, les mesures cinématiques seront utilisées pour compléter les mesures réalisées sur ergomètres segmentaires (IV.3.4). Il est en effet connu que les ergomètres du commerce ne sont pas suffisamment rigides et il s'avère important de prendre en compte ces effets en mesurant la cinématique (Arampatzis *et al.*, 2008 ; Magnusson *et al.*, 2001). Jusqu'ici nous utilisions des goniomètres électroniques qui vont donc être avantageusement remplacés par des mesures cinématiques 3D. Par la suite, nous envisageons d'étudier les relations entre la réalisation de mouvements explosifs mono et pluri-articulaires, pour lesquels l'analyse cinématique sera indispensable (IV.3.4). De plus, l'étude envisagée pour déterminer les effets de protocoles d'entraînements sur les interactions faisceaux-aponévrose-tendon lors de tâches locomotrices nécessite une analyse cinématique du membre inférieur (IV.3.3). Il ne fait également aucun doute qu'au fur et à mesure du développement des mesures cinématiques au sein du laboratoire, nous allons mettre en place de nouveaux projets nécessitant ce type d'analyses qui sont très complémentaires de celles actuellement développées.

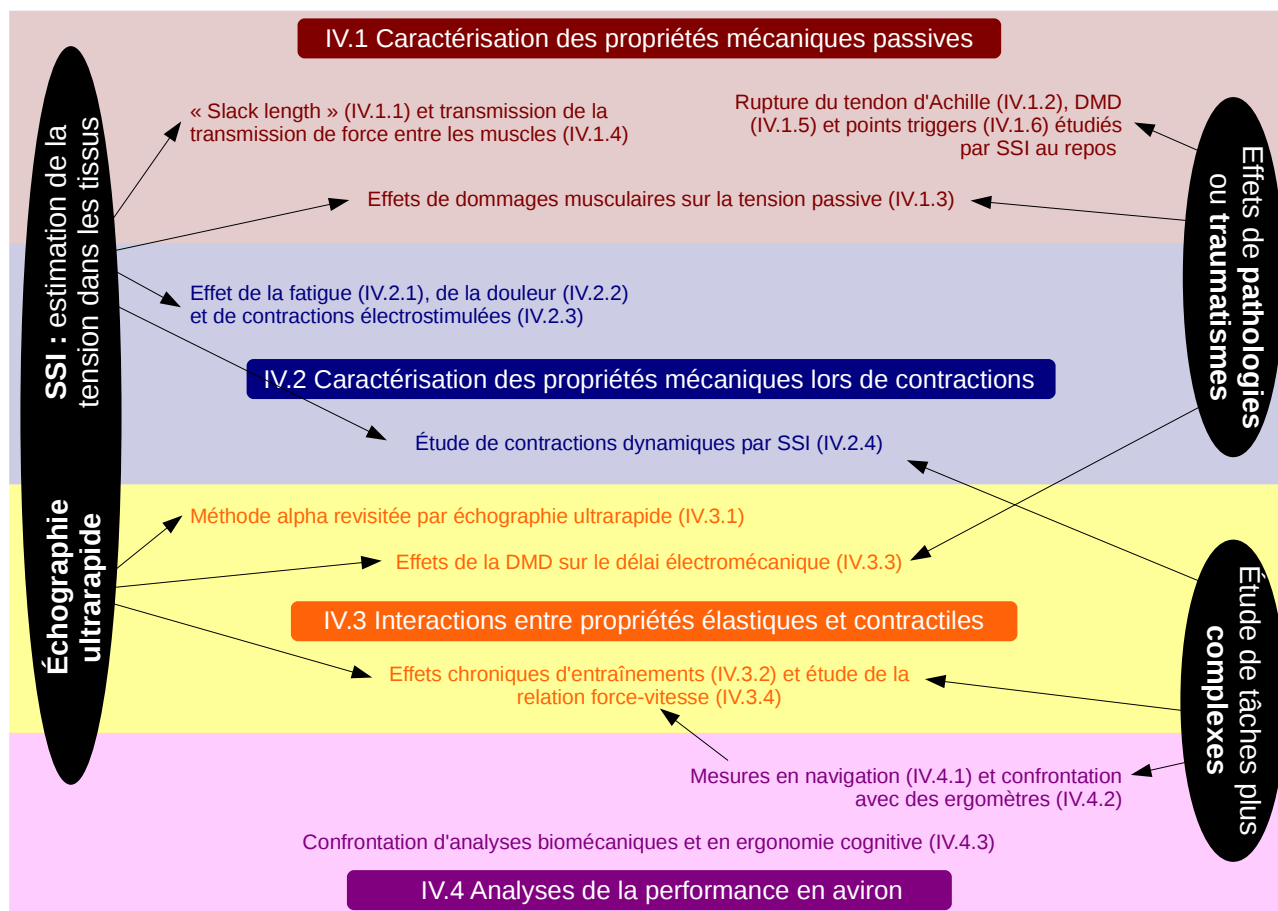


Figure 36 : Représentation schématique de l'influence des grandes orientations (en noir) méthodologiques (à gauche) et thématiques (à droite) sur les quatre parties présentées dans le projet de recherche (IV.1, IV.2, IV.3 et IV.4). La méthode Supersonic Shear Imaging (SSI) alimentera principalement les parties IV.1 et IV.2 pour l'estimation de la tension passive dans les muscles et les tendons, alors que l'échographie ultrarapide permettra des études originales présentées dans la partie IV.3. Ces travaux permettront de contribuer à une meilleure compréhension du fonctionnement du système musculo-tendineux. Les parties IV.1 et IV.3 permettront de mettre en place des études visant à analyser les effets de pathologies neuromusculaires telle que la dystrophie musculaire de Duchenne (DMD) ou de traumatismes musculo-tendineux. L'étude de tâches plus complexes débutera par la mise en place de mesures cinématiques et dynamiques 3D au sein de notre laboratoire via la partie IV.4 et le projet ANOPACy concernant l'aviron. Ces méthodes seront ensuite exploitées dans différentes études, et particulièrement celles intégrées dans la partie IV.3

Les travaux proposés dans ce projet intègrent pleinement le programme scientifique de l'EA 4334 « Motricité, Interactions, Performance », et s'insèrent principalement dans l'axe 1 intitulé « Fonction neuromusculaire : de la commande au mouvement ». Au-delà des contributions scientifiques, ce projet de recherche doit également **contribuer aux objectifs prioritaires** de développement de notre laboratoire (EA 4334) pour l'habilitation en cours (2012-2016) afin de préparer la prochaine évaluation et habilitation. Je pense que cette contribution pourrait se situer

principalement à quatre niveaux. Tout d'abord, il devrait contribuer au développement du rayonnement international du laboratoire *via* des publications scientifiques de qualité dans des revues internationales reconnues, des communications en congrès internationaux et la prolongation et le renforcement des collaborations internationales engagées avec l'University of Queensland (*cf.*, IV.2.2) et l'Auckland University of Technology (*cf.*, IV.1.2). Ensuite, la collaboration envisagée avec la société Supersonic Imagine (IV.2.4) qui développe et commercialise l'échographe Aixplorer devrait contribuer à la valorisation industrielle de nos résultats et le renforcement des liens de notre laboratoire avec le monde socio-économique. Le troisième niveau concerne la recherche de financement et la diversification des organismes qui financent les travaux du laboratoire. Après plusieurs tentatives, nous envisageons de déposer un nouveau projet auprès de l'ANR en 2014 concernant l'estimation des forces musculaires par élastographie (*cf.*, IV.2.4). À plus long terme, une réflexion sera engagée concernant le dépôt d'un projet européen par exemple dans le cadre du PCRD. Enfin l'étude présentée dans le paragraphe IV.4.3 vise à confronter des analyses biomécaniques et en ergonomie cognitive de la performance en aviron. Elle se place donc à l'interface entre les axes 1 (Adaptations de la fonction neuromusculaire) et 2 (Dynamique des adaptations psychologiques humaines) du laboratoire, et le développement de ce type de projet est particulièrement important pour appuyer la cohérence globale des thématiques scientifiques portées par le laboratoire.

Dans les parties suivantes, des exemples non exhaustifs d'études qui seront réalisées à court ou moyen terme, sont proposées et intégrées dans les quatre axes du projet. Ces projets d'études ne sont bien sûr pas du tout au même stade d'avancement, puisque pour certaines les expérimentations sont terminées, certaines expérimentations vont commencer prochainement ou sont planifiées, alors que d'autres ne sont qu'au stade d'idées d'études futures. La répartition de ces études au sein des axes de recherche et leurs contributions aux grandes orientations proposées dans cette introduction sont résumées dans la Figure 36.

IV.1. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon passif

Cette partie contribuera plus particulièrement à deux orientations avancées dans l'introduction du projet de recherche. Tout d'abord, les études présentées dans les paragraphes IV.1.1, IV.1.3 et IV.1.4 sont des exemples d'utilisations de la technique SSI pour estimer la tension passive dans les tissus dans différentes situations afin de mieux comprendre le fonctionnement du système muscle-tendon. Les autres études visent ensuite à s'intéresser aux effets de traumatismes musculo-tendineux (IV.1.2, IV.1.3, IV.1.6) ou de pathologies neuromusculaires (IV.1.5) sur les propriétés élastiques du muscle et du tendon.

IV.1.1. Mesure de la « slack length » des *gastrocnemii* et du tendon d'Achille par élastographie

L'étude présentée dans le paragraphe III.2.3.1 a montré que la mesure du module d'élasticité par SSI permet d'estimer le niveau de tension passive dans les muscles (Maïsetti *et al.*, 2012 P34). Nous avons alors réalisé des mesures similaires sur le tendon d'Achille lors de flexions dorsales passives afin de déterminer si nous sommes capables de mesurer l'élasticité locale du tendon. Nos résultats préliminaires se sont avérés satisfaisants concernant la faisabilité, avec des images échographiques de très bonne qualité, et des cartes d'élasticité montrant très clairement le tendon comme étant beaucoup plus raide que les tissus alentours (Figure 37-A). Nous avons également constaté une augmentation très nette du module d'élasticité de cisaillement avec le niveau d'étirement (Figure 37-B).

Mais ces résultats préliminaires s'avèrent également surprenants. Dans la position étudiée (jambe tendue), nous nous attendions en effet à trouver une « slack length » du tendon d'Achille correspondant à la « slack length » des *gastrocnemii*, ces deux muscles étant les seules structures bi-articulaires qui croisent l'articulation de la cheville. Comme cela est montré Figure 37-B, le module d'élasticité de cisaillement du tendon commençait à augmenter bien avant celui des *gastrocnemii*, ce qui indique que d'autres structures commenceraient à étirer le tendon avant ces muscles. Les résultats préliminaires semblent également indiquer que la « slack length » du tendon est indépendante de l'angle du genou, confirmant que les *gastrocnemii* ne seraient pas les structures qui

produisent de la tension en premiers lors d'une flexion dorsale passive.

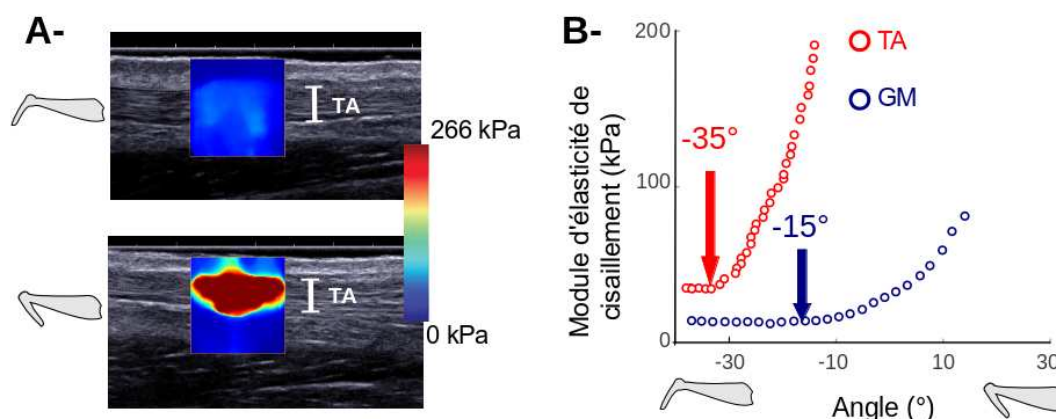


Figure 37 : Résultats préliminaires obtenus pour un sujet lors d'une flexion dorsale passive. Le module d'élasticité de cisaillement est mesuré sur le tendon d'Achille (TA) et les deux chefs du gastrocnemii. A- Cartographies d'élasticité obtenues sur le tendon d'Achille (TA) à 25° de flexion plantaire et 10° en flexion dorsale. B- Relations module d'élasticité-angle montrent une slack length correspondant à 35° en flexion plantaire pour le TA et 15° en flexion plantaire pour le gastrocnemius medialis (GM)

Afin de confirmer ces résultats, 12 sujets ont réalisé des flexions dorsales passives à 80° ; 40° et 0° d'angle du genou (0°, correspondant à la jambe tendue), avec des mesures de modules d'élasticité de cisaillement réalisées par SSI successivement sur le *gastrocnemius lateralis*, le *gastrocnemius medialis*, et le tendon d'Achille. Ces données sont en cours de traitement, et nous recherchons quelle(s) structure(s) pourrait(aient) provoquer l'augmentation précoce du module d'élasticité de cisaillement du tendon d'Achille.

Avancement- Faisabilité. Les expérimentations de cette étude sont terminées. Les traitements et interprétations sont actuellement réalisés en collaboration avec Olivier Maïsetti et François Hug (MIP EA 4334).

IV.1.2. Effets d'une rupture du tendon d'Achille sur le module d'élasticité du tendon

Nos résultats préliminaires présentés dans le paragraphe précédent (Figure 37) montrent que la méthode d'élastographie SSI s'applique parfaitement au tendon, à condition de ne pas le placer sous un niveau de tension trop élevé, du fait de la limite de saturation à 266 kPa. Dans le prolongement des études présentées au paragraphe III.2.1 et dans le paragraphe précédent, il nous semble que les mesures de module d'élasticité de cisaillement par SSI seraient particulièrement intéressantes à appliquer sur des cas de rupture du tendon d'Achille. Il est en effet bien connu que,

quel que soit le type de traitement appliqué, le tendon réparé va perdre de son élasticité du fait des processus de synthèse du collagène (e.g., Krapf *et al.*, 2012). Un des objectifs de la phase de rééducation est alors de rendre son élasticité au tendon, tout en restaurant une limite à rupture suffisamment élevée. L'objectif de cette étude sera donc de quantifier, pour la première fois *in vivo* chez l'homme, ces modifications d'élasticité locales du tendon grâce à la technique d'élastographie SSI juste après une procédure thérapeutique (chirurgicale ou non). Nous envisageons de réaliser des mesures au repos à un angle articulaire induisant une tension minimale pour le tendon, sur la zone réparée et des zones saines, sur la jambe lésée et la jambe controlatérale.

Cette étude sera menée en collaboration avec Peter McNair (Professor, Auckland University of Technology), qui dispose de moyens financiers pour recruter un contractuel, afin de prendre en charge les expérimentations et le traitement des données. Il est également envisagé de contacter très prochainement les services de Chirurgie Orthopédique et Traumatologique et/ou de Médecine Physique et de Réadaptation du CHU de Nantes afin de les informer de cette intention d'étude. Au-delà de l'aspect fondamental qui vise à déterminer l'élasticité locale d'un tendon ayant subi une rupture, cette étude peut potentiellement fortement intéresser ces services pour deux principales raisons. Tout d'abord, il est possible par élastographie de mesurer l'élasticité locale du tendon au repos. Cela n'est pas possible avec les autres méthodes qui impliquent de réaliser des contractions ou des étirements passifs qui peuvent s'avérer dangereux pour un tendon venant d'être soigné après une rupture. Ainsi, dans la littérature, les études réalisées *in vivo* sont généralement réalisées 6 mois voire un an après la rupture, alors que des études réalisées *in vitro* tendent à montrer que la phase initiale est primordiale (Kangas *et al.*, 2003). Ensuite, cette technique pourrait être utilisée pour comparer différents traitements appliqués aux tendons rompus. Il existe en effet différentes méthodes, opératoires ou non, et leur efficacité est actuellement discutée (Khan *et al.*, 2005). Nous pensons donc que la mesure du module d'élasticité par SSI pourrait être particulièrement pertinente dans ce contexte.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est au stade d'idée. Une collaboration devra être mise en place avec un service du CHU de Nantes. Cette étude pourra bénéficier de l'expertise de Peter McNair (Auckland University of Technology, AUT) concernant la problématique de la rupture du tendon d'Achille. Un financement de l'AUT, pourra également être utilisé pour recruter un contractuel afin de réaliser les expérimentations.

IV.1.3. Caractérisation des propriétés mécaniques passives du *biceps brachii* par élastographie - Effets de dommages musculaires

Dans le prolongement de l'étude portant sur la « slack length » du *biceps brachii* (cf., III.2.3.1), nous souhaitons étudier le cycle complet de charge-décharge au cours d'un étirement passif. Il reste en effet à déterminer dans quelle mesure la relation module d'élasticité – angle présente ou non un hystérésis. Il est bien connu que la relation force-longueur des tissus biologiques, du fait de leur viscoélasticité, présente un hystérésis, et nous souhaitons savoir si la mesure du module d'élasticité de cisaillement permet de refléter cette propriété. Cette étude va se prolonger par l'analyse des effets d'étirements cycliques. Au cours de ma thèse, nous avons en effet montré une diminution de l'hystérésis lors de la réalisation de cinq cycles de charge-décharge passifs (Nordez *et al.*, 2008a P5). Nous souhaitons donc également déterminer si le module d'élasticité de cisaillement est diminué au cours des cycles de charge-décharge.

Douze sujets vont réaliser deux séries de cinq cycles d'extensions-flexions passives du coude à $2^{\circ} \cdot s^{-1}$ avec la sonde échographique placée sur le ventre du *biceps brachii*. Une pause de 15 min sera respectée entre chaque série. Nous allons ainsi mesurer de manière synchronisée l'angle articulaire, le couple passif développé au niveau de l'articulation du coude et le module d'élasticité de cisaillement par SSI. L'activité EMG des deux chefs du *biceps brachii* sera également enregistrée et visualisée en temps réel par le sujet et l'expérimentateur afin de vérifier que le muscle est bien inactif au cours de l'étirement. Les deux séries serviront ensuite à analyser la répétabilité des mesures effectuées. L'analyse des relations module d'élasticité-angle va ainsi nous permettre de déterminer si celles-ci présentent un hystérésis et si elles sont modifiées au cours des étirements cycliques.

Une fois validé, ce protocole servira à étudier les effets de dommages musculaires. Il est bien connu qu'une séance excentrique va induire des dommages qui entraînent une augmentation de la raideur passive du système musculo-articulaire (Chleboun *et al.*, 1998 ; Howell *et al.*, 1993 ; Whitehead *et al.*, 2001). Deux principales hypothèses ont été formulées pour expliquer cette augmentation. *i)* Du fait d'un processus inflammatoire, les dommages musculaires vont induire une augmentation du volume musculaire, ce qui pourrait alors augmenter la pression intramusculaire et expliquer l'augmentation de la raideur passive (Howell *et al.*, 1993). Des études ont toutefois montré que l'augmentation de raideur passive survient de manière anticipée (*i.e.*, quelques heures après l'exercice) par rapport à l'augmentation du volume musculaire (*i.e.*, 24 à 48 h après l'exercice) (Chleboun *et al.*, 1998 ; Howell *et al.*, 1993). *ii)* Une perturbation de l'homéostasie calcique

(Balnave et Allen, 1995 ; Balnave *et al.*, 1997) qui induirait une augmentation du nombre de ponts d'actine-myosine résiduels (Fridén et Lieber, 1998). Cette hypothèse semble corroborée par l'analyse des relations couple-angle passives *in vivo* (*cf.*, II.1.4) qui montre une chute de couple bien plus importante lorsque le groupe musculaire considéré a subi une séance excentrique induisant des dommages (Proske et Morgan, 2001 ; Whitehead *et al.*, 2001). Toutefois, *in vivo* la relation couple-angle inclut de nombreuses structures (muscle, tendon, articulation, peau...), et des études plus récentes montrent que les structures tendineuses contribuent significativement à la production du couple passif (Herbert *et al.*, 2011 ; Herbert *et al.*, 2002). La simple analyse des relations couple-angle passives et des modifications de couple au cours d'étirements cycliques ne permet donc pas de conclure que l'augmentation de la raideur passive s'explique par une augmentation du nombre de ponts d'actine-myosine résiduels. Nous souhaitons donc étudier les modifications de la relation module d'élasticité-angle au cours d'étirements cycliques afin de comparer le module d'élasticité de cisaillement et les variations de module au cours de cinq cycles de charge-décharge entre un bras ayant subi des dommages musculaires et le bras controlatéral. Nous émettons l'hypothèse d'une augmentation du module d'élasticité de cisaillement sur le bras ayant subi l'exercice excentrique. Si les modifications du module d'élasticité de cisaillement au cours des cycles de charge-décharge devaient s'avérer plus importantes sur ce bras, cela tendrait à confirmer la présence d'un plus grand nombre de ponts d'actine-myosine du fait de la perturbation de l'homéostasie calcique. Afin de déterminer si ces modifications sont synchrones ou non avec l'apparition de l'œdème, nous réaliserons des IRM pondérées en T2 (Akima *et al.*, 2004 ; Fisher *et al.*, 1990 ; Nosaka et Clarkson, 1996).

Les pré-expérimentations ont déjà eu lieu et 10 sujets participeront à cette étude. Elle se déroulera au sein du Laboratoire de Physiologie et Biomécanique (Mission Recherche) de l'INSEP en collaboration avec Gaël Guilhem et Antoine Couturier. 4 séances de tests seront réalisées la veille, 1 h après, 2 jours après et 21 jours après une séance d'exercices excentriques.

Avancement - Faisabilité. Ces expérimentations sont en cours et se déroulent dans le cadre de la thèse de Lilian Lacourpaille, en collaboration avec François Hug (MIP EA 4334) Gaël Guilhem et Antoine Couturier (Mission recherche, INSEP). Les expérimentations se déroulent au sein de l'INSEP, afin de réaliser des IRM T2 dans les mêmes sessions de tests que pour les mesures par SSI.

IV.1.4. Étude de la transmission de la force entre les muscles par élastographie

Les modélisations biomécaniques émettent généralement l'hypothèse que les muscles sont des producteurs de force indépendants les uns des autres (*e.g.*, Buchanan *et al.*, 2004 ; Erdemir *et al.*, 2007 ; Zajac, 1989). Cependant, des résultats expérimentaux obtenus *in situ* sur muscle animal (Huijing, 2009 ; Maas et Lichtwark, 2009) et *in vivo* chez l'homme (Bojsen-Møller *et al.*, 2010) montrent que certains muscles sont mécaniquement liés, ce qui implique une transmission de la force produite par un muscle *via* un muscle adjacent. Ainsi, Bojsen-Møller *et al.* (2010) ont utilisé l'imagerie échographique pour montrer que la longueur des faisceaux du muscle *soleus* augmente de manière importante au cours d'extensions passives du genou à un angle articulaire de la cheville fixé. Le muscle *soleus* étant monoarticulaire et ne croisant pas l'articulation du genou, cela signifie qu'une partie de la tension passive développée par les *gastrocnemii* (biarticulaires et croisant l'articulation du genou) est transmise au *soleus*, et que les muscles du *triceps surae* ne peuvent être considérés comme indépendants. Cependant, cette étude a mesuré des déplacements par échographie, et du fait de la relation contrainte-déformation non linéaire des tissus biologiques, il est possible que des déplacements soient transmis d'un muscle à l'autre avec une transmission d'effort négligeable. Il s'avère donc nécessaire de quantifier la transmission de force entre les deux muscles pour déterminer l'implication fonctionnelle de cette transmission. C'est ce qu'ont tenté de faire récemment Tian *et al.* (2012). À partir d'une modélisation de la contribution des muscles au couple passif, les résultats de cette étude tendent à montrer que la transmission de force est négligeable. Toutefois, la modélisation développée reste difficile à valider, et une expérimentation est nécessaire pour confirmer les résultats de cette étude.

Ayant montré que la mesure du module d'élasticité par SSI peut permettre de quantifier les variations de tension passive au sein d'un muscle (Maïsetti *et al.*, 2012 P34), nous envisageons d'estimer la force transmise des *gastrocnemii* au *soleus* lors d'une extension passive de la jambe. Nous allons donc reproduire la même expérimentation que celle de Bojsen-Møller *et al.* (2010), avec des mesures de module d'élasticité de cisaillement sur le muscle *soleus*. Cependant, ce muscle est profond sur sa partie proximale, et sur la partie superficielle distale des tissus tendineux raides semblent perturber la propagation des ondes de cisaillement. Cela explique pourquoi nous éprouvons des difficultés à réaliser des mesures par la méthode SSI sur le muscle *soleus* avec notre sonde échographique (SL 15-4, Bande de fréquence : 4-15 MHz). Des essais réalisés, lors d'une visite au sein de l'entreprise Supersonic Imagine, avec une sonde de fréquence ultrasonore

inférieure (*i.e.*, SL 10-2, Bande de fréquence : 2-10 MHz) ont montré que les mesures sur le muscle *soleus* sont facilement réalisables avec cette nouvelle sonde. Dans le cadre du financement obtenu auprès du FEDER, nous allons donc réaliser l'achat de cette sonde pour mener à bien cette expérimentation.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est au stade d'idée. La faisabilité des mesures sur le muscle *soleus* a été montrée avec une sonde (2-10 MHz). Le financement FEDER sera utilisé afin de financer cette nouvelle sonde. De plus, le chercheur post-doctorant du projet FEDER prendra en charge cette étude.

IV.1.5. Effets de pathologies neuromusculaires sur le module d'élasticité des muscles au repos

Les évaluations non-invasives de la fonction neuromusculaire sont nécessaires pour le suivi des myopathies, et ce particulièrement dans le contexte du développement de thérapies. Pour cela, des évaluations semi-quantitatives comme le testing manuel sont réalisées en clinique (Medical Research Council 1943 ; Brooke *et al.*, 1981). Même si ces évaluations restent très utiles dans la pratique clinique pour le suivi des pathologies, ces méthodes présentent également des limitations, principalement du fait de la subjectivité, de la non-linearité des mesures et d'effets seuils. De plus, elles ne permettent pas, ou difficilement, la mise en place d'études statistiques robustes nécessaires pour démontrer l'efficacité d'un potentiel traitement (*i.e.*, essais cliniques des thérapies géniques et cellulaires). Des mesures quantitatives peuvent alors être réalisées en utilisant un ergomètre pour mesurer le couple développé lors d'une contraction maximale volontaire (Munsat, 1990). Cependant, lors de telles mesures, des facteurs psychologiques et de motivation peuvent influencer les résultats et réduire la pertinence de ces mesures chez des patients (Hogrel, 2005). Diverses études ont également montré que les propriétés mécaniques du muscle sont dramatiquement atteintes dans diverses pathologies telles que la Dystrophie Musculaire de Duchenne (Cornu *et al.*, 2001), l'hyperthyroïdie (Bensamoun *et al.*, 2007) ou la sclérose en plaque (Hoang *et al.*, 2009 ; Rizzo *et al.*, 2004). Ces résultats indiquent que les propriétés mécaniques peuvent fournir des informations pertinentes pour la pratique clinique. Cependant, les approches « classiques » de caractérisation de ces propriétés présentées aux paragraphes II.1.3 et II.1.4 impliquent l'utilisation d'ergomètres spécifiques à chaque articulation, et les propriétés de différents muscles ne peuvent être étudiées de manière simple. De plus, ces approches nécessitent la réalisation de contractions musculaires ou d'étirements passifs qui peuvent s'avérer douloureux pour les patients.

La méthode d'élastographie SSI permet d'étudier rapidement et simplement de nombreux

muscles au repos. Par exemple, nous avons montré qu'il suffit de 20 min pour mesurer le module d'élasticité de cisaillement de 9 muscles au repos de manière reproductible (Lacourpaille *et al.*, 2012a P35). Nous sommes ainsi convaincus que cette technique peut s'avérer très pertinente pour l'évaluation des effets de certaines pathologies neuromusculaires. Nous avons donc mis en place des collaborations avec Jean-Yves Hogrel (Directeur du Laboratoire de Physiologie Neuromusculaire de l'Institut de Myologie) et Yann Péréon (PU-PH, Directeur du Centre de Référence des maladies rares de Nantes) afin de comparer le module d'élasticité musculaire de patients atteints de myopathies et de sujets sains. La demande d'autorisation auprès du Comité de Protection des Personnes (CPP) est maintenant acceptée et prévoit de s'intéresser à la Dystrophie Musculaire de Duchenne (DMD), la Dystrophie Myotonique (DM) et le Syndrome de Brody. L'objectif de cette étude, qui est réalisée dans le cadre de la thèse de Lilian Lacourpaille, est de déterminer le niveau de sensibilité des mesures réalisées et d'apprécier la potentielle pertinence clinique de l'utilisation de la méthode SSI pour l'étude du muscle pathologique.

Nous nous intéressons également au chien Golden Retriever, qui est un modèle animal utilisé par une équipe nantaise (Karl Rouger, Thibault Larcher, Yan Chérel, UMR PanTher INRA-ONIRIS 703) pour réaliser des essais de thérapies cellulaires afin de soigner des chiens porteurs de la Dystrophie Musculaire de Duchenne (modèle GRMD). Les premiers résultats de cette équipe s'avèrent très prometteurs (Rouger *et al.*, 2011) et nous cherchons à déterminer si les mesures de module d'élasticité de cisaillement par SSI peuvent permettre de quantifier les effets de la pathologie et des traitements qui sont actuellement testés sur ce modèle canin. Nous avons réalisé une expérimentation pilote sur un chien sain anesthésié et nous avons montré que les mesures de module d'élasticité de cisaillement du muscle au repos sont reproductibles ($CV < 10\%$) entre deux sessions séparées de 15 jours. L'étape suivante est de faire des mesures sur un chien atteint de DMD afin de déterminer la sensibilité de nos mesures qui pourraient par la suite être utilisées pour réaliser un suivi de certains muscles de chiens atteints de DMD, ainsi que de chiens atteints de la même pathologie mais bénéficiant de thérapies cellulaires.

L'enjeu de ces études est de proposer un nouvel outil d'évaluation non invasif de la qualité des muscles et de leur atteinte par une pathologie. Bien que nous soyons aux prémises de cette étude, cette perspective est une source de motivation incomparable pour poursuivre dans cette voie.

Avancement - Faisabilité. Ces études bénéficieront des financements obtenus auprès du FEDER et de l'AFM et intègrent la thèse de Lilian Lacourpaille. Elles seront réalisées en collaboration avec Arnaud Guével, François Hug (MIP EA 4334). La demande auprès du CPP a été acceptée pour la 1ère partie (patients), et elle fera l'objet d'une collaboration avec Jean-Yves Hogrel (Institut de Myologie) et Yann Péréon (PU-PH, Centre de Référence des maladies rares, CHU de Nantes). La faisabilité a été montrée pour la seconde partie (chiens), qui se déroulera en collaboration avec Karl Rouger, Thibault Larcher et Yan Chérel (UMR PanTher INRA-ONIRIS 703).

IV.1.6. Analyse quantitative des points triggers par élastographie

La prévalence des douleurs musculo-squelettiques (*e.g.*, lombalgies, trapezalgies, scapulalgies, douleurs chroniques diffuses) est actuellement deux à trois fois plus importante qu'il y a 40 ans (Harkness *et al.*, 2005), au point que la gestion des douleurs musculo-squelettiques aiguës ou chroniques représente un réel enjeu de santé publique. Parmi ces douleurs, les « points triggers » sont des zones d'hypersensibilité dans un muscle ou un fascia localisées dans des bandelettes de fibres musculaires apparaissant tendues à la palpation (« taut band »). Ces « points triggers » peuvent entraîner des troubles fonctionnels et des pertes d'amplitudes de mouvement. La prise en charge des « points triggers » est actuellement principalement assurée par les kinésithérapeutes et les ostéopathes qui mettent en œuvre diverses pratiques manuelles pour les estomper ou les faire disparaître. Il s'avère toutefois difficile de quantifier l'efficacité de ces traitements et de les comparer. En effet, les « points triggers » sont détectés par palpation comme des « points durs » par le praticien, mais cette évaluation reste très subjective et non quantitative. Plusieurs études récentes ont proposé de quantifier l'élasticité des « points triggers » par élastographie qui semble être la seule méthode quantitative adaptée dans la littérature (Ballyns *et al.*, 2011 ; Chen *et al.*, 2008 ; Shankar et Reddy, 2012 ; Sikdar *et al.*, 2008). Ainsi, Chen *et al.* (2008) ont détecté des points triggers par élastographie par résonance magnétique en quantifiant les variations d'élasticité associées à leur présence (Chen *et al.*, 2008). Étant donné le coût et la difficulté d'accès à l'IRM, il semble délicat d'envisager des applications cliniques pour cette technique dans le cas des « points triggers ». En revanche, de nombreux praticiens disposent d'échographes, et les méthodes d'élastographie basées sur l'utilisation des ultrasons semblent plus adaptées. Trois études ont ainsi montré que la sonoélastographie (*cf.*, II.3.2) peut également permettre de détecter les « points triggers » (Ballyns *et al.*, 2011 ; Shankar et Reddy, 2012 ; Sikdar *et al.*, 2008). Du fait de sa grande sensibilité et reproductibilité, nous pensons que la méthode SSI peut s'avérer avantageuse dans ce contexte. Contrairement à la sonoélastographie, elle ne nécessite pas de vibreur externe et s'avère donc plus simple à mettre en œuvre.

Cette thématique est actuellement portée par Céline Heslan, étudiante en M2 (2012-2013) et en dernière année d'École d'Ostéopathie. Lors de son mémoire de M1, elle s'est tout d'abord familiarisée avec les mesures échographiques et la technique SSI. Son travail a ensuite permis d'étendre l'étude de reproductibilité du module d'élasticité de cisaillement musculaire au repos (Lacourpaille et al., 2012 P35) à des muscles propices à la formation de « points triggers » tels que les muscles paravertébraux et le trapèze. L'objectif de son M2 est alors d'essayer de quantifier la variation d'élasticité entre un « point trigger » et un tissu sain, puis d'étudier et comparer les effets de différents traitements manuels sur ces zones pathologiques et le retour vers des caractéristiques élastiques d'un tissu musculaire sain.

Avancement - Faisabilité. Les expérimentations sont en cours et réalisées par Céline Heslan qui est étudiante en double parcours M2 STAPS et dernière année d'école d'ostéopathie. Cette étude se déroule en collaboration avec François Hug (MIP EA 4334)

IV.2. Caractérisation des propriétés mécaniques du système muscle-tendon lors de contractions

Les premières études envisagées dans cette partie visent à exploiter nos résultats récents (Bouillard *et al.*, 2011b P28 ; Maïsetti *et al.*, 2012 P36) pour estimer de manière non-invasive le niveau de tension ou de contrainte dans les muscles lors de contractions isométriques (IV.2.1, IV.2.2, et IV.2.3). La dernière partie vise à étendre nos travaux à des contractions dynamiques (IV.2.4), et doit faire l'objet d'une collaboration avec Supersonic Imagine qui met en place différentes améliorations sur le module musculo-squelettique actuellement commercialisé. Cette partie contribue donc de manière quasi-exclusive à l'objectif de prolonger nos travaux utilisant la méthode SSI pour estimer la tension dans les muscles et tendons. La dernière partie devrait toutefois permettre à terme d'étudier des tâches plus complexes et ainsi de répondre à l'objectif de s'intéresser à des tâches plus complexes qu'un mouvement mono-articulaire.

IV.2.1. Effet d'une fatigue localisée sur la répartition des contributions des extenseurs du genou au cours d'une contraction isométrique

Il s'agit de la dernière étude de la thèse de Killian Bouillard après les études publiées P28 (Bouillard *et al.*, 2011b), P36 (Bouillard *et al.*, 2012b) et P38 (Bouillard *et al.*, 2012a) (*cf.*, III.3.3). Nous avons dans un premier temps montré que la mesure du module d'élasticité de cisaillement par SSI permet d'estimer le niveau de force produit par un muscle au cours d'une tâche non fatigante isométrique (Bouillard *et al.*, 2011b P28), puisque cette technique permet de quantifier les variations de la répartition des forces entre les muscles au cours d'une flexion du coude (Bouillard *et al.*, 2012b P36). Nous avons ensuite montré que le module d'élasticité de cisaillement reste lié au niveau de force produit par un muscle lors d'une contraction prolongée isométrique induisant de la fatigue musculaire (Bouillard *et al.*, 2012a P38). Cette technique peut donc servir à quantifier les variations de force que produit un muscle avec la fatigue. Cette étude vise alors à étudier comment le système nerveux central organise la répartition des forces entre les muscles pour produire un couple articulaire donné lorsqu'un seul des muscles d'un groupe musculaire est fatigué. Cette question ne peut être tranchée avec les autres méthodes disponibles dans la littérature, puisque par exemple il est bien connu que le niveau d'activité EMG est découplé de la force produite par un

muscle en condition fatigante (Carpentier *et al.*, 2001 ; De Luca, 1984 ; Dideriksen *et al.*, 2011 ; Edwards et Lippold, 1956).

Nous allons donc induire une fatigue localisée au niveau du *vastus lateralis* grâce à un protocole d'électromyostimulation (Akima *et al.*, 2002). Avant et après ce protocole, nous allons demander au sujet de réaliser des extensions de la jambe isométriques à 20 % de la contraction maximale volontaire. Au cours de ces contractions, le module d'élasticité sera mesuré par SSI sur les quatre chefs du quadriceps. 2 sessions, avec et sans fatigue locale du *vastus lateralis*, seront également réalisées et comparées. Dans les deux sessions, le protocole se terminera par un test de temps limite. L'objectif est donc également de comparer la survenue de la fatigue et la coordination des muscles lorsqu'un des muscles du groupe est spécifiquement pré-fatigué avec une condition sans pré-fatigue.

Nous émettons l'hypothèse que le niveau de force produit du muscle *vastus lateralis* et estimé par SSI va être considérablement réduit et compensé par les autres muscles. Il reste à déterminer si tous les autres chefs du quadriceps compensent la fatigue du *vastus latéralis* ou si un muscle est particulièrement sollicité.

Avancement - Faisabilité. Cette étude prend part dans la thèse de Killian Bouillard et les expérimentations sont en cours en collaboration avec Marc Jubeau et François Hug (MIP EA 4334).

IV.2.2. Influence de la douleur sur le module d'élasticité de cisaillement mesuré par SSI

Dans le cadre d'une collaboration avec l'Université du Queensland et le laboratoire du Pr Paul Hodges, nous utilisons la mesure du module d'élasticité de cisaillement pour estimer des modifications de niveau de force isométrique qui pourrait être induite par une douleur musculaire. Ce laboratoire est en effet spécialisé dans l'étude des stratégies motrices mises en place en présence de douleur et utilise un modèle de douleur localisée par injection intra-musculaire d'une solution saline hypertonique. Différentes études ont montré des modifications d'activité électromyographique de surface et élémentaire des muscles douloureux les amenant à émettre l'hypothèse que cette redistribution est mise en place pour diminuer la contrainte dans les parties douloureuses afin de prévenir une augmentation de la douleur et le risque de blessure (Tucker *et al.*, 2012 ; Tucker et Hodges, 2010). Cette hypothèse reste néanmoins à confirmer puisque la contrainte dans les tissus ne pouvait être directement quantifiée par électromyographie. C'est pourquoi nous

utilisons la technique SSI pour mesurer le module d'élasticité de cisaillement suite à une injection saline induisant une douleur locale afin de déterminer si celui-ci est diminué suite à l'injection. En se basant sur nos résultats récents qui tendent à montrer que la mesure du module d'élasticité permet d'estimer les variations de tension ou de contrainte musculaire (Bouillard *et al.*, 2012a P28 ; Bouillard *et al.*, 2011b P38), cette étude devrait contribuer à l'élaboration d'une nouvelle théorie permettant d'expliquer les adaptations de la commande motrice du fait de la douleur. Les expérimentations sont en cours à l'occasion de la venue du Dr Kylie Tucker et Wolbert van den Hoorn pour 3 mois au sein du laboratoire. Je participe à cette étude comme collaborateur secondaire.

Avancement - Faisabilité. Les expérimentations sont en cours au laboratoire, et se déroulent en collaboration avec François Hug (MIP EA 4334) Paul Hodges, Kylie Tucker et Wolbert van den Hoorn (University of Queensland)

IV.2.3. Comparaison des valeurs de module d'élasticité de cisaillement entre des contractions volontaires et électrostimulées

Cette étude vise à étendre nos travaux menés sur le muscle en contraction par SSI, jusqu'ici portant sur des contractions volontaires, aux contractions électrostimulées. Des études récentes ont en effet montré que les contractions électrostimulées induisent des dommages musculaires plus importants que des contractions isométriques volontaires (Jubeau *et al.*, 2012 ; Nosaka *et al.*, 2011). L'hypothèse principale pour expliquer ce résultat serait que les contractions évoquées par stimulation induisent une concentration de contraintes locales plus élevées que les contractions volontaires qui répartiraient les contraintes de manière plus homogène entre les muscles et au sein d'un même muscle (Jubeau *et al.*, 2012 ; Nosaka *et al.*, 2011). Cette hypothèse ne peut être testée de manière directe avec les méthodes disponibles dans la littérature. Nous souhaitons donc tester cette hypothèse par la mesure du module d'élasticité de cisaillement au cours de contractions évoquées par stimulation musculaire qui seront comparées à des contractions volontaires isométriques à un même niveau de couple externe développé. Un étudiant de M2 travaille sur cette thématique en 2012-2013.

Avancement - Faisabilité. Les expérimentations sont en cours, dans le cadre du M2 de Benjamin Blanchard et en collaboration avec Marc Jubeau et François Hug (MIP, EA 4334)

IV.2.4. Estimation de la force musculaire par la mesure du module d'élasticité de cisaillement lors de contractions dynamiques

Nos premiers résultats (Bouillard *et al.*, 2012a P36 ; Bouillard *et al.*, 2012b P38 ; Bouillard *et al.*, 2011b P28 ; Nordez et Hug, 2010 P21) ainsi que les exemples de projets présentés dans les paragraphes IV.2.1, IV.2.2 et IV.2.3 montrent la pertinence et la fécondité en terme de perspectives de recherche de l'estimation du niveau de force produite par un muscle grâce à la mesure du module d'élasticité de cisaillement. La technologie SSI disponible dans l'échographe Aixplorer[®] est actuellement la méthode d'élastographie qui permet la fréquence de mesure la plus élevée (*i.e.*, 1 Hz). Si cette fréquence est adaptée pour l'étude de contractions isométriques, elle semble toutefois insuffisante pour l'étude de contractions dynamiques, ce qui réduit les applications et le potentiel de la technique SSI pour l'étude du muscle en contraction. Cette limite en terme de fréquence d'acquisition n'est pas intrinsèque à la méthode SSI puisque la mesure dure environ 50 μ s (Bercoff *et al.*, 2004b). Une étude récente a ainsi mesuré le module d'élasticité du cœur au cours du cycle cardiaque à 100 Hz (Couade *et al.*, 2011). De plus, la limite de saturation de l'échographe est actuellement fixée à 266 kPa et limite les études à environ 60 % de la contraction maximale volontaire. Ces deux limitations nous semblent être les principaux verrous à lever pour la prolongation de nos travaux et l'utilisation des mesures par SSI pour le muscle en contraction. Jérémy Bercoff (Directeur R&D, Supersonic Imagine) a récemment accepté de nous proposer une version logicielle levant ces deux verrous, et nous serions chargés de tester cette nouvelle version pour le muscle en contraction avant sa commercialisation. Nous espérons que cela pourra initier une collaboration pérenne entre notre laboratoire et cette entreprise.

Une fois ce verrou technologique levé, la prolongation de ces travaux et leur extension à des contractions dynamiques passera par trois étapes indispensables. Tout d'abord, il est bien connu que le muscle peut être considéré comme anisotrope transverse et que le module d'élasticité du muscle dépend de la direction de propagation considérée (Gennisson *et al.*, 2003 ; Gennisson *et al.*, 2010 ; Royer *et al.*, 2011). Lors d'une contraction d'un muscle penné, la modification de l'angle de pennation va induire une modification de la direction des fibres par rapport à la sonde échographique, ce qui risque de biaiser les mesures de module d'élasticité. Nous avons jusqu'ici contourné ce problème en nous intéressant principalement à des muscles fusiformes (*i.e.*, le *biceps brachii* et l'*abductor digiti minimi*), ou à des muscles pennés dans des conditions isométriques à des niveaux de couples constants, avec donc peu de modifications de l'angle de pennation. Il s'avérerait toutefois opportun de corriger cet effet, et particulièrement pour l'étude de contractions dynamiques.

Cependant, l'anisotropie du muscle (*i.e.*, le ratio entre les modules d'élasticité mesurés parallèlement et perpendiculairement aux fibres) étant dépendante de son niveau de tension, cette correction n'est pas simple à réaliser. Il serait donc pertinent d'engager une étude, qui pourrait être menée en collaboration avec une équipe de physique des ondes (*e.g.*, L'Institut Langevin et/ou Stefan Catheline de l'UMR INSERM LABTAU), afin de mieux comprendre et modéliser les modifications de l'anisotropie du muscle en fonction de la force qu'il développe. *In fine*, l'objectif serait d'être en mesure de corriger l'influence des modifications d'angle de pennation au cours d'une contraction ou d'un mouvement sur la mesure du module d'élasticité de cisaillement.

Dans un second temps, l'augmentation de la limite de saturation nous permettrait d'étudier des contractions maximales volontaires afin de déterminer si le module d'élasticité de cisaillement suit la relation force-longueur. Pour cela, nous pourrions développer la méthode proposée par Gao *et al.* (Gao et Zhang, 2008) afin d'obtenir la relation force-longueur des *gastrocnemii*. Cette relation devra ensuite être confrontée à la relation module d'élasticité-longueur obtenue par SSI. Dans un dernier temps, il s'avérera nécessaire de déterminer si la mesure du module d'élasticité de cisaillement permet de suivre la relation force-vitesse. Afin d'obtenir la relation force-vitesse d'un muscle *in vivo* nous pourrions étendre l'approche de Gao *et al.* (2008) à des contractions isocinétiques comme cela est proposé au paragraphe IV.3.4.

Si ces étapes produisent des résultats positifs, de très nombreuses applications pourraient être envisagées. Il nous semble qu'il serait particulièrement intéressant de confronter les mesures de module d'élasticité aux nombreuses modélisations développées pour estimer la force produite par un muscle (Erdemir *et al.*, 2007). La technique permettrait également de s'intéresser à des mouvements tels que le pédalage, le geste d'aviron, la marche ou la course, et pourrait alors s'avérer complémentaire des analyses cinématique et dynamique classiquement réalisées. Dans ce contexte, il est envisagé de mettre en place un projet de recherche ambitieux en collaboration avec Supersonic Imagine et David Amarantini qui est spécialisé dans la modélisation musculo-squelettique pour l'estimation des forces musculaires (*e.g.*, Amarantini *et al.*, 2004 ; Amarantini *et al.*, 2010). Ce projet pourrait être déposé auprès de l'Agence Nationale pour la Recherche en 2014.

Avancement - Faisabilité. Cette étude se déroulera en collaboration avec François Hug (MIP EA 4334) et la société Supersonic Imagine qui développe actuellement une nouvelle version logicielle permettant d'augmenter la limite de saturation et la fréquence d'acquisition des mesures d'élastographie par la méthode SSI. Dans un second temps, il faudra étudier l'anisotropie du muscle puis vérifier que la mesure du module d'élasticité de cisaillement permet de reconstruire les relations force-longueur et force-vitesse du muscle. Ces études pourraient déboucher sur la formalisation d'un projet de recherche sur l'estimation de la force musculaire en conditions dynamiques qui pourrait être soumis à l'Agence Nationale pour la Recherche en 2014.

IV.3. Observation en temps réel de l'ensemble muscle-tendon par échographie ultrarapide : interactions entre propriétés élastiques et contractiles

On notera que dans la partie précédente je n'ai pas proposé de suite aux travaux menés sur l'utilisation de la méthode alpha *in vivo* (III.3.2) ou de la méthode échographique utilisée pour caractériser les propriétés mécaniques du tendon (III.3.1). Je prévois en effet de prolonger ces travaux de manière légèrement différente, en utilisant l'échographie ultrarapide, et ces projets sont présentés dans les parties IV.3.1 et IV.3.2. Je prévois également d'utiliser la méthode mise en place pour étudier les effets de dystrophies musculaires sur le délai électromécanique (IV.3.3). Une suite aux travaux concernant la relation force-vitesse est également proposée (IV.3.4). Les études présentées en IV.3.2 et IV.3.4 permettront de s'intéresser à des mouvements plus complexes tels que la marche, la course ou le pédalage. Cette partie contribue donc à s'intéresser à deux des trois principales priorités énoncées dans l'introduction à savoir l'utilisation de l'échographie ultrarapide pour l'étude du comportement de l'ensemble muscle-tendon, le développement d'études des effets de pathologies neuromusculaires et enfin l'étude de tâches pluri-articulaires.

IV.3.1. Mesures de raideur « short range » et méthode alpha revisitée par échographie ultrarapide

Si la méthode alpha décrite au paragraphe III.3.2 présente l'avantage d'être la seule à permettre de caractériser une raideur musculaire et tendineuse en contraction à partir d'un ergomètre, la principale limite est de caractériser la raideur short-range de l'ensemble des fléchisseurs plantaires, et de ne pas permettre de dissocier les nombreux muscles impliqués. Pour répondre à cette critique, il serait intéressant d'utiliser l'échographie ultrarapide afin de mesurer les variations de longueur des faisceaux, de l'aponévrose et du tendon d'un muscle tel que le *gastrocnemius medialis* au cours de l'étirement utilisé pour caractériser la raideur « short range ». Ces mesures échographiques permettraient de caractériser les raideurs des faisceaux, de l'aponévrose et du tendon d'un muscle donné. Il s'agit d'une idée nouvelle qui me semble pertinente et que je souhaite approfondir.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est au stade d'idée. Si nous disposons du matériel nécessaire à la mise en place de cette étude, il reste à déterminer ses conditions pratiques de réalisation en terme de moyens humains.

IV.3.2. Effets chroniques de protocoles d'entraînement sur les interactions faisceaux-aponévrose-tendon

Grâce à l'échographie utilisée pour analyser différentes tâches (marche, course, sauts, *etc.*), il est maintenant bien connu que les variations de longueur des fibres musculaires sont bien plus faibles que les variations de longueur de l'ensemble muscle-tendon (Cronin et Lichtwark, 2012). Cela est dû aux structures tendineuses qui, du fait de leur élasticité, s'allongent et se raccourcissent de manière importante. Fonctionnellement, cela permet de bénéficier de stockages restitution d'énergie élastique tout en diminuant les variations de longueur des fibres musculaires. Cela entraîne donc une diminution du coût énergétique inhérent à ces tâches (*cf.*, II.2.2). Ces études tendent ainsi à montrer qu'un tendon souple serait avantageux pour la réalisation de tâches impliquant un cycle étirement détente (Lichtwark et Wilson, 2007). Pourtant de nombreuses études montrent que les protocoles d'entraînement de la force (Kubo *et al.*, 2002a) ou en pliométrie (Fouré *et al.*, 2010b ; Kubo *et al.*, 2007) augmentent la raideur du tendon et réduisent donc son élasticité. Sur la base de ces résultats, on peut ainsi émettre l'hypothèse que ces entraînements vont altérer le cycle étirement détente en réduisant l'allongement du tendon et en augmentant les variations de longueur des fibres musculaires. Pourtant, l'objectif de l'entraînement est portant souvent d'optimiser le cycle étirement-détente. Les effets des entraînements sur les interactions faisceaux-aponévrose-tendon restent donc mal compris et cette partie du projet vise à étudier ces effets.

Des expérimentations préliminaires devront dans un premier temps être mises en place pour montrer que nous sommes capables de faire des mesures échographiques fiables au cours de tâches telles que la marche, la course ou les sauts. Ces mesures échographiques devront être agrémentées de mesures cinématiques et bénéficieront donc du projet ANOPACy présenté dans la partie IV.4 de ce mémoire. Notre expérience des mesures échographiques, et l'utilisation de l'échographe ultrarapide dont nous disposons au laboratoire (Nordez *et al.*, 2009c) devraient largement contribuer à la réalisation de ces travaux. Les effets de protocoles d'entraînements pliométrique et isométrique pourraient ensuite être étudiés afin de mieux comprendre leurs impacts sur les structures tendineuses et leurs interactions avec les fascicules musculaires lors de différentes tâches. Ce projet devrait donc contribuer à une meilleure compréhension fondamentale des effets des entraînements, mais pourrait également produire des recommandations pratiques pour certains types d'entraînements.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est au stade d'idée. Nous allons disposer du matériel nécessaire à la mise en place de cette étude, mais il reste à déterminer ses conditions pratiques de réalisation en terme de moyens humains.

IV.3.3. Effets de dystrophies sur le délai électromécanique étudié par échographie ultrarapide

Dans le prolongement de nos études sur le délai électromécanique (III.4.1), et dans le cadre de la même expérimentation que celle présentée dans le paragraphe IV.1.5, nous prévoyons d'étudier les effets de dystrophies sur les principaux mécanismes induisant le délai électromécanique. Ces pathologies affectent le couplage excitation-contraction qui est caractérisé *via* le délai entre la stimulation électrique et le début de mouvement des faisceaux du muscle (Figure 28). Nous pouvons donc émettre l'hypothèse d'une augmentation de ce délai. En revanche, certaines dystrophies comme la Dystrophie Musculaire de Duchenne induisant une augmentation de la raideur de la CES (Cornu *et al.*, 2001), nous pouvons émettre l'hypothèse d'une diminution du délai entre le début de mouvement des faisceaux musculaires et le début de production de la force, traduisant une augmentation de la vitesse de transmission de la force. Cette étude devrait donc être complémentaire de celle qui vise à étudier les propriétés élastiques des muscles par SSI, afin de mieux comprendre et mieux caractériser les effets des pathologies neuromusculaires étudiées (i.e., dystrophie musculaire de Duchenne, dystrophie myotonique et syndrome de Brody).

Avancement - Faisabilité. La demande auprès du CPP a été acceptée. Cette étude bénéficiera des financements obtenus auprès du FEDER et de l'AFM et intègre la thèse de Lilian Lacourpaille. Elle sera réalisée en collaboration avec Arnaud Guével, François Hug (MIP EA 4334), Jean-Yves Hogrel (Institut de Myologie) et Yann Péréon (PU-PH, Centre de Référence des maladies rares, CHU de Nantes) au premier semestre de l'année 2013.

IV.3.4. Relation force-vitesse revisitée par l'utilisation de l'échographie ultrarapide

Ce projet se place dans la continuité de l'étude III.4.3. Il est porté par Hugo Hauraix, étudiant en première année de thèse co-encadrée par Sylvain Dorel (MCU) et moi-même. Le but de ce travail de thèse est de caractériser la relation force-vitesse *in vivo* avec une approche hiérarchisée permettant d'appréhender le problème à différents niveaux à l'aide de l'échographie ultrarapide : les fascicules, le tendon, le complexe muscle-tendon et enfin l'articulation. Les objectifs principaux sont *i*) de déterminer l'influence de l'interaction tendon-fascicules lors de mouvements explosifs (proches de la vitesse maximale) ; *ii*) de déterminer les contributions relatives de différents muscles dans la relation couple-vitesse angulaire ; *iii*) d'étudier l'influence d'expertises sportives sur les interactions tendon-fascicules ; *iv*) d'explorer la réalisation de tâches plurisegmentaires.

La vitesse maximale de raccourcissement des fascicules d'un muscle n'a, à notre connaissance, jamais été mesurée *in vivo*. Dans une première étude, nous prévoyons donc d'utiliser la méthode du

« slack test » (Edman, 1979) développée *in vivo* par Sasaki et Ishii (Sasaki et Ishii, 2005 ; Sasaki et Ishii, 2010) pour des mouvements mono-articulaires. Cette technique consiste à imposer un raccourcissement très rapide à un groupe musculaire contracté. L'amplitude angulaire parcourue est alors divisée par le temps mis pour que le muscle développe à nouveau une force, ce qui permet d'obtenir la vitesse maximale de raccourcissement. Cette vitesse maximale est alors bien supérieure à celle rapportée lors d'autres tâches explosives étudiées dans la littérature (Sasaki et Ishii, 2005 ; Sasaki et Ishii, 2010). Nous ajouterons à ces expérimentations des mesures échographiques sur les fascicules et les jonctions myotendineuses des différents muscles impliqués. Cette étude devrait nous permettre de mieux comprendre les déterminants de la réalisation de contractions explosives et de déterminer le(s) muscle(s) réellement producteur(s) de la vitesse maximale et/ou limitant celle-ci au niveau articulaire. Elle devrait également permettre d'améliorer la modélisation mathématique des relations force-vitesse qui ne recouvrent aujourd'hui guère plus de la moitié de la vitesse maximale de raccourcissement.

La seconde étude vise également à améliorer la caractérisation des relations force-vitesse en proposant une méthode plus précise que celle utilisée aujourd'hui pour estimer la force produite par un ensemble muscle-tendon (Thom *et al.*, 2007). Au préalable, de nombreuses études montrent que, du fait de mouvements du pied par rapport à l'ergomètre, les mesures d'angle articulaire de l'ergomètre ne sont pas satisfaisantes (Arampatzis *et al.*, 2008 ; Gerus *et al.*, 2011 ; Magnusson *et al.*, 2001). Dans les études précédentes réalisées sur l'articulation de la cheville, nous avons donc également mesuré l'angle articulaire à partir d'un goniomètre électronique (Fouré *et al.*, 2010a P22 ; Fouré *et al.*, in press P40). Dans le cadre de contractions dynamiques, il semble toutefois intéressant de mesurer la cinématique articulaire de manière plus précise, et ce projet pourra bénéficier du projet ANOPACy (*cf.*, IV.4) et qui débouchera sur le développement de mesures cinématiques au sein du laboratoire. Deux approches seront ensuite envisagées pour estimer la force produite par un muscle. La première pourrait consister à utiliser la méthode d'estimation de la force musculaire par élastographie, qui devrait être étendue à des conditions dynamiques (*cf.*, IV.2.4). Pour cela, il nous sera nécessaire d'avoir une fréquence de mesure élastographique supérieure. La deuxième consistera à adapter la méthode développée par Hoang *et al.* (2005) et reprise par Nordez *et al.* (2010) pour le muscle passif. Cette méthode a déjà permis d'obtenir la relation force-longueur du muscle *in vivo* en condition isométrique (Gao et Zhang, 2008) et devra également être étendue à des contractions dynamiques. Cette étude tentera de répondre à l'objectif de la détermination des contributions relatives des différents muscles dans la relation couple-vitesse articulaire. Ajoutée à la mesure des

vitesse de raccourcissement des faisceaux (*cf.*, III.4.3), cela devrait permettre d'obtenir la relation force-vitesse des faisceaux.

Un troisième volet envisage d'étudier la relation force-vitesse aux niveaux des fascicules, du tendon, de l'ensemble muscle-tendon lors de mouvements mono-articulaires chez des athlètes spécialistes du sprint qui possèdent des vitesses maximales articulaires très élevées en comparaison à une population de sédentaires. À ce sujet, certaines caractéristiques architecturales ont déjà pu être mises en évidence sur cette population, et notamment l'existence d'un bras de levier musculaire plus faible (Lee et Piazza, 2009) et de longueurs des fascicules plus importantes (Kumagai *et al.*, 2000). Le but sera ainsi d'étudier dans quelle mesure les différences de vitesses maximales articulaires sont expliquées uniquement par des différences au niveau des propriétés contractiles et/ou par des interactions différentes faisceaux-aponévrose-tendon.

Le cas du mouvement polyarticulé est encore plus complexe. Or, au cours de mouvements tels que le pédalage, la plupart des auteurs rapportent une relation de type linéaire entre la force exercée et la vitesse de mouvement (Dorel *et al.*, 2005 ; Sargeant *et al.*, 1981). Au niveau mécanique, les trois mouvements articulaires (cheville, genou, hanche) induisent nécessairement des modifications importantes de la longueur des muscles mais aussi des bras de levier, dont on sait qu'ils ont un impact majeur indépendamment de la vitesse de contraction du muscle. Par voie de fait, certains auteurs pensent que la valeur de vitesse maximale extrapolée à partir du modèle linéaire est directement liée à une fréquence maximale de mouvement qui serait largement influencée par la coordination intermusculaire et la dynamique d'activation (van Soest et Casius, 2000). Ils émettent l'hypothèse très plausible que les muscles sont loin de se raccourcir à une vitesse proche de leur vitesse maximale réelle (qu'elle soit associée au complexe muscle-tendon ou aux fascicules). Le but de cette dernière étude sera ainsi d'investiguer sur un muscle mono-articulaire et un muscle bi-articulaire la vitesse de raccourcissement atteinte (par échographie) au cours du mouvement de pédalage réalisé à vitesse maximale et de la comparer à leur vitesse maximale intrinsèque mesurée au cours d'un mouvement mono-articulaire. Nous émettons l'hypothèse que l'expertise dans la réalisation d'un mouvement explosif complexe devrait permettre aux muscles impliqués de se rapprocher de leur vitesse maximale de raccourcissement. Là encore, le développement de mesures cinématiques prévu dans la partie IV.4 sera précieux pour mesurer les vitesses articulaires.

Avancement - Faisabilité. Ce projet est porté par la thèse d'Hugo Hauraix, en collaboration avec Sylvain Dorel (MIP EA 4334). Une collaboration est également envisagée avec Joseph Rabita pour l'étude sur les effets de l'expertise.

IV.4. Analyses pluridisciplinaires de la performance en aviron

Le projet de recherche ANOPACy (Analyse et Optimisation des Performances en Aviron et Cyclisme : l'impact de nouvelles technologies de recherche et d'aide à l'entraînement. Approches mécanique, biologique, neurophysiologique et cognitive), porté par Arnaud Guével et Jacques Saury, a été déposé auprès de la Région des Pays de la Loire dans le cadre du volet « émergence collective » de l'appel à projets annuel lancé en 2012. Il est financé à hauteur de 489000 €, et intègre 65 personnes (chercheurs, personnels techniques et techniciens sportifs) pour 15 équivalents temps plein sur trois ans. Ce projet vise à étudier la performance et les conditions de son optimisation en aviron et en cyclisme, tout en ambitionnant de répondre à des questions scientifiques de portée plus générale, relevant de la mécanique, de la biomécanique, de la physiologie musculaire, de la biologie moléculaire, de la psychologie et de l'ergonomie. Il vise également à évaluer l'impact de nouvelles technologies et démarches méthodologiques innovantes, d'une part orientées vers des enjeux scientifiques, et d'autre part au bénéfice de la communauté sportive. Il comporte trois axes pluridisciplinaires : *i*) Analyse et optimisation des coordinations motrices ; *ii*) Adaptations et transformations du potentiel de performance, *iii*) Caractérisation et modélisation de gestes cycliques. Je serai impliqué dans les trois axes du projet sur des thèmes d'étude concernant principalement l'aviron. Je vais ainsi continuer à m'engager dans l'analyse pluridisciplinaire de la performance en aviron au travers du projet ANOPACy, ce qui va me permettre de prolonger les trois axes de recherches présentés dans la synthèse (*cf.*, III.5). Ce projet va également me permettre d'étendre mon champ de compétences et celui du laboratoire aux mesures cinématiques 3D. Ces mesures seront utiles dans différentes parties du projet déjà présentées et pour répondre à l'orientation qui vise l'étude de tâches pluri-articulaires telles que la marche, la course, le pédalage ou le geste d'aviron.

IV.4.1. Mesures en navigation

Il est prévu de prolonger ce thème en collaboration avec le Dr Floren Colloud (Équipe Robioss, Institut Pprime, UPR 3336). Dans un premier temps, des capteurs de préhension 3D, développés par la société Sensix, vont être utilisés afin de mesurer le torseur des efforts 3D développés par le rameur. Cela va tout d'abord nous permettre de confronter les mesures 3D aux

mesures réalisées en routine à l'entraînement (*cf.*, III.5.3), et qui n'ont pas été validées. Nous allons ainsi pouvoir quantifier l'erreur du calcul de la puissance produite lorsqu'il est réalisé avec un système de mesure d'effort 1D (parallèle à l'avancement du bateau) tel celui développé par Peach Innovations. Cela va également nous permettre de calculer le point d'application de la résultante des efforts hydrodynamiques sur la palette. Il s'agira d'une mesure tout à fait originale, qui n'a, à notre connaissance, jamais été rapportée dans la littérature. Nous pensons que la trajectoire de ce point d'application est fortement dépendante du niveau d'expertise, et qu'il sera pertinent à proposer comme outil d'analyse de la performance. L'instrumentation mise en œuvre sera ensuite utilisée pour comparer différents types d'aviron qui sont utilisés, mais dont les effets sur la performance restent mal compris.

De plus, nous prévoyons d'estimer la cinématique 3D du membre inférieur et du tronc en navigation. Cette cinématique en navigation n'est pas connue précisément puisque l'approche classique utilisée pour l'analyse biomécanique du mouvement humain en 3D (*i.e.*, identification de la situation des segments dans l'espace grâce à un système d'analyse du mouvement) est complexe à mobiliser en condition écologique de pratique (Begon *et al.*, 2009). Cette étude vise donc à utiliser des algorithmes originaux de reconstruction de la cinématique 3D basés sur des techniques avancées d'optimisation numérique issues de la robotique. Ces algorithmes, qui permettront de situer les segments sans système d'analyse du mouvement associé à des capteurs placés sur le corps humain (Begon *et al.*, 2009), sont en cours de développement au sein de l'équipe ROBIOSS de l'Institut PPrime. Les cinématiques obtenues, associées aux efforts de contact seront ensuite intégrées dans les équations du mouvement afin de calculer par dynamique inverse les efforts articulaires. La cinématique et les efforts articulaires seront confrontés à l'approche classique sur des bancs d'essais spécialement développés pour valider l'approche originale proposée (Begon et Lacouture, 2010). C'est dans ce contexte que nous allons mettre en place, au premier semestre 2013, les mesures cinématiques 3D au sein du laboratoire. Nous pourrons ensuite, pour la première fois, quantifier la cinématique et les efforts articulaires en navigation en 3D, par exemple pour calculer les puissances produites par les différentes articulations et ainsi mieux comprendre le rôle de chacune. Ces outils devraient donc permettre une meilleure compréhension fondamentale de la performance du rameur en navigation. Afin de nous aider dans cette tâche, Vincent Fohanno, docteur de l'Université de Poitiers, a été recruté cette année comme ATER dans notre laboratoire, et un support de post-doctorat (2013-2014) sera mis à disposition de cette étude *via* le projet ANOPACy.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est financée via le projet ANOPACy et se déroulera sur l'année 2013. Elle est menée en collaboration avec Arnaud Guével, Vincent Fohanno (MIP EA 4334), Floren Colloud (Institut Pprime) et un chercheur post-doctorant qui sera recruté en 2013-2014.

IV.4.2. Mesures sur ergomètre : confrontation de la cinématique, de la dynamique, de l'EMG entre des conditions simulées sur ergomètre fixe vs. mobile vs. en navigation

Nous comptons ensuite mettre à profit les innovations technologiques (*i.e.*, capteurs de préhension 3D, cinématique 3D en navigation reconstruite par optimisation) pour comparer différentes conditions de pratique. Un protocole aura ainsi pour but d'étudier la biomécanique du geste d'aviron au cours de trois sessions réalisées successivement sur un ergomètre classiquement utilisé dans l'entraînement des rameurs, un ergomètre spécifique modifié (*i.e.*, cale pied mobile) et lors d'une condition *in situ* en navigation. L'objectif sera de tester la capacité des deux ergomètres à reproduire la cinématique, la dynamique et les coordinations musculaires obtenues en navigation. Nous émettons l'hypothèse que la condition « cales pieds mobiles », qui est pourtant très peu utilisée dans l'entraînement, permet une simulation plus fidèle de la condition en navigation comparée à l'ergomètre avec des cales pieds fixes, tout en réduisant les efforts au niveau des articulations lombaires (Colloud *et al.*, 2006). Dans un dernier temps, nous souhaitons éprouver le modèle de calcul de la vitesse de l'ergomètre Concept II, qui est relativement arbitraire, en comparant les relations cadence-puissance-vitesse sur l'ergomètre et en navigation. S'il est bien connu que les valeurs de vitesse affichées par l'ergomètre ne reflètent pas des vitesses en skiff (de Campos Mello *et al.*, 2009), il serait problématique que les allures de ces relations ne soient pas similaires, car cela voudrait dire que les écarts et classements établis entre les rameurs sur ergomètre pourraient être biaisés.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est financée via le projet ANOPACy et est menée en collaboration avec Arnaud Guével, Vincent Fohanno (MIP EA 4334), Floren Colloud (Institut Pprime) et un chercheur post-doctorant qui sera recruté en 2013-2014. Elle se déroulera au cours de l'année 2014.

IV.4.3. Confrontation d'analyses biomécaniques et en ergonomie cognitive : construction des modes de coordination au cours du temps au sein d'équipes en formation

Cette étude a pour but de prolonger les travaux engagés dans le cadre du projet OPERF2A. Dans un premier temps, nous pourrions améliorer la détermination des marqueurs biomécaniques de la performance grâce aux méthodes présentées dans les deux paragraphes précédents. Nous souhaitons ensuite investiguer des phénomènes relatifs à la construction des modes de coordination entre les membres d'un même équipage. Il s'agira de décrire la façon dont l'assemblage d'activités individuelles se transforme au cours du temps pour produire un collectif plus efficace, plus économique et plus performant, en aviron. Pour cela, l'étude des transformations de l'activité collective sera conduite dès la formation d'équipages de « deux de pointe sans barreur » (équipages juniors ou seniors, féminins et masculins), et durant la saison pré-compétitive et compétitive en « bateaux courts ». Trois à cinq recueils seront réalisés au cours de cette période, sur un protocole standardisé lors d'entraînements (500 m départ arrêté, à cadence de course). L'étude mettra en jeu la même méthodologie que celle que nous avons déjà mise en place (*cf.*, III.5.3) : analyse conjointe des dimensions intersubjectives, comportementales et biomécaniques de la coordination. Nous souhaitons ainsi mieux comprendre et analyser l'évolution dans le temps des caractéristiques des collectifs étudiés (dynamique d'évolution de la construction / déconstruction d'un référentiel partagé, évolution des dynamiques comportementales et intersubjectives de coordination, *etc.*), et leurs répercussions sur la transformation des activités individuelles et leurs « fonctions » respectives dans l'activité collective. Dans le cadre du projet ANOPACy, un contrat d'ingénieur d'étude sur 6 mois est prévu comme support humain à cette étude.

Avancement - Faisabilité. Cette étude est financée via le projet ANOPACy et est menée en collaboration avec Jacques Saury et Carole Sève (MIP EA 4334). Un ingénieur d'étude sera recruté pour mener à bien les expérimentations qui se dérouleront sur les années 2013 et 2014.

Bibliographie

- Aagaard P, Andersen JL, Dyhre-Poulsen P, Leffers AM, Wagner A, Magnusson SP, Halkjaer-Kristensen J, Simonsen EB. (2001). A mechanism for increased contractile strength of human pennate muscle in response to strength training: changes in muscle architecture. *J Physiol*, 534: 613-623
- Abe T, Kumagai K, Brechue WF. (2000). Fascicle length of leg muscles is greater in sprinters than distance runners. *Med Sci Sports Exerc*, 32: 1125-1129
- Ackland DC, Lin Y, Pandy MG. (2012). Sensitivity of model predictions of muscle function to changes in moment arms and muscle-tendon properties: a monte-carlo analysis. *J Biomech*, 45: 1463-1471
- Akima H, Foley JM, Prior BM, Dudley GA, Meyer RA. (2002). Vastus lateralis fatigue alters recruitment of musculus quadriceps femoris in humans. *J Appl Physiol*, 92: 679-684
- Akima H, Takahashi H, Kuno S, Katsuta S. (2004). Coactivation pattern in human quadriceps during isokinetic knee-extension by muscle functional mri. *Eur J Appl Physiol*, 91: 7-14
- Alfredson H, Pietilä T, Jonsson P, Lorentzon R. (1998). Heavy-load eccentric calf muscle training for the treatment of chronic achilles tendinosis. *Am J Sports Med*, 26: 360-366
- Almeida-Silveira MI, Pérot C, Pousson M, Goubel F. (1994). Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflugers Arch*, 427: 289-294
- Amarantini D, Martin L. (2004). A method to combine numerical optimization and EMG data for the estimation of joint moments under dynamic conditions. *J Biomech*, 37(9): 1393-404
- Amarantini D, Rao G, Berton E. (2010). A two step EMG-and-optimization process to estimate muscle force during dynamic movement. *J Biomech*, 43(9): 1827-30
- Arampatzis A, Monte GD, Karamanidis K. (2008). Effect of joint rotation correction when measuring elongation of the gastrocnemius medialis tendon and aponeurosis. *J Electromyogr Kinesiol*, 18: 503-508
- Badel P, Avril S, Lessner S, Sutton M. (2012). Mechanical identification of layer-specific properties of mouse carotid arteries using 3d-dic and a hyperelastic anisotropic constitutive model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15: 37-48
- Baechle TR, Earle RW. (2008). *Essentials of strength training and conditioning*. Human Kinetics
- Ballyns JJ, Shah JP, Hammond J, Gebreab T, Gerber LH, Sikdar S. (2011). Objective sonographic measures for characterizing myofascial trigger points associated with cervical pain. *J Ultrasound Med*, 30: 1331-1340
- Balnavé CD, Allen DG. (1995). Intracellular calcium and force in single mouse muscle fibres following repeated contractions with stretch. *J Physiol*, 488: 25-36
- Balnavé CD, Davey DF, Allen DG. (1997). Distribution of sarcomere length and intracellular calcium in mouse skeletal muscle following stretch-induced injury. *J Physiol*, 502: 649-659
- Barber L, Barrett R, Lichtwark G. (2009). Validation of a freehand 3d ultrasound system for morphological measures of the medial gastrocnemius muscle. *J Biomech*, 42: 1313-1319
- Begon M, Colloud F, Fohanno V, Bahuaud P, Monnet T. (2009). Computation of the 3d kinematics in a global frame over a 40m-long pathway using a rolling motion analysis system. *J Biomech*, 42: 2649-2653
- Begon M, Lacouture P. (2010). Accuracy of 3-d reconstruction with occlusions. *J Appl Biomech*, 26: 104-108
- Bensamoun SF, Glaser KJ, Ringleb SI, Chen Q, Ehman RL, An K. (2008). Rapid magnetic resonance elastography of muscle using one-dimensional projection. *J Magn Reson Imaging*, 27: 1083-1088
- Bensamoun SF, Ringleb SI, Chen Q, Ehman RL, An K, Brennan M. (2007). Thigh muscle stiffness assessed with magnetic resonance elastography in hyperthyroid patients before and after medical treatment. *J Magn Reson Imaging*, 26: 708-713
- Bensamoun SF, Ringleb SI, Littrell L, Chen Q, Brennan M, Ehman RL, An K. (2006). Determination of thigh muscle stiffness using magnetic resonance elastography. *J Magn Reson Imaging*, 23: 242-247
- Bercoff J, Tanter M, Fink M. (2004a). Supersonic shear imaging: a new technique for soft tissue elasticity mapping. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 51: 396-409
- Bercoff J, Tanter M, Muller M, Fink M. (2004b). The role of viscosity in the impulse diffraction field of elastic waves induced by the acoustic radiation force. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 51: 1523-1536
- Blanpied P, Smidt GL. (1992). Human plantarflexor stiffness to multiple single-stretch trials. *J Biomech*, 25: 29-39
- Bojsen-Møller J, Schwartz S, Kalliokoski KK, Finni T, Magnusson SP. (2010). Intermuscular force transmission between human plantarflexor muscles in vivo. *J Appl Physiol*, 109: 1608-1618

- Bouillard K, Guével A, Hug F. (2011a). The electromyographic fatigue threshold is not a valid tool to assess muscle function. *J Electromyogr Kinesiol*, 21: 229-235
- Bouillard K, Nordez A, Hug F. (2011b). Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS One*, 6: e29261
- Bouillard K, Hug F, Guevel A, Nordez A. (2012a). Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *J Appl Physiol*
- Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. (2012b). Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *J Biomech*, 45: 1424-1429
- Boyas S, Nordez A, Cornu C, Guével A. (2006). Power responses of a rowing ergometer: mechanical sensors vs. Concept 2 measurement system. *Int J Sports Med*, 27: 830-833
- Brooke MH, Griggs RC, Mendell JR, Fenichel GM, Shumate JB, Pellegrino RJ. (1981). Clinical trial in duchenne dystrophy. i. the design of the protocol. *Muscle Nerve*, 4: 186-197
- Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech*, 20: 367-395
- Butler DL, Grood ES, Noyes FR, Zernicke RF. (1978). Biomechanics of ligaments and tendons. *Exerc Sport Sci Rev*, 6: 125-181
- Butler RJ, Crowell HP3, Davis IM. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 18: 511-517
- Campy RM, Coelho AJ, Pincivero DM. (2009). Emg-torque relationship and reliability of the medial and lateral hamstring muscles. *Med Sci Sports Exerc*, 41: 2064-2071
- Carpentier A, Duchateau J, Hainaut K. (2001). Motor unit behaviour and contractile changes during fatigue in the human first dorsal interosseus. *J Physiol*, 534: 903-912
- Catheline S. (1998). *Interferometrie-speckle ultrasonore : application à la mesure d'élasticité*. Thèse de doctorat de l'Université de Paris 7
- 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
- Chao EY. (1989). *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific. .
- Chen H, Liao J, Wang C, Lai H, Jan M. (2009). A novel method for measuring electromechanical delay of the vastus medialis obliquus and vastus lateralis. *Ultrasound Med Biol*, 35: 14-20
- Chen Q, Basford J, An K. (2008). Ability of magnetic resonance elastography to assess taut bands. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23: 623-629
- Chénier D, Léger L. (1991). [measurement of vo2 max with 2 rowing ergometers on the water in a skiff]. *Can J Sport Sci*, 16: 258-263
- Chleboun GS, Howell JN, Conatser RR, Giesey JJ. (1998). Relationship between muscle swelling and stiffness after eccentric exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 30: 529-535
- Colloud F, Bahuaud P, Doriot N, Champely S, Chèze L. (2006). Fixed versus free-floating stretcher mechanism in rowing ergometers: mechanical aspects. *J Sports Sci*, 24: 479-493
- Cornu C, Almeida Silveira MI, Goubel F. (1997). Influence of plyometric training on the mechanical impedance of the human ankle joint. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 76: 282-288
- Cornu C, Goubel F, Fardeau M. (2001). Muscle and joint elastic properties during elbow flexion in duchenne muscular dystrophy. *J Physiol*, 533: 605-616
- Cornu C, Nordez A, Bideau B. (2009). Shoulder rotators electro-mechanical properties change with intensive volleyball practice: a pilot study. *Int J Sports Med*, 30: 857-862
- Couade M, Pernot M, Messas E, Bel A, Ba M, Hagege A, Fink M, Tanter M. (2011). In vivo quantitative mapping of myocardial stiffening and transmural anisotropy during the cardiac cycle. *IEEE Trans Med Imaging*, 30: 295-305
- Cronin NJ, Carty CP, Barrett RS, Lichtwark G. (2011). Automatic tracking of medial gastrocnemius fascicle length during human locomotion. *J Appl Physiol*, 111: 1491-1496
- Cronin NJ, Lichtwark G. (2012). The use of ultrasound to study muscle-tendon function in human posture and locomotion. *Gait Posture*, :
- D'Antona G, Lanfranconi F, Pellegrino MA, Brocca L, Adami R, Rossi R, Moro G, Miotti D, Canepari M, Bottinelli R. (2006). Skeletal muscle hypertrophy and structure and function of skeletal muscle fibres in male body builders. *J Physiol*, 570: 611-627

- Dawson RG, Lockwood RJ, Wilson JD, Freeman G. (1998). The rowing cycle: sources of variance and invariance in ergometer and on-the-water performance. *J Mot Behav*, 30: 33-43
- de Campos Mello F, de Moraes Bertuzzi RC, Grangeiro PM, Franchini E. (2009). Energy systems contributions in 2,000 m race simulation: a comparison among rowing ergometers and water. *Eur J Appl Physiol*, 107: 615-619
- De Groot F, Van Campen A, Jonkers I, De Schutter J. (2010). Sensitivity of dynamic simulations of gait and dynamometer experiments to hill muscle model parameters of knee flexors and extensors. *J Biomech*, 43: 1876-1883
- De Luca CJ. (1984). Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, 11: 251-279
- De Luca CJ, LeFever RS, McCue MP, Xenakis AP. (1982). Behaviour of human motor units in different muscles during linearly varying contractions. *J Physiol*, 329: 113-128
- Debernard L, Robert L, Charleux F, Bensamoun SF. (2011). Analysis of thigh muscle stiffness from childhood to adulthood using magnetic resonance elastography (mre) technique. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 26: 836-840
- Deffieux T, Gennisson JL, Nordez A, Tanter M, Fink M. (2006). Ultrafast imaging of in vivo muscle contraction using ultrasound. *Applied Physic Letters*, 89: 184107-184111
- Deffieux T. (2008). *Palpation par force de radiation ultrasonore et échographie ultrarapide : applications à la caractérisation tissulaire in vivo*. Thèse de doctorat de l'Université de Paris 7
- Deffieux T, Montaldo G, Tanter M, Fink M. (2009). Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. *IEEE Trans Med Imaging*, 28: 313-322
- Del Santo F, Gelli F, Ginanneschi F, Popa T, Rossi A. (2007). Relation between isometric muscle force and surface emg in intrinsic hand muscles as function of the arm geometry. *Brain Res*, 1163: 79-85
- Dideriksen J, Enoka R, Farina D. (2011). A model of the surface electromyogram in pathological tremor. *IEEE Trans Biomed Eng*
- Dorel S, Drouet J, Couturier A, Champoux Y, Hug F. (2009). Changes of pedaling technique and muscle coordination during an exhaustive exercise. *Med Sci Sports Exerc*, 41: 1277-1286
- Dorel S, Hautier CA, Rambaud O, Rouffet D, Van Praagh E, Lacour J, Bourdin M. (2005). Torque and power-velocity relationships in cycling: relevance to track sprint performance in world-class cyclists. *Int J Sports Med*, 26: 739-746
- Dresner MA, Rose GH, Rossman PJ, Muthupillai R, Manduca A, Ehman RL. (2001). Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *J Magn Reson Imaging*, 13: 269-276
- Edman KA. (1979). The velocity of unloaded shortening and its relation to sarcomere length and isometric force in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, 291: 143-159
- Edwards RG, Lippold OC. (1956). The relation between force and integrated electrical activity in fatigued muscle. *J Physiol*, 132: 677-681
- Elliott B, Lyttle A, Birkett O. (2002). The rowperfect ergometer: a training aid for on-water single scull rowing. *Sports Biomech*, 1: 123-134
- Enoka RM, Stuart DG. (1992). Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*, 72: 1631-1648
- Erdemir A, McLean S, Herzog W, van den Bogert AJ. (2007). Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22: 131-154
- Ettema GJ, Huijijng PA. (1994). Skeletal muscle stiffness in static and dynamic contractions. *J Biomech*, 27: 1361-1368
- Evans S, Avril S. (2012). Editorial: identification of material parameters through inverse finite element modelling. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15: 1-2
- Fisher MJ, Meyer RA, Adams GR, Foley JM, Potchen EJ. (1990). Direct relationship between proton t2 and exercise intensity in skeletal muscle mr images. *Invest Radiol*, 25: 480-485
- Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii and the musculo-articular complex of the ankle joint. *Scand J Med Sci Sports*, 19: 811-818
- Fouré A. (2010). *Caractérisation des propriétés mécaniques et géométrique des structures tendineuses et musculaires des fléchisseurs plantaires de la cheville in vivo. Effets de l'entraînement pliométrique et excentrique*. Thèse de doctorat de l'Université de Nantes
- Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010a). In vivo assessment of both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness using the alpha method: a reliability study. *Int J Sports Med*, 31: 51-57

- Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010b). Plyometric training effects on achilles tendon stiffness and dissipative properties. *J Appl Physiol*, 109: 849-854
- Fouré A, Nordez A, McNair P, Cornu C. (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *Eur J Appl Physiol*, 111: 539-548
- Fouré A, Cornu C, McNair PJ, Nordez A. (2012a). Gender differences in both active and passive parts of the plantar flexors series elastic component stiffness and geometrical parameters of the muscle-tendon complex. *J Orthop Res*, 30: 707-712
- Fouré A, Cornu C, Nordez A. (2012b). Is tendon stiffness correlated to the dissipation coefficient?. *Physiol Meas*, 33: N1-9
- Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2012c). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii muscles and achilles tendon. *Eur J Appl Physiol*, 112: 2849-2857
- Fouré A, Nordez A, Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*
- Fraser TR. (1868). Effects of rowing on the circulation, as shown by the sphygmograph. *J Anat Physiol*, 3: 127-130
- Fridén J, Lieber RL. (1998). Segmental muscle fiber lesions after repetitive eccentric contractions. *Cell Tissue Res*, 293: 165-171
- Frigo C, Nielsen J, Crenna P. (1996). Modelling the triceps surae muscle-tendon complex for the estimation of length changes during walking. *J Electromyogr Kinesiol*, 6: 191-203
- Fukashiro S, Itoh M, Ichinose Y, Kawakami Y, Fukunaga T. (1995). Ultrasonography gives directly but noninvasively elastic characteristic of human tendon in vivo. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, 71: 555-557
- Fukunaga T, Kubo K, Kawakami Y, Fukashiro S, Kanehisa H, Maganaris CN. (2001). In vivo behaviour of human muscle tendon during walking. *Proc Biol Sci*, 268: 229-233
- Gajdosik RL. (2001). Passive extensibility of skeletal muscle: review of the literature with clinical implications. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 16: 87-101
- Gandevia SC. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev*, 81: 1725-1789
- Gao F, Zhang L. (2008). Altered contractile properties of the gastrocnemius muscle poststroke. *J Appl Physiol*, 105: 1802-1808
- Gao F, Grant TH, Roth EJ, Zhang L. (2009). Changes in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors. *Arch Phys Med Rehabil*, 90: 819-826
- Garner BA, Pandy MG. (2003). Estimation of musculotendon properties in the human upper limb. *Ann Biomed Eng*, 31: 207-220
- Gennisson JL. (2003). *Le palpeur acoustique : un nouvel outil d'investigation des tissus biologiques*. Thèse de doctorat de l'Université de Paris 6
- Gennisson J, Catheline S, Chaffaï 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: 536-541
- Gennisson JL, Cornu C, Catheline S, Fink M, Portero P. (2005). Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *J Biomech*, 38: 1543-1550
- Gennisson J, Deffieux T, Macé E, Montaldo G, Fink M, Tanter M. (2010). Viscoelastic and anisotropic mechanical properties of in vivo muscle tissue assessed by supersonic shear imaging. *Ultrasound Med Biol*, 36: 789-801
- Gerus P, Rao G, Berton E. (2011). A method to characterize in vivo tendon force-strain relationship by combining ultrasonography, motion capture and loading rates. *J Biomech*, 44: 2333-2336
- Goubel F, Pertuzon E. (1973). [evaluation of the elasticity of muscle in situ by the quick-release method]. *Arch Int Physiol Biochim*, 81: 697-707
- Goubel F, Lenseil-Corbeil G. (2003). *Biomécanique : éléments de mécanique musculaire*. Masson
- Grieve DW, Cavanagh PR, Pheasant S. (1978). Prediction of gastrocnemius length from knee and ankle joint posture. In: Asmussen E, Jorgensen K (Eds) : *Biomechanics VI-A*, University Park Press. 405-412
- Grosset J, Piscione J, Lambert D, Pérot C. (2009). Paired changes in electromechanical delay and musculo-tendinous stiffness after endurance or plyometric training. *Eur J Appl Physiol*, 105: 131-139
- Guével A, Boyas S, Guihard V, Cornu C, Hug F, Nordez A. (2011). Thigh muscle activities in elite rowers during on-water rowing. *Int J Sports Med*, 32: 109-116
- Guilhem G, Cornu C, Nordez A, Guével A. (2010). A new device to study isoload eccentric exercise. *J Strength Cond*

Res, 24: 3476-3483

- Hausselle J, Assi A, El Helou A, Jolivet E, Pillet H, Dion E, Bonneau D, Skalli W. (2012). Subject-specific musculoskeletal model of the lower limb in a lying and standing position. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*
- Heers G, Jenkyn T, Dresner MA, Klein M, Basford JR, Kaufman KR, Ehman RL, An K. (2003). Measurement of muscle activity with magnetic resonance elastography. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 18: 537-542
- Herbert RD, Moseley AM, Butler JE, Gandevia SC. (2002). Change in length of relaxed muscle fascicles and tendons with knee and ankle movement in humans. *J Physiol*, 539: 637-645
- Herbert RD, Clarke J, Kwah LK, Diong J, Martin J, Clarke EC, Bilston LE, Gandevia SC. (2011). In vivo passive mechanical behaviour of muscle fascicles and tendons in human gastrocnemius muscle-tendon units. *J Physiol*, 589: 5257-5267
- Herzog W, ter Keurs HE. (1988). A method for the determination of the force-length relation of selected in-vivo human skeletal muscles. *Pflugers Arch*, 411: 637-641
- Hess GW. (2010). Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot Ankle Spec*, 3: 29-32
- Hill AV. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc R Soc B*, 126: 136-195
- Hill AV. (1951). The effect of series compliance on the tension developed in muscle twitch. *Proc R Soc B*, 138: 325-329
- Hill DK. (1968). Tension due to interaction between the sliding filaments in resting striated muscle. the effect of stimulation. , 199: 637-684
- Hoang PD, Gorman RB, Todd G, Gandevia SC, Herbert RD. (2005). A new method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech*, 38: 1333-1341
- Hoang PD, Herbert RD, Gandevia SC. (2007a). Effects of eccentric exercise on passive mechanical properties of human gastrocnemius in vivo. *Med Sci Sports Exerc*, 39: 849-857
- Hoang PD, Herbert RD, Todd G, Gorman RB, Gandevia SC. (2007b). Passive mechanical properties of human gastrocnemius muscle tendon units, muscle fascicles and tendons in vivo. *J Exp Biol*, 210: 4159-4168
- Hoang P, Saboisky JP, Gandevia SC, Herbert RD. (2009). Passive mechanical properties of gastrocnemius in people with multiple sclerosis. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 24: 291-298
- Hoffman BW, Lichtwark GA, Carroll TJ, Cresswell AG. (2012). A comparison of two hill-type skeletal muscle models on the construction of medial gastrocnemius length-tension curves in humans in vivo. *J Appl Physiol*, 113: 90-96
- Hogrel J. (2005). Clinical applications of surface electromyography in neuromuscular disorders. *Neurophysiol Clin*, 35: 59-71
- Howell JN, Chleboun G, Conatser R. (1993). Muscle stiffness, strength loss, swelling and soreness following exercise-induced injury in humans. *J Physiol*, 464: 183-196
- Hug F, Nordez A, Guével A. (2009). Can the electromyographic fatigue threshold be determined from superficial elbow flexor muscles during an isometric single-joint task?. *Eur J Appl Physiol*, 107: 193-201
- Hug F. (2011). Can muscle coordination be precisely studied by surface electromyography?. *J Electromyogr Kinesiol*, 21: 1-12
- Hug F, Gallot T, Catheline S, Nordez A. (2011a). Electromechanical delay in biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography. *Muscle Nerve*, 43: 441-443
- Hug F, Lacourpaille L, Nordez A. (2011b). Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. *Muscle Nerve*, 44: 838-839
- Huijing PA. (2009). Epimuscular myofascial force transmission: a historical review and implications for new research. international society of biomechanics muybridge award lecture, taipei, 2007. *J Biomech*, 42: 9-21
- Infantolino BW, Challis JH. (2010). Architectural properties of the first dorsal interosseous muscle. *J Anat*, 216: 463-469
- Ishikawa M, Komi PV. (2004). Effects of different dropping intensities on fascicle and tendinous tissue behavior during stretch-shortening cycle exercise. *J Appl Physiol*, 96: 848-852
- Ishikawa M, Komi PV, Grey MJ, Lepola V, Bruggemann G. (2005a). Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *J Appl Physiol*, 99: 603-608
- Ishikawa M, Niemelä E, Komi PV. (2005b). Interaction between fascicle and tendinous tissues in short-contact stretch-shortening cycle exercise with varying eccentric intensities. *J Appl Physiol*, 99: 217-223

- Ishikawa M, Pakaslahti J, Komi PV. (2007). Medial gastrocnemius muscle behavior during human running and walking. *Gait Posture*, 25: 380-384
- Jenkyn TR, Ehman RL, An K. (2003). Noninvasive muscle tension measurement using the novel technique of magnetic resonance elastography (mre). *J Biomech*, 36: 1917-1921
- Jolivet E, Daguet E, Pomeroy V, Bonneau D, Laredo JD, Skalli W. (2008). Volumic patient-specific reconstruction of muscular system based on a reduced dataset of medical images. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11: 281-290
- Jones DA. (2010). Changes in the force-velocity relationship of fatigued muscle: implications for power production and possible causes. *J Physiol*, 588: 2977-2986
- Jubeau M, Muthalib M, Millet GY, Maffiuletti NA, Nosaka K. (2012). Comparison in muscle damage between maximal voluntary and electrically evoked isometric contractions of the elbow flexors. *Eur J Appl Physiol*, 112: 429-438
- Kangas J, Pajala A, Siira P, Hämäläinen M, Leppilahti J. (2003). Early functional treatment versus early immobilization in tension of the musculotendinous unit after achilles rupture repair: a prospective, randomized, clinical study. *J Trauma*, 54: 1171-80; discussion 1180-1
- Katz B, Miledi R. (1964). Further observations on the distribution of acetylcholine-reactive sites in skeletal muscle. *J Physiol*, 170: 379-388
- Khan RJK, Fick D, Keogh A, Crawford J, Brammar T, Parker M. (2005). Treatment of acute achilles tendon ruptures. a meta-analysis of randomized, controlled trials. *J Bone Joint Surg Am*, 87: 2202-2210
- Kirkley A, Griffin S, McLintock H, Ng L. (1998). The development and evaluation of a disease-specific quality of life measurement tool for shoulder instability. the western ontario shoulder instability index (wosi). *Am J Sports Med*, 26: 764-772
- Konofagou EE, Ophir J, Kallel F, Varghese T. (1997). Elastographic dynamic range expansion using variable applied strains. *Ultrason Imaging*, 19: 145-166
- 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: 1183-1199
- Krapf D, Kaipel M, Majewski M. (2012). Structural and biomechanical characteristics after early mobilization in an achilles tendon rupture model: operative versus nonoperative treatment. *Orthopedics*, 35: e1383-8
- Kubo K, Kawakami Y, Fukunaga T. (1999). Influence of elastic properties of tendon structures on jump performance in humans. *J Appl Physiol*, 87: 2090-2096
- Kubo K, Akima H, Kouzaki M, Ito M, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. (2000). Changes in the elastic properties of tendon structures following 20 days bed-rest in humans. *Eur J Appl Physiol*, 83: 463-468
- Kubo K, Kawakami Y, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002b). Measurement of viscoelastic properties of tendon structures in vivo. *Scand J Med Sci Sports*, 12: 3-8
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. (2002a). Effects of resistance and stretching training programmes on the viscoelastic properties of human tendon structures in vivo. *J Physiol*, 538: 219-226
- Kubo K, Kanehisa H, Fukunaga T. (2003). Gender differences in the viscoelastic properties of tendon structures. *Eur J Appl Physiol*, 88: 520-526
- Kubo K, Morimoto M, Komuro T, Yata H, Tsunoda N, Kanehisa H, Fukunaga T. (2007). Effects of plyometric and weight training on muscle-tendon complex and jump performance. *Med Sci Sports Exerc*, 39: 1801-1810
- 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: 305-314
- Kukulka CG, Clamann HP. (1981). Comparison of the recruitment and discharge properties of motor units in human brachial biceps and adductor pollicis during isometric contractions. *Brain Res*, 219: 45-55
- Kumagai K, Abe T, Brechue WF, Ryushi T, Takano S, Mizuno M. (2000). Sprint performance is related to muscle fascicle length in male 100-m sprinters. *J Appl Physiol*, 88: 811-816
- Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel J, Nordez A. (2012a). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiol Meas*, 33: N19-28
- Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. (2012b). Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its mechanisms. *J Electromyogr Kinesiol*
- Lamb DH. (1989). A kinematic comparison of ergometer and on-water rowing. *Am J Sports Med*, 17: 367-373
- Lambertz D, Mora I, Grosset J, Perot C. (2003). Evaluation of musculotendinous stiffness in prepubertal children and adults, taking into account muscle activity. *J Appl Physiol*, 95: 64-72

- Lambertz D, Paiva MG, Marinho SMOC, Aragão RS, Barros KMFT, Manhães-de-Castro R, Khider N, Canon F. (2008). A reproducibility study on musculotendinous stiffness quantification, using a new transportable ankle ergometer device. *J Biomech*, 41: 3270-3273
- Lawrence JH, De Luca CJ. (1983). Myoelectric signal versus force relationship in different human muscles. *J Appl Physiol*, 54: 1653-1659
- Lebreton E. (2010). [hypothenar eminence]. *Chir Main*, 29: 213-223
- Lee SSM, Piazza SJ. (2009). Built for speed: musculoskeletal structure and sprinting ability. *J Exp Biol*, 212: 3700-3707
- Levinson SF, Shinagawa M, Sato T. (1995). Sonoelastic determination of human skeletal muscle elasticity. *J Biomech*, 28: 1145-1154
- Lichtwark GA, Wilson AM. (2005). In vivo mechanical properties of the human achilles tendon during one-legged hopping. *J Exp Biol*, 208: 4715-4725
- Lichtwark GA, Wilson AM. (2006). Interactions between the human gastrocnemius muscle and the achilles tendon during incline, level and decline locomotion. *J Exp Biol*, 209: 4379-4388
- Lichtwark GA, Wilson AM. (2007). Is achilles tendon compliance optimised for maximum muscle efficiency during locomotion?. *J Biomech*, 40: 1768-1775
- Lichtwark GA, Bougoulias K, Wilson AM. (2007). Muscle fascicle and series elastic element length changes along the length of the human gastrocnemius during walking and running. *J Biomech*, 40: 157-164
- Loram ID, Maganaris CN, Lakie M. (2004). Paradoxical muscle movement in human standing. *J Physiol*, 556: 683-689
- Lund H, Christensen L, Savnik A, Boesen J, Danneskiold-Samsøe B, Bliddal H. (2002). Volume estimation of extensor muscles of the lower leg based on mr imaging. *Eur Radiol*, 12: 2982-2987
- Maas H, Lichtwark GA. (2009). Is muscle-tendon unit length a valid indicator for muscle spindle output?. *J Physiol*, 587: 13-14
- MacGillivray TJ, Ross E, Simpson HAHRW, Greig CA. (2009). 3d freehand ultrasound for in vivo determination of human skeletal muscle volume. *Ultrasound Med Biol*, 35: 928-935
- Maganaris CN, Baltzopoulos V, Sargeant AJ. (1998). In vivo measurements of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function. *J Physiol*, 512: 603-614
- Maganaris CN, Paul JP. (1999). In vivo human tendon mechanical properties. *J Physiol*, 521 Pt 1: 307-313
- Maganaris CN, Paul JP. (2000a). Hysteresis measurements in intact human tendon. *J Biomech*, 33: 1723-1727
- Maganaris CN, Paul JP. (2000b). Load-elongation characteristics of in vivo human tendon and aponeurosis. *J Exp Biol*, 203: 751-756
- Magnusson SP. (1998). Passive properties of human skeletal muscle during stretch maneuvers. a review. *Scand J Med Sci Sports*, 8: 65-77
- Magnusson SP, Aagaard P, Dyhre-Poulsen P, Kjaer M. (2001). Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol*, 531: 277-288
- Magnusson SP, Narici MV, Maganaris CN, Kjaer M. (2008). Human tendon behaviour and adaptation, in vivo. *J Physiol*, 586: 71-81
- Magnusson SP, Simonsen EB, Aagaard P, Sørensen H, Kjaer M. (1996). A mechanism for altered flexibility in human skeletal muscle. *J Physiol*, 497 (Pt 1): 291-298
- Mahieu NN, Witvrouw E, Stevens V, Van Tiggelen D, Roget P. (2006). Intrinsic risk factors for the development of achilles tendon overuse injury: a prospective study. *Am J Sports Med*, 34: 226-235
- Mahieu NN, McNair P, Cools A, D'Haen C, Vandermeulen K, Witvrouw E. (2008). Effect of eccentric training on the plantar flexor muscle-tendon tissue properties. *Med Sci Sports Exerc*, 40: 117-123
- Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. (2012). Characterization of passive elastic properties of the human medial gastrocnemius muscle belly using supersonic shear imaging. *J Biomech*, 45: 978-984
- Malisoux L, Francaux M, Nielens H, Theisen D. (2006). Stretch-shortening cycle exercises: an effective training paradigm to enhance power output of human single muscle fibers. *J Appl Physiol*, 100: 771-779
- Martindale WO, Robertson DG. (1984). Mechanical energy in sculling and in rowing an ergometer. *Can J Appl Sport Sci*, 9: 153-163
- McHugh MP, Hogan DE. (2004). Effect of knee flexion angle on active joint stiffness. *Acta Physiol Scand*, 180: 249-254
- McNair PJ, Dombroski EW, Hewson DJ, Stanley SN. (2001). Stretching at the ankle joint: viscoelastic responses to

- holds and continuous passive motion. *Med Sci Sports Exerc*, 33: 354-358
- Milner-Brown HS, Stein RB. (1975). The relation between the surface electromyogram and muscular force. *J Physiol*, 246: 549-569
- Morgan DL. (1977). Separation of active and passive components of short-range stiffness of muscle. *Am J Physiol*, 232: C45-9
- Morgan DL, Proske U, Warren D. (1978). Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos. *J Physiol*, 282: 253-261
- Morimoto S, Takemori S. (2007). Initial mechanomyographical signals from twitching fibres of human skeletal muscle. *Acta Physiol (Oxf)*, 191: 319-327
- Morse CI, Degens H, Jones DA. (2007). The validity of estimating quadriceps volume from single mri cross-sections in young men. *Eur J Appl Physiol*, 100: 267-274
- Morse CI, Thom JM, Birch KM, Narici MV. (2005). Tendon elongation influences the amplitude of interpolated doublets in the assessment of activation in elderly men. *J Appl Physiol*, 98: 221-226
- Morse CI, Thom JM, Davis MG, Fox KR, Birch KM, Narici MV. (2004). Reduced plantarflexor specific torque in the elderly is associated with a lower activation capacity. *Eur J Appl Physiol*, 92: 219-226
- Munsat TL. (1990). Use of quantitative myometry in the evaluation of myoblast transfer therapy. *Adv Exp Med Biol*, 280: 227-229
- Muraoka T, Chino K, Muramatsu T, Fukunaga T, Kanehisa H. (2005). In vivo passive mechanical properties of the human gastrocnemius muscle belly. *J Biomech*, 38: 1213-1219
- Murray WM, Delp SL, Buchanan TS. (1995). Variation of muscle moment arms with elbow and forearm position. *J Biomech*, 28: 513-525
- Murray WM, Buchanan TS, Delp SL. (2002). Scaling of peak moment arms of elbow muscles with upper extremity bone dimensions. *J Biomech*, 35: 19-26
- Muthupillai R, Lomas DJ, Rossman PJ, Greenleaf JF, Manduca A, Ehman RL. (1995). Magnetic resonance elastography by direct visualization of propagating acoustic strain waves. *Science*, 269: 1854-1857
- Myers JB, Oyama S, Goerger BM, Rucinski TJ, Blackburn JT, Creighton RA. (2009). Influence of humeral torsion on interpretation of posterior shoulder tightness measures in overhead athletes. *Clin J Sport Med*, 19: 366-371
- Narici M. (1999). Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications. *J Electromyogr Kinesiol*, 9: 97-103
- Narici MV, Binzoni T, Hiltbrand E, Fasel J, Terrier F, Cerretelli P. (1996). In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction. *J Physiol*, 496: 287-297
- Nolte V. (2011). Rowing faster. *Human Kinetics*
- Nordez A, Cornu C, McNair P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21: 755-760
- Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008a). Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviours. *Eur J Appl Physiol*, 103: 243-250
- Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008b). Accuracy of biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Med Eng Phys*, 30: 880-887
- Nordez A, Gennisson JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2008c). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech*, 41: 2305-2311
- Nordez A, McNair P, Casari P, Cornu C. (2008d). Acute changes in hamstrings musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *Int J Sports Med*, 29: 414-418
- Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C. (2009a). Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *J Biomech*, 42: 767-773
- Nordez A, Catheline S, Hug F. (2009b). Re: a novel method for measuring electromechanical delay on the vastus medialis obliquus and vastus lateralis. *Ultrasound Med Biol*, 35: 878; author reply 879
- Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. (2009c). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *J Appl Physiol*, 106: 1970-1975
- Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, de Guise JA, Skalli W. (2009d). Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*, 30: 1116-1123

- Nordez A, Guével A, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2009e). Assessment of muscle hardness changes induced by a submaximal fatiguing isometric contraction. *J Electromyogr Kinesiol*, 19: 484-91
- Nordez A, Hug F. (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *J Appl Physiol*, 108: 1389-1394
- Nordez A, Fouré A, Dombroski EW, Mariot J, Cornu C, McNair PJ. (2010a). Improvements to hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle in vivo. *J Biomech*, 43: 379-382
- Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2010b). Static and cyclic stretching: their different effects on the passive torque-angle curve. *J Sci Med Sport*, 13: 156-160
- Nosaka K, Clarkson PM. (1996). Changes in indicators of inflammation after eccentric exercise of the elbow flexors. *Med Sci Sports Exerc*, 28: 953-961
- Nosaka K, Aldayel A, Jubeau M, Chen TC. (2011). Muscle damage induced by electrical stimulation. *Eur J Appl Physiol*, 111: 2427-2437
- Ochala J, Frontera WR, Dorer DJ, Van Hoecke J, Krivickas LS. (2007). Single skeletal muscle fiber elastic and contractile characteristics in young and older men. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*, 62: 375-381
- Ogneva IV, Lebedev DV, Shenkman BS. (2010). Transversal stiffness and young's modulus of single fibers from rat soleus muscle probed by atomic force microscopy. *Biophys J*, 98: 418-424
- Olds M, McNair P, Nordez A, Cornu C. (2011). Active stiffness and strength in people with unilateral anterior shoulder instability: a bilateral comparison. *J Athl Train*, 46(6): 642-647
- Ophir J, Céspedes I, Ponnekanti H, Yazdi Y, Li X. (1991). Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues. *Ultrason Imaging*, 13: 111-134
- Orendurff MS, Segal AD, Aiona MD, Dorociak RD. (2005). Triceps surae force, length and velocity during walking. *Gait Posture*, 21: 157-163
- Pappas GP, Asakawa DS, Delp SL, Zajac FE, Drace JE. (2002). Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol*, 92: 2381-2389
- Petit J, Filippi GM, Emonet-Dénand F, Hunt CC, Laporte Y. (1990a). Changes in muscle stiffness produced by motor units of different types in peroneus longus muscle of cat. *J Neurophysiol*, 63: 190-197
- Petit J, Filippi GM, Gioux M, Hunt CC, Laporte Y. (1990b). Effects of tetanic contraction of motor units of similar type on the initial stiffness to ramp stretch of the cat peroneus longus muscle. *J Neurophysiol*, 64: 1724-1732
- Pousson M, Van Hoecke J, Goubel F. (1990). Changes in elastic characteristics of human muscle induced by eccentric exercise. *J Biomech*, 23: 343-348
- Pousson M, Pérot C, Goubel F. (1991). Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Arch*, 419: 127-130
- Proske U, Morgan DL. (1987). Tendon stiffness: methods of measurement and significance for the control of movement. a review. *J Biomech*, 20: 75-82
- Proske U, Morgan DL. (1999). Do cross-bridges contribute to the tension during stretch of passive muscle?. *J Muscle Res Cell Motil*, 20: 433-442
- Proske U, Morgan DL. (2001). Muscle damage from eccentric exercise: mechanism, mechanical signs, adaptation and clinical applications. *J Physiol*, 537: 333-345
- Pulkovski N, Schenk P, Maffiuletti NA, Mannion AF. (2008). Tissue doppler imaging for detecting onset of muscle activity. *Muscle Nerve*, 37: 638-649
- Rabita G, Dupont L, Thevenon A, Linsel-Corbeil G, Pérot C, Vanvelcenaher J. (2005). Quantitative assessment of the velocity-dependent increase in resistance to passive stretch in spastic plantarflexors. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 20: 745-753
- Rack PM. (1966). The behaviour of a mammalian muscle during sinusoidal stretching. *J Physiol*, 183: 1-14
- Rack PM, Westbury DR. (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties. *J Physiol*, 240: 331-350
- Raj IS, Bird SR, Shield AJ. (2010). Aging and the force-velocity relationship of muscles. *Exp Gerontol*, 45: 81-90
- Riemann BL, Lephart SM. (2002). The sensorimotor system, part ii: the role of proprioception in motor control and functional joint stability. *J Athl Train*, 37: 80-84
- Riener R, Edrich T. (1999). Identification of passive elastic joint moments in the lower extremities. *J Biomech*, 32: 539-544

- Rizzo MA, Hadjimichael OC, Preiningerova J, Vollmer TL. (2004). Prevalence and treatment of spasticity reported by multiple sclerosis patients. *Mult Scler*, 10: 589-595
- Rodriguez RJ, Rogriguez RP, Cook SD, Sandborn PM. (1990). Electromyographic analysis of rowing stroke biomechanics. *J Sports Med Phys Fitness*, 30: 103-108
- Rouger K, Larcher T, Dubreil L, Deschamps J, Le Guiner C, Jouvion G, Delorme B, Lieubeau B, Carlus M, Fornasari B, Theret M, Orlando P, Ledevin M, Zuber C, Leroux I, Deleau S, Guigand L, Testault I, Le Rumeur E, Fiszman M, Chérel Y. (2011). Systemic delivery of allogenic muscle stem cells induces long-term muscle repair and clinical efficacy in duchenne muscular dystrophy dogs. *Am J Pathol*, 179: 2501-2518
- Royer D, Gennisson J, Deffieux T, Tanter M. (2011). On the elasticity of transverse isotropic soft tissues (I). *J Acoust Soc Am*, 129: 2757-2760
- Royer E, Dieulesaint E. (1996). *Ondes élastiques dans les solides. Tome 1 : Propagation libre et guidée*. Masson
- Sandrin L, Tanter M, Gennisson J, Catheline S, Fink M. (2002). Shear elasticity probe for soft tissues with 1-d transient elastography. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 49: 436-446
- Sargeant AJ, Hoinville E, Young A. (1981). Maximum leg force and power output during short-term dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 51: 1175-1182
- Sasaki K, Ishii N. (2005). Shortening velocity of human triceps surae muscle measured with the slack test in vivo. *J Physiol*, 567: 1047-1056
- Sasaki K, Ishii N. (2010). Unloaded shortening velocity of voluntarily and electrically activated human dorsiflexor muscles in vivo. *PLoS One*, 5: e13043
- Sève C, Nordez A, Poizat G, Saury J. (2011). Performance analysis in sport: contributions from a joint analysis of athletes' experience and biomechanical indicators. *Scand J Med Sci Sports*
- Shankar H, Reddy S. (2012). Two- and three-dimensional ultrasound imaging to facilitate detection and targeting of taut bands in myofascial pain syndrome. *Pain Med*, 13: 971-975
- Sheehan FT. (2012). The 3d in vivo achilles' tendon moment arm, quantified during active muscle control and compared across sexes. *J Biomech*, 45: 225-230
- Shinohara M, Sabra K, Gennisson J, Fink M, Tanter M. (2010). Real-time visualization of muscle stiffness distribution with ultrasound shear wave imaging during muscle contraction. *Muscle Nerve*, 42: 438-441
- Sikdar S, Shah JP, Gilliams E, Gebreab T, Gerber LH. (2008). Assessment of myofascial trigger points (mtrps): a new application of ultrasound imaging and vibration sonoelastography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2008: 5585-5588
- Silder A, Whittington B, Heiderscheid B, Thelen DG. (2007). Identification of passive elastic joint moment-angle relationships in the lower extremity. *J Biomech*, 40: 2628-35
- Singer BJ, Dunne JW, Singer KP, Allison GT. (2003). Velocity dependent passive plantarflexor resistive torque in patients with acquired brain injury. *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 18: 157-165
- Spurrs RW, Murphy AJ, Watsford ML. (2003). The effect of plyometric training on distance running performance. *Eur J Appl Physiol*, 89: 1-7
- Sten-Knudsen O. (1953). Torsional elasticity of the isolated cross striated muscle fibre. *Acta Physiol Scand*, 28: 1-240
- Südhoff I, de Guise JA, Nordez A, Jolivet E, Bonneau D, Khoury V, Skalli W. (2009). 3d-patient-specific geometry of the muscles involved in knee motion from selected mri images. *Med Biol Eng Comput*, 47: 579-587
- Taylor DC, Brooks DE, Ryan JB. (1997). Viscoelastic characteristics of muscle: passive stretching versus muscular contractions. *Med Sci Sports Exerc*, 29: 1619-1624
- Theureau J. (2006). *Le cours d'action : la méthode développée*. Octarès
- Thom JM, Morse CI, Birch KM, Narici MV. (2007). Influence of muscle architecture on the torque and power-velocity characteristics of young and elderly men. *Eur J Appl Physiol*, 100: 613-619
- Tian M, Herbert RD, Hoang P, Gandevia SC, Bilston LE. (2012). Myofascial force transmission between the human soleus and gastrocnemius muscles during passive knee motion. *J Appl Physiol*, 113: 517-523
- Toursel T, Stevens L, Mounier Y. (1999). Evolution of contractile and elastic properties of rat soleus muscle fibres under unloading conditions. *Exp Physiol*, 84: 93-107
- Toursel T, Stevens L, Granzier H, Mounier Y. (2002). Passive tension of rat skeletal soleus muscle fibers: effects of unloading conditions. *J Appl Physiol*, 92: 1465-1472
- Tracy BL, Ivey FM, Jeffrey Metter E, Fleg JL, Siegel EL, Hurley BF. (2003). A more efficient magnetic resonance

- imaging-based strategy for measuring quadriceps muscle volume. *Med Sci Sports Exerc*, 35: 425-433
- Tran HV, Charleux F, Rachik M, Ehrlacher A, Ho Ba Tho MC. (2007). In vivo characterization of the mechanical properties of human skin derived from mri and indentation techniques. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 10: 401-407
- Tucker KJ, Hodges PW. (2010). Changes in motor unit recruitment strategy during pain alters force direction. *Eur J Pain*, 14: 932-938
- Tucker K, Larsson A, Oknelid S, Hodges P. (2012). Similar alteration of motor unit recruitment strategies during the anticipation and experience of pain. *Pain*, 153: 636-643
- Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. (2011a). Effect of power output on muscle coordination during rowing. *Eur J Appl Physiol*, 111: 3017-3029
- Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. (2011b). No evidence of expertise-related changes in muscle synergies during rowing. *J Electromyogr Kinesiol*, 21: 1030-1040
- Turpin NA, Guével A, Durand S, Hug F. (2011c). Fatigue-related adaptations in muscle coordination during a cyclic exercise in humans. *J Exp Biol*, 214: 3305-3314
- Van Cutsem M, Duchateau J. (2005). Preceding muscle activity influences motor unit discharge and rate of torque development during ballistic contractions in humans. *J Physiol*, 562: 635-644
- van Soest O, Casius LJ. (2000). Which factors determine the optimal pedaling rate in sprint cycling?. *Med Sci Sports Exerc*, 32: 1927-1934
- Wang JH. (2006). Mechanobiology of tendon. *J Biomech*, 39: 1563-1582
- Weppeler CH, Magnusson SP. (2010). Increasing muscle extensibility: a matter of increasing length or modifying sensation?. *Phys Ther*, 90: 438-449
- Whitehead NP, Weerakkody NS, Gregory JE, Morgan DL, Proske U. (2001). Changes in passive tension of muscle in humans and animals after eccentric exercise. *J Physiol*, 533: 593-604
- Whittington B, Silder A, Heiderscheit B, Thelen DG. (2008). The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait Posture*, 27: 628-634
- Widrick JJ, Barker T. (2006). Peak power of muscles injured by lengthening contractions. *Muscle Nerve*, 34: 470-477
- Wilkie DR. (1949). The relation between force and velocity in human muscle. *Journal of Physiology*, 110: 249-280
- Wilson NA, Sheehan FT. (2009). Dynamic in vivo 3-dimensional moment arms of the individual quadriceps components. *J Biomech*, 42: 1891-1897
- Wilson NA, Sheehan FT. (2010). Dynamic in vivo quadriceps lines-of-action. *J Biomech*, 43: 2106-2113
- Wolff AV, Niday AK, Voelker KA, Call JA, Evans NP, Granata KP, Grange RW. (2006). Passive mechanical properties of maturing extensor digitorum longus are not affected by lack of dystrophin. *Muscle Nerve*, 34: 304-312
- Zajac FE. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 17: 359-411

Annexe : liste de publications

Publications acceptées dans des revues internationales à comité de lecture

Les étudiants encadrés sont indiqués **en gras**. Ces publications sont disponibles en version .pdf sur la page www.univ-nantes.fr/nordez-a

P40. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (in press). Effects of eccentric training on mechanical properties of the plantar flexor muscle-tendon complex. *Journal of Applied Physiology*

P39. Lacourpaille L, Hug F, Nordez A. (in press). Influence of passive muscle tension on electromechanical delay in the human biceps brachii complex. *PloS ONE*

P38. Bouillard K, Hug F, Guével A, Nordez A. (in press). Shear elastic modulus can be used to estimate an index of individual muscle force during a submaximal isometric fatiguing contraction. *Journal of Applied Physiology*

P37. Lacourpaille L, Nordez A, Hug F. (in press). Influence of stimulus intensity on electromechanical delay and its mechanisms. *Journal of Electromyography and Kinesiology*

P36. Bouillard K, Nordez A, Hodges PW, Cornu C, Hug F. (2012). Evidence of changes in load sharing during isometric elbow flexion with ramped torque. *Journal of Biomechanics*, 45(8): 1424-9

P35. Lacourpaille L, Hug F, Bouillard K, Hogrel JY, Nordez A. (2012). Supersonic shear imaging provides a reliable measurement of resting muscle shear elastic modulus. *Physiological Measurements*, 33(3): 19-28

P34. Maïsetti O, Hug F, Bouillard K, Nordez A. (2012). Characterization of passive muscle belly elastic properties during passive stretching using supersonic shear imaging. *Journal of Biomechanics*, 45(6): 978-84

P33. Fouré A, Nordez A, Cornu, C. (2012). Effects of plyometric training on passive stiffness of gastrocnemii muscle and Achilles tendon. *European Journal of Applied Physiology*, 112(8): 2849-57

P32. Fouré A, Cornu C, McNair PJ, Nordez A. (2012). Gender differences in both active and passive parts of the plantar flexors series elastic component stiffness and geometrical parameters of the muscle-tendon complex. *Journal of Orthopedic Research*, 30(5): 707-12

P31. Fouré A, Cornu C, Nordez A. (2012). Is tendon stiffness correlated to the dissipation coefficient ? *Physiological Measurement*, 33(1): 1-9

P30. Sève C, Nordez A, Poizat G, Saury J. (in press). Analysis performance in sport: contributions from a joint analysis of athletes' courses of experience and of mechanical indicators. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*

P29. Olds M, McNair P, Nordez A, Cornu C. (2011). Active stiffness and strength in individuals with unilateral anterior shoulder instability : A bilateral comparison. *Journal of Athletic Training*,

46(6): 642–64

P28. Bouillard K, Nordez A, Hug F. (2011). Estimation of individual muscle force using elastography. *PLoS ONE*, 6 (12): e29261

P27. Hug F, Lacourpaille L, Nordez A. (2011). Electromechanical delay measured during a voluntary contraction should be interpreted with caution. Letter to the editor, *Muscle & Nerve*, 44(5): 838-9

P26. Hug F, Gallot T, Catheline S, Nordez A. (2011). Electromechanical delay in Biceps brachii assessed by ultrafast ultrasonography. *Muscle and Nerve*, 43(3): 441-3

P25. Guével A, Boyas S, Guihard V, Hug F, Cornu C, Nordez A. (2011). Thigh muscle activities during codified training sequences of on-water rowing. *International Journal of Sports Medicine*, 32(2): 109-16

P24. Fouré A, Nordez A, McNair PJ, Cornu C. (2011). Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology*, 111(3): 539-48

P23. Guilhem G, Cornu C, Nordez A, Guével A. (2010). A new device to study isotonic eccentric exercise. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 24(12): 3476-83

P22. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010). Effect of plyometric training on the mechanical and geometrical properties of the Achilles tendon *in vivo*. *Journal of Applied Physiology*, 109(3): 849-54

P21. Nordez A, Hug F. (2010). Muscle shear elastic modulus measured using supersonic shear imaging is highly related to muscle activity level. *Journal of Applied Physiology*, 108(5): 1389-94

P20. Fouré A, Nordez A, Cornu C. (2010). Stiffness determination of both active and passive elastic components of plantar flexors *in vivo* using the alpha method: a reliability study. *International Journal of Sports Medicine*, 31(1): 51-7

P19. Nordez A, Fouré A, Dombroski EW, Mariot J-P, Cornu C, McNair PJ. (2010). Improvements to Hoang et al.'s method for measuring passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle *in vivo*. *Journal of Biomechanics*, 43(2): 379-82

P18. Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2010). Passive torque-angle curves changes after cyclic and static stretching are different. *Journal of Science and Medicine in Sports*, 13(1): 156-60

P17. Fouré A, Nordez A, Guette M, Cornu C. (2009). Effects of plyometric training on passive stiffness of *gastrocnemii* within musculo-articular complex of ankle joint. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, 19(6): 811-8

P16. Cornu C, Nordez A, Bideau B. (2009). Shoulder rotators mechanical properties and surface electromyographic activities changes with intensive Volley-Ball practice. *International Journal of Sports Medicine*, 30(12): 857-62

P15. Nordez A, Jolivet E, Südhoff I, Bonneau D, deGuise JA, Skalli W. (2009). Comparison of methods to assess quadriceps muscle volume using Magnetic Resonance Imaging. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 30(5): 1116-23

P14. Hug F, Nordez A, Guével A. (2009). Can electromyographic fatigue threshold be easily determined from isometric muscle actions of the superficial forearm flexors? *European Journal of Applied Physiology*, 107: 193-201

- P13.** Nordez A, Gallot T, Catheline S, Guével A, Cornu C, Hug F. (2009). Electromechanical delay revisited using very high frame rate ultrasound. *Journal of Applied Physiology*, 106(6): 1970-5
- P12.** Südhoff I, deGuise JA, Nordez A, Jolivet E, Bonneau D, Khoury V, Skalli W. (2009). 3D patient specific geometry of the muscles crossing the knee joint from selected MRI images. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 47 (6): 579-87
- P11.** Nordez A, Casari P, Mariot JP, Cornu C. (2009). Modeling of the passive mechanical properties of the musculo-articular complex: acute effects of cyclic and static stretching. *Journal of Biomechanics*, 42 (6): 767-73
- P10.** Nordez A, Catheline S, Hug F. (2009). A novel method for measuring electromechanical delay on the *vastus medialis obliquus* and *vastus lateralis*. *Letter to the Editor, Ultrasound in Medicine and Biology*, 35 (5): 878
- P9.** Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2009). The effect of angular velocity and cycle on the dissipative properties of the knee during passive cyclic stretching: a matter of viscosity or solid friction. *Clinical Biomechanics*, 24 (1): 77-85
- P8.** Nordez A, Guével A, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2009). Assessment of muscle hardness changes induced by submaximal fatiguing isometric contraction until exhaustion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19 (3): 484-91
- P7.** Nordez A, Gennisson JL, Casari P, Catheline S, Cornu C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *Journal of Biomechanics*, 41 (10): 2305-11
- P6.** Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Effects of stretching velocity on passive resistance developed by the knee musculo-articular complex: contributions of frictional and viscoelastic behaviors. *European Journal of Applied Physiology*, 103 (2): 243-50
- P5.** Nordez A, McNair PJ, Casari P, Cornu C. (2008). Changes in musculo-articular dissipative properties induced by cyclic and static stretching. *International Journal of Sports Medicine*, 29 (5): 414-8
- P4.** Nordez A, Casari P, Cornu C. (2008). Accuracy of Biodex system 3 pro computerized dynamometer in passive mode. *Medical Engineering and Physics*, 30 (7): 880-7
- P3.** Nordez A, Cornu C, McNair PJ. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clinical Biomechanics*; 21 (7): 755-60
- P2.** Boyas S, Nordez A, Cornu C, Guével A. (2006). Power measurements on rowing ergometer: mechanical sensors vs. Concept2[®] system. *International Journal of Sports Medicine*; 27 (10): 830-33
- P1.** Deffieux T, Gennisson JL, Nordez A, Tanter M, Fink M. (2006). Ultrafast imaging of *in vivo* muscle contraction using ultrasound. *Applied Physic Letters*, 89, 184107-1

Publications acceptées dans des revues nationales à comité de lecture

PN3. Nordez A, **Bouillard K**, Hug F. (2012). Analyse des sollicitations musculaires via la technique d'élastographie « Supersonic Shear Imaging ». *Science et Motricité*, 75(1), 39-47

PN2. Saury J, Nordez A, Sève C. (2010). Coordination interindividuelle et performance collective en aviron : apports d'une analyse conjointe du cours d'expérience des rameurs et de paramètres mécaniques. Contribution à l'analyse et à l'optimisation de performances sportives collectives. *@ctivité*, 7(2), 2-27

PN1. Nordez A, Casari P, McNair PJ, Cornu C. (2009). Characterization and modelling of the musculo-articular complex mechanical behaviour in passive conditions. Effects of cyclic and static stretching. *Ingénierie et Recherches Biomédicales*, 30, 20-29

Résumé

Ce document est une synthèse de mon activité de recherche depuis la fin de ma thèse en novembre 2006. Une courte revue de littérature montre tout d'abord que, depuis de nombreuses années, les méthodes de caractérisation des propriétés mécaniques des matériaux ont été adaptées pour le muscle et le tendon, au point de devenir des outils d'analyse essentiels pour une meilleure compréhension du fonctionnement du système muscle-tendon, mais également pour étudier les adaptations aiguës (*e.g.*, étirements, fatigue...) ou chroniques (*e.g.*, dommages musculaires, entraînements, pathologies neuromusculaires) de ce système.

Dans ce contexte, notre démarche a consisté à développer de nouvelles méthodes de caractérisation ou de nouveaux protocoles sur la base de méthodes innovantes. Le point commun de ces méthodes est de permettre une étude non-invasive du muscle et du tendon humain *in vivo*, ce qui nous a permis d'engager des études originales pour mieux comprendre le fonctionnement du système muscle-tendon et ses adaptations, au service de la performance sportive et de la santé. Nous avons ainsi analysé le système musculo-tendineux lors d'étirements passifs et lors de contractions à l'aide d'ergomètres, de l'échographie conventionnelle et ultrarapide et de la méthode d'élastographie Supersonic Shear Imaging (SSI). Nos derniers résultats montrent par exemple que cette technique d'élastographie peut permettre d'estimer la tension locale dans les tissus musculaires et tendineux de manière non-invasive, ce qui ouvre un grand nombre de perspectives de recherche.

La dernière partie du manuscrit présente un projet de recherche structuré autour de trois principales orientations. La première orientation vise à continuer de tirer profit des innovations que représentent la méthode d'élastographie SSI et l'échographie ultrarapide pour l'étude du système muscle-tendon humain *in vivo*, dans le but de répondre à des questions fondamentales et appliquées sur le fonctionnement de ce système. La seconde orientation vise à engager des études cliniques *via* les différentes méthodes ou protocoles développés dans notre laboratoire, soit pour proposer de nouvelles méthodes quantitatives d'évaluation, soit pour mieux comprendre les effets de pathologies neuromusculaires et de traumatismes musculo-tendineux. Dans les travaux réalisés jusqu'ici, nous nous sommes principalement intéressés à des mouvements mono-articulaires réalisés sur ergomètres segmentaires. Si ces conditions expérimentales ont l'avantage d'être relativement aisées à standardiser, elles présentent l'inconvénient d'être assez éloignées de tâches de la vie quotidienne ou de pratiques sportives. La troisième orientation vise donc à s'intéresser à des tâches plus complexes telles que la marche, la course ou le geste d'aviron, pour lesquelles il est nécessaire de réaliser des analyses cinématiques et dynamiques 3D.

Mots clés : biomécanique, ergomètre, élastographie, échographie, étirements, entraînements, pathologies neuromusculaires, raideur, aviron, électromyographie, performance humaine