

Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation

Laure-Lise Gras

▶ **To cite this version:**

Laure-Lise Gras. Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation. Biomécanique [physics.med-ph]. Arts et Métiers ParisTech, 2011. Français. NNT : 2011ENAM0036 . pastel-00651874

HAL Id: pastel-00651874
https://pastel.hal.science/pastel-00651874

Submitted on 14 Dec 2011

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.

2011-ENAM-0036

École doctorale n°432 : Sciences des Métiers de l' Ingénieur

Doctorat ParisTech

T H È S E

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Laure-Lise GRAS

le 5 Décembre 2011

Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation

Directeurs de thèse : **David MITTON, Philippe VIOT**
Co-encadrement de la thèse : **Sébastien LAPORTE**

Jury

M. Pascal DRAZETIC, Professeur, LAMIH, Université de Valenciennes	Président
M. Christophe CORNU, Maître de Conférences, HDR, UFR STAPS, Université de Nantes	Rapporteur
M. Stéphane AVRIL, Professeur, CIS, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint Etienne	Rapporteur
M. Michael GILCHRIST, Professeur, University College Dublin	Examinateur
M. David MITTON, Directeur de Recherche, LBMC, IFSTTAR/Université Lyon 1	Examinateur
M. Philippe VIOT, Professeur, DuMAS, I2M Bordeaux - Arts et Métiers ParisTech, Talence	Examinateur
M. Sébastien LAPORTE, Maître de Conférences, LBM, Arts et Métiers ParisTech, Paris	Examinateur

T H È S E

Arts et Métiers ParisTech - Centre de Paris
Laboratoire de Biomécanique

Frukta mindre, hoppas mer; ät mindre, tugga mer; gnäll mindre, andas mer;
prata mindre, säg mer; älska mer, skratta varje dag

Aie moins peur, espère plus ; mange moins, mâche davantage ;
pleurniche moins, respire plus ; bavarde moins, parle plus ; aime plus,
et toutes les bonnes choses seront les tiennes.

Proverbe suédois

REMERCIEMENTS

Au cours de ces trois années de thèse, j'ai eu la chance de rencontrer énormément de personnes toutes aussi intéressantes et sympathiques les unes que les autres. J'ai travaillé dans trois laboratoires différents, et à chaque fois j'ai reçu un très bon accueil et je vous en remercie tous beaucoup. Les échanges ont toujours été très agréables et enrichissants et m'ont permis de m'épanouir et d'avancer confortablement dans mon travail.

Pour commencer, je tiens bien sûr à remercier très sincèrement mes encadrants de thèse. Grâce à leurs conseils avisés, leur écoute et leurs suggestions, j'ai beaucoup appris. Ils m'ont permis, chacun avec leurs compétences de découvrir de nouvelles choses aussi bien en modélisation qu'en expérimentation ou en rédaction, de recentrer mes idées quand je voulais partir dans trop de directions et de prendre du recul par rapport à mon travail. Je remercie :

David Mitton pour avoir dirigé cette thèse, pour sa rigueur dans le travail, sa gentillesse, son écoute et sa rapidité à répondre à mes questions et mes angoisses quant au bon déroulement du travail. Merci de m'avoir rassurée quand j'en avais besoin et guidée pendant ces trois années. Tes conseils sur tous les aspects de la thèse et notamment sur l'organisation de mes idées pour aller au plus pertinent m'ont permis de prendre du recul et d'apprécier ce que j'ai fait.

Philippe Viot qui a co-dirigé cette thèse, qui est toujours optimiste et de bonne humeur, ayant une idée toutes les trente secondes, si ce n'est toutes les dix secondes. Merci pour ton côté paternel, tes conseils sur les aspects expérimentaux, et même si tu n'étais pas toujours disponible, il était tout de même possible de discuter recherche et d'avancer, et maintenant tu en connais un peu plus en biomécanique.

Sébastien Laporte pour son encadrement et qui m'a beaucoup aidé pour les aspects de modélisation en éléments finis, qui s'est épuisé à m'expliquer et à décortiquer les équations de la loi hyper-viscoélastique de Radioss sans jamais perdre patience. Merci aussi pour ton oreille attentive et ta bonne humeur. A la fin de cette thèse, cela fera cinq ans que je suis au LBM et que tu m'encadres, autant dire que j'ai appris beaucoup !

Je suis vraiment reconnaissante à ce trio de choc qui s'est investi pour que je puisse travailler dans les meilleures conditions.

Je remercie également les directeurs des différents laboratoires dans lesquels j'ai été accueillie : Wafa Skalli au LBM, Philippe Vézin au LBMC et Thierry Palin-Luc à l'I2M Département DuMAS.

Je remercie les membres du jury qui ont accepté de juger ce travail de thèse : M. Christophe Cornu et Pr. Stéphane Avril pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse, Pr. Pascal Drazetic et Pr. Michael Gilchrist pour avoir répondu à l'invitation.

Je remercie également toutes les personnes qui de près ou de loin ont participé à cette thèse : Nathalie Crevier-Denoix de l'ENVA qui m'a permis d'obtenir les pièces anatomiques de chien, Ivan Iordanoff et Jean-Luc Charles de l'I2M – DuMAS pour leur aide dans la modélisation en éléments discrets du muscle.

Merci à Elizabeth Prouteau, Thomas Joubert, Bilel Mokhtari et Mathieu Lasserre pour le support informatique, à Mohamed Marhoum pour l'accès aux revues spécialisées, à toutes les personnes qui ont facilité mes déplacements entre les trois laboratoires : Marine Souq, Christophe Canu, Geneviève Vernay et Annie Artal.

Il me faut remercier chaleureusement les personnes qui m'ont épaulée pendant les expérimentations : Joachim Magnier et Sylvain Persohn pour m'avoir initiée aux machines d'essai, Pierre Lapelerie pour sa disponibilité quand je venais à Lyon, et Jean-Luc Barou pour les essais sur le vérin et sa bonne humeur malgré nos petites frayeurs avec cette machine capricieuse.

Merci aussi à Christophe Lemaire et Jean-Marie Medard pour m'avoir aidée à concevoir le montage expérimental, pour l'avoir usiné et ajusté au gré des pré-essais et aussi pour m'avoir expliqué les fonctionnements des différentes machines-outils.

Merci aux étudiants qui ont travaillé sur ce projet : Pascal, Pierre, Nicolas et Yann.

Ce travail ne se serait pas aussi bien déroulé sans la bonne ambiance dans les différents laboratoires. Au LBM, merci à Aurélien, Xavier, Christophe et Coralie, mes collègues de bureau pour leur bonne humeur communicative. Merci aussi à Sandra pour les lectures partagées, à Erwan pour les coups de main en matlab, à Baptiste pour le HandyScan et pour le bobun, et à Yasmina, Jennyfer, Hélène, Sophie, Joseph, Jean-Sébastien, Philippe, Alexandra, Antoine et tous les autres ! Au LBMC ; j'ai une pensée pour Doris, Florence, Sophie et Clémentine qui m'ont aidé pour les expérimentations ; invitez moi à vos soutenances les filles ! Et à l'I2M, merci à Laurent, Sébastien, Younes, Damien, Inigo, Jonathan pour les pauses déjeuner, les pauses café et votre sens de l'humour bien que parfois un peu macho !

Je remercie le GDR Biomécanique des chocs 2610 pour son support financier, et toute ma gratitude va aux sujets qui ont donné leur corps à la science et sans lesquels ce travail n'aurait pas eu lieu.

Enfin, merci à ma famille pour son soutien pendant ces trois années.

Merci Maman pour avoir tout le temps confiance en moi et pour m'accompagner dans mes choix et me soutenir. J'espère que tu es fière de moi, et promis, c'est le dernier diplôme que je prépare !... enfin, jusqu'au prochain !

Merci Aurélien, pour ton soutien au quotidien, pour comprendre que j'ai du travail le soir, pour avoir accepté que j'aille six mois à Bordeaux sans te plaindre et pour tout le reste. J'espère que nous allons ensemble vers de nouveaux horizons glacés ou enneigés et épanouissants pour tous les deux.

TABLE DES MATIERES

REMERCIEMENTS 5
TABLE DES MATIERES 7

INTRODUCTION 11

PARTIE I
Revue de littérature : le muscle strié squelettique, ses propriétés et sa modélisation 13
1. Introduction 15
2. Le muscle strié squelettique 15
2.1 Une organisation multi-échelle 15
2.2 Les propriétés mécaniques du muscle 17
2.2.1 Le modèle de Hill 17
2.2.2 La relation force-longueur 18
2.2.3 L'Hyper-élasticité 19
2.2.4 L'Incompressibilité 19
2.2.5 Caractère anisotrope du muscle 20
2.2.6 La Viscosité 20
3. Propriétés mécaniques du muscle 20
3.1 Expérimentations sur fibres musculaires 21
3.1.1 Fibres isolées 21
3.1.2 Paquets de fibres 22
3.1.3 Synthèse 25
3.2 Expérimentations sur éprouvettes de muscle 27
3.2.1 Compression à des taux de déformation faibles à intermédiaires 27
3.2.2 Compression du quasi-statique à des taux de déformation élevés 29
3.2.3 Synthèse 31
3.3 Expérimentations sur muscle entier 33
3.3.1 Expérimentations *in vivo* 33
3.3.2 Expérimentations *in vitro* 35
3.3.3. Synthèse 39
4. Modélisations du muscle 43

4.1 Modélisation « câbles » 43
4.2 Modélisation volumique 43
4.3 Modélisation en éléments discrets 46
5. Synthèse et Objectifs de la thèse 49

PARTIE II

Travail personnel 51

CHAPITRE I

Une caractérisation quasi-statique du sternocleidomastoideus 53
1. Introduction 55
2. Matériel et Méthodes 55
2.1 Spécimens 55
2.2 Protocole expérimental 56
2.3 La reconstruction 3D du muscle, ses grandeurs géométriques 58
2.4 Une première caractérisation des propriétés – Loi hyper-élastique 59
2.4.1 Modèle exponentiel 59
2.4.2 Loi hyper-élastique 59
2.4.3 Comparaison des modèles 63
2.5 Intégration du caractère viscoélastique – Loi hyper-viscoélastique 63
2.5.1 Méthode d'identification 63
2.5.2 La loi 64
2.5.3 Initialisation 65
2.5.4 Optimisation 66
2.5.5 Comparaison et évaluation du modèle 66
3. Résultats 67
3.1 Acquisition géométrique et modèle en éléments finis 67
3.2 Hystérésis 67
3.3 Loi hyper-élastique 69
3.4 Loi hyper-viscoélastique 71
3.4.1 Premier ordre 71
3.4.2 Deuxième ordre 71
3.4.3 Comparaison des modèles 73
4. Discussion 75
4.1 Protocole expérimental 75

4.2 Acquisition de la géométrie et modélisation en éléments finis 76
4.3. Résultats expérimentaux et identification des propriétés mécaniques 77
4.3.1 Résultats expérimentaux 77
4.3.2 Hyper-élasticité 77
4.3.3 Hyper-viscoélasticité 79
5. Conclusion 81

CHAPITRE II

Effet vitesse sur la réponse passive du muscle 83
1. Introduction 85
2. Matériel et Méthodes 85
2.1 Spécimens 85
2.2 Expérimentations 87
2.3 Analyse des données 88
2.4 Etude statistique 89
3. Résultats 89
4. Discussion 93
4.1 Expérimentations 93
4.2 Paramètres et étude statistique 94
5. Conclusion 98

CHAPITRE III

Effet des conditions d'expérimentation et effet vitesse sur la réponse passive du muscle 99
1. Introduction 101
2. Matériel et Méthodes 101
2.1 Spécimens 101
2.2 Montage expérimental 102
2.3 Expérimentations 105
2.4 Analyse des données 105
2.4 Etude statistique 106
3. Résultats 106
4. Discussion 108
4.1 Expérimentations 109
4.2 Paramètres et étude statistique 110
5. Conclusion 113

PARTIE III

Perspectives :

Macro vers une modélisation complexe Modèle tête cou en éléments finis

Micro vers Macro - Modélisation en éléments discrets du muscle 115

1. Introduction 117

2. Du muscle isolé vers le segment corporel : Modèle tête-cou 118

2.1 Modélisation 118

2.2 Simulations 120

2.3 Discussion 121

3. Vers une approche micro : les éléments discrets 122

3.1 La méthode des éléments discrets – GranOO 123

3.2 Modélisation du muscle 124

3.2.1 Les éléments 124

3.2.2 Les liens 127

3.2.3 Suppression d'éléments et groupes d'éléments additionnels 128

3.2.4 Le modèle en images 129

3.2.5 Les propriétés mécaniques et pas de temps 130

3.2.6 Une première simulation de traction 131

3.3. Discussion sur les résultats préliminaires 132

4. Conclusion 133

CONCLUSION 135

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS 139

Liste de Figures 141

Liste des Tableaux 147

Références 149

ANNEXE A

Courbes expérimentales Essais de traction et modélisation sur le muscle sternocleidomastoideus 157

ANNEXE B

Courbes expérimentales Essais de traction sur le muscle extensor carpi ulnaris humain. 167

ANNEXE C

Courbes expérimentales Essais de traction sur le muscle extensor carpi ulnaris animal et analyse statistique 171

INTRODUCTION

Le nombre d'accidents mortels sur les routes en France est en constante baisse depuis 1970 grâce aux législations successives pour la sécurité routière (limitations de vitesse, port de la ceinture de sécurité obligatoire à l'avant et à l'arrière, permis à points, lois sur l'alcoolémie, radars), grâce à une meilleure politique de prévention et de répression et aussi grâce à l'évolution des infrastructures et des véhicules. Cependant, le bilan de l'année 2009 réalisé par l'Observatoire National Interministériel de Sécurité Routière (ONISR) dénombre en France (métropole et départements d'outre mer) 74409 accidents corporels dont 4115 accidents mortels, 93993 personnes blessées dont 34506 blessés hospitalisés. Au regard de ces résultats, l'enjeu est de diminuer le nombre de personnes tuées mais aussi de réduire le nombre de blessés graves, notamment avec l'amélioration des systèmes de sécurité passive.

Les lésions observées chez les victimes sont classées en fonction de leur gravité et de la région corporelle atteinte selon l'échelle AIS (Abbreviated Injury Scale). Le score AIS est compris entre 1 (gravité mineure) et 6 (lésion mortelle). Les lésions des victimes sont répertoriées dans la région Rhône Alpes par l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (INRETS). Pour la période 2003-2005, sur les 50749 victimes recensées, 9048 ont eu un étirement de la colonne cervicale sans fracture ni luxation (AIS1, coup du lapin) et 3652 ont souffert de maux de tête ou de vertiges liés à un traumatisme crânien (AIS1). Pour un AIS6, les lésions sont des plaies de la moelle épinière au niveau du rachis cervical ou même la destruction du tronc cérébral. Au total, toutes valeurs d'AIS confondues, 17814 victimes ont eu des lésions du rachis cervical, soit 35% des victimes (source : bilan de l'année 2009 – ONSIR – Registre des victimes d'accidents de la circulation routière dans le département du Rhône).

Comme l'indiquent les chiffres précédents, pour le rachis cervical, un des phénomènes les plus fréquents est le phénomène de Whiplash ou coup du lapin. Il s'agit de blessures majoritairement articulaires ou ligamentaires apparaissant suite à une accélération importante de la tête, ce qui provoque un mouvement d'hyper-extension du rachis cervical (Rydevik, 2008, Ivancic et Sha, 2010, Svensson et coll., 2000, Siegmund et coll., 2003). Au-delà des lésions répertoriées, d'autres symptômes comme une raideur de la nuque persistante, des maux de tête, des vertiges ou des pertes d'équilibre sont rapportés par les victimes. Cependant la cause de ces symptômes est encore mal expliquée cliniquement.

L'analyse du comportement biomécanique de l'occupant d'un véhicule automobile lors d'un choc constitue un élément fondamental d'évaluation en termes de sécurité. En améliorant la compréhension des phénomènes apparaissant pendant le choc (cinématique de la tête, déformations et contraintes au sein des tissus, mécanismes lésionnels), les risques sont mieux évalués et les systèmes de sécurité des véhicules peuvent être améliorés.

Pour répondre à cette problématique, un programme de recherche a été initié en 1990 en collaboration entre le Laboratoire de Biomécanique (Arts et Métiers ParisTech) et le Laboratoire d'Accidentologie, de Biomécanique et d'analyse du comportement humain du GIE PSA Renault (LAB) pour construire un modèle en éléments finis omnidirectionnel, destiné à simuler le comportement de l'être humain dans un véhicule lors de chocs. Depuis, les recherches expérimentales et numériques ont été poursuivies pour améliorer et alimenter les modèles.

Pour perfectionner de tels modèles, une connaissance approfondie des propriétés mécaniques et géométriques des constituants du corps est nécessaire. Si aujourd'hui, le comportement mécanique de l'os, des ligaments et des tendons est plutôt bien décrit dans la littérature, la connaissance des propriétés musculaires reste partielle et les propriétés mécaniques recensées sont celles de muscles d'animaux et très peu de muscles humains.

Par ailleurs, les lésions recensées concernent principalement les structures ostéo-articulaires. Ces dernières étant entourées de muscles, nous pouvons supposer qu'une modélisation plus réaliste du comportement des muscles permettrait de mieux prédire les sollicitations mécaniques appliquées aux os et ligaments lors d'accidents de la route.

L'objectif de cette thèse est de contribuer à l'étude du comportement mécanique du muscle humain pour différentes vitesses de sollicitation. La zone d'étude de ce travail doctoral se limite à la caractérisation du comportement mécanique passif du muscle *in vitro*. L'étude de pièces anatomiques humaines a été privilégiée autant que possible. Trois séries d'expérimentations sont mises en place, chacune concourant à améliorer la connaissance des propriétés mécaniques passives du muscle.

La première partie du mémoire rappelle la structure d'un muscle et ses principales propriétés mécaniques. Ces propriétés mécaniques et les expérimentations mises en œuvre pour les identifier sont ensuite présentées de l'échelle de la fibre musculaire, en passant par les expérimentations sur des éprouvettes de muscle, jusqu'aux essais sur la structure musculaire complète. Les modélisations en éléments finis de muscles isolés ou de segments corporels intégrant les muscles sont ensuite présentées. Enfin, les objectifs spécifiques du travail de thèse sont précisés.

La deuxième partie décrit le travail personnel effectué et se décompose en trois chapitres. Le premier chapitre propose une caractérisation des propriétés mécaniques passives d'un muscle humain en traction quasi-statique. Plusieurs modèles sont proposés pour caractériser la réponse du muscle. Etant donné la problématique du choc, le deuxième chapitre présente une série d'expérimentations visant à évaluer l'influence de la vitesse de traction sur la réponse d'un muscle humain. Enfin, comme ces expérimentations sont réalisées *in vitro*, c'est-à-dire éloignées des conditions physiologiques, l'expérimentation rapportée dans le troisième chapitre a pour objectif d'évaluer l'effet des conditions d'expérimentation sur la réponse du muscle, toujours en traction.

Une troisième partie présente les perspectives de ce travail de thèse en termes de modélisation et d'utilisation des données mises en évidences dans la partie précédente. Deux approches sont proposées. La première approche se propose d'aller vers la modélisation en éléments finis du segment corporel tête-cou. Les propriétés mécaniques des muscles identifiées dans la deuxième partie sont implémentées dans une modélisation du rachis cervical destinée à simuler un Whiplash. La seconde approche vise à descendre d'une échelle et à utiliser les propriétés mécaniques des constituants des muscles comme les fibres musculaires ou le tissu conjonctif pour retrouver le comportement macroscopique du muscle. Une première ébauche de modélisation en éléments discrets du muscle est décrite.

La conclusion générale dresse la synthèse des principaux résultats obtenus au cours de ce travail de thèse et souligne leur intérêt en mettant en perspective leur apport pour l'amélioration des modélisations numériques de l'homme, dédiées notamment au choc automobile.

PARTIE I

Revue de littérature : le muscle strié squelettique, ses propriétés et sa modélisation

Sommaire

1. Introduction 15
2. Le muscle strié squelettique 15
3. Propriétés mécaniques du muscle 20
   3.1 Expérimentations sur fibres musculaires 21
   3.2 Expérimentations sur éprouvettes de muscle 27
   3.3 Expérimentations sur muscle entier 33
4. Modélisations du muscle 43
5. Synthèse et Objectifs de la thèse 49

1. Introduction

Les muscles représentent 30 à 40% du poids du corps (Bonnel et Marc, 2009). On en dénombre plus de 600 chez l'homme, tous de géométrie et de taille variable en fonction de leur localisation et de leur rôle (Bonnel et Marc, 2009).

Les muscles peuvent être regroupés en trois catégories. La première concerne un seul et unique muscle : le cœur, ou muscle cardiaque. La seconde regroupe les muscles dits « lisses ». Ils sont localisés sur la paroi des organes ou des vaisseaux sanguins. L'estomac possède par exemple sur sa paroi des muscles lisses qui assurent des mouvements de contraction pour stimuler la digestion. La dernière catégorie de muscles concerne les muscles « striés squelettiques ». Ils permettent les fonctions de mobilité du corps humain. Par leur contraction, ils induisent le mouvement des segments osseux les uns par rapport aux autres. C'est cette dernière catégorie de muscle qui nous intéresse et que nous allons décrire plus précisément dans la suite.

Une première partie introduira les caractéristiques structurelles et organisationnelles du muscle ainsi qu'une description des principales propriétés mécaniques de ce dernier. Nous aborderons ensuite les moyens de détermination de ces propriétés mécaniques avec une revue de littérature sur les différents types d'expérimentations. Un point sur les modélisations du muscle sera réalisé et enfin les objectifs spécifiques de ce travail de thèse seront développés.

2. Le muscle strié squelettique

2.1 Une organisation multi-échelle

Le muscle est une structure complexe et multi-échelle qui présente un comportement passif et un comportement actif : la contraction. C'est un tissu fibreux (Figure 1). Chaque fibre musculaire est une cellule allongée de forme cylindrique. Son diamètre varie de 10 µm à 100 µm, et sa longueur est comprise entre quelques millimètres et quelques dizaines de centimètres (Bouisset et Maton, 1999).

Cette cellule est composée de myofibrilles. Les myofibrilles sont une association de filaments fins : l'actine ; et de filaments épais : la myosine. Ces molécules sont les protéines contractiles du muscle. Elles s'agencent en quinconce pour créer des ponts actine-myosine. En fonction du degré d'activation du muscle, les filaments fins vont plus ou moins recouvrir les filaments épais créant un raccourcissement ou un allongement global de la myofibrille et par conséquent de la fibre musculaire (Goubel et Lensel-Corbeil, 1998).

Une fibre musculaire est constituée d'environ 2000 myofibrilles chez l'adulte. Elle est délimitée par une membrane : le sarcolemme. La fibre est également gainée par du tissu conjonctif fin : l'endomysium (Figure 1). Elle est ensuite associée à d'autres fibres musculaires pour former un faisceau entouré d'un autre tissu conjonctif relativement lâche : le périmysium. Enfin, les

faisceaux ou fascicules sont liés entre eux par un tissu plus dense : l'épimysium ou aponévrose. La réunion de ces faisceaux constitue le muscle.

Le muscle est lié aux os grâce aux tendons. Ce sont une prolongation des différents réseaux de tissu conjonctif du muscle.

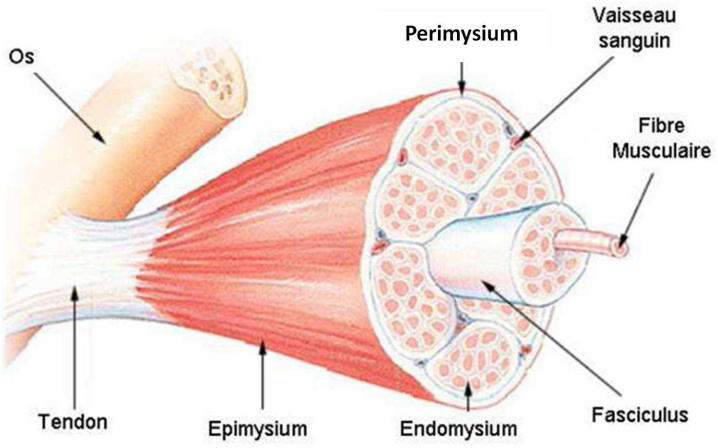


Figure 1 : Le muscle strié squelettique - une structure multi échelles, d'après SEER Training website

Au sein du muscle, les fibres musculaires sont disposées selon différents schémas (Figure 2). Les fibres peuvent être parallèles à l'axe longitudinal du muscle (biceps brachii, flexor carpi radialis). Si en revanche les fibres sont disposées obliquement par rapport à l'axe longitudinal du muscle selon un angle qualifié d'angle de pennation, le muscle est unipenné (extensor digitorum longus). Des structures plus complexes avec deux ou trois angles de pennation différents sont observées. On parle alors de muscle bipenné ou multipenné. Le muscle rectus femoris est bipenné.

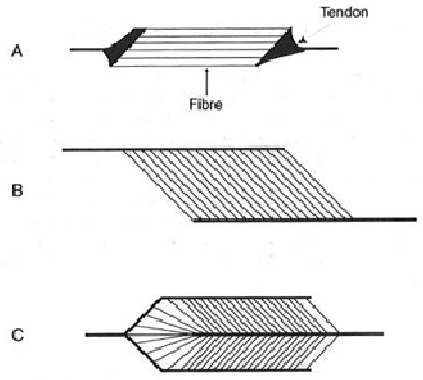


Figure 2 : Les trois types d'arrangement musculo-tendineux,
A. Fibres parallèles B. Muscle unipenné C. Muscle bipenné
D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998

Cette architecture a un effet sur l'effort généré par le muscle, mais le type de fibre a également une influence. Grâce aux techniques d'histologie, et à un protocole basé sur des techniques de coloration (Brooke et Kaiser, 1970, Choi et Kim, 2008), il est possible de distinguer trois types de fibres musculaires ayant chacun leurs spécificités (Figure 3).

Les fibres de type I sont rouges, se contractent lentement et présentent une résistance à la fatigue élevée ; alors que les fibres de type IIA (rouges) et IIB (blanches) sont capables de se contracter rapidement et ont une résistance à la fatigue plus faible.

Les muscles striés squelettiques contiennent ces trois types de fibres dans des proportions variables. Par exemple, le soleus de rat (extenseur du pied, localisé sur l'arrière de la jambe) contient 80% de fibres de type I ; on qualifie le muscle de « lent ». Un muscle « rapide » sera au contraire constitué de beaucoup de fibres de type II comme par exemple le muscle extensor digitorum longus du rat (extenseur des doigts) qui en compte 90%. Il existe également des muscles mixtes comme le biceps brachii chez l'homme (Goubel et Lensel-Corbeil, 1998).

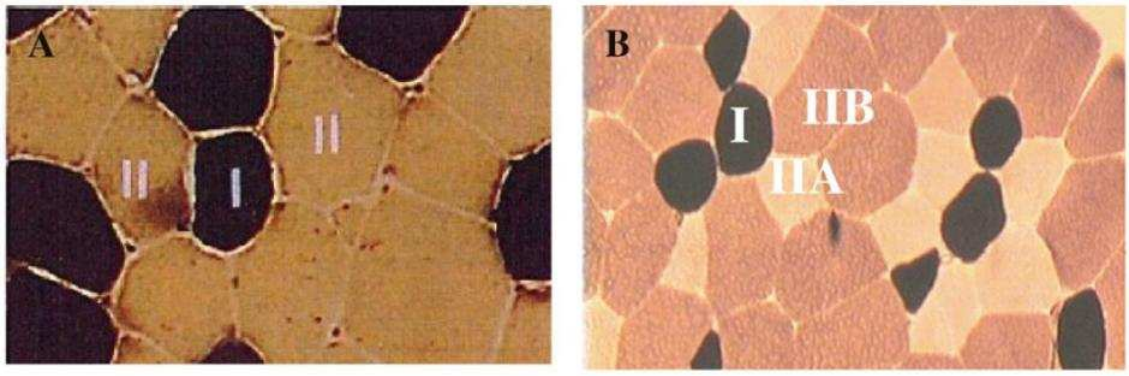


Figure 3 : Identification des fibres lentes et rapides - Histologie, Coloration ATPase de la myosine après préincubation acide pH 4,3 (A) et pH 4,6 (B) D'après Choi et Kim, 2008

2.2 Les propriétés mécaniques du muscle

2.2.1 Le modèle de Hill

Pour mieux comprendre et identifier le comportement du muscle dans ses états actif et passif, des modèles simples ont été proposés. Le plus utilisé est le modèle d'A.V. Hill proposé en 1938 et amélioré en 1951 (Figure 4). Il s'agit d'un modèle à trois composantes ; chaque composante reflétant une caractéristique du comportement musculaire (Goubel et Lensel-Corbeil, 1998) :

- Un ressort non amorti : la composante élastique série (CES), qui explique une chute d'effort importante et rapide lorsque le muscle contracté à une longueur constante (conditions isométriques) est soumis à un raccourcissement rapide.
- Une composante contractile (CC) analogue à un amortisseur et dont la vitesse de raccourcissement est liée à la force développée par le muscle.
- Une composante élastique parallèle (CEP) qui permet de rendre compte du comportement du muscle lorsqu'il atteint des allongements importants.

La composante élastique série et la composante contractile permettent de modéliser le comportement spécifique au sein de la myofibrille, c'est-à-dire le siège de la contraction musculaire. La composante élastique parallèle permet de reproduire le comportement élastique

du tissu conjonctif qui englobe les fibres musculaires : l'endomysium, le perimysium ou l'épimysium.

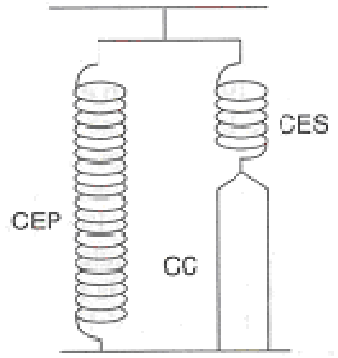


Figure 4 : Modèle de Hill (1951) CEP : composante élastique parallèle ; CES : composante élastique série ; CC : composante contractile - D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998

2.2.2 La relation force-longueur

La force développée par un muscle au cours de son activité dépend des propriétés des composantes élastiques et contractiles et varie avec sa longueur. Pour exprimer cette dépendance, la relation force-longueur du muscle est obtenue expérimentalement (Figure 5).

Lorsque le muscle est placé à une longueur donnée et est contracté, l'effort mesuré est la somme d'une force active due à l'élément contractile et à la composante élastique série, et d'une force passive liée à la composante élastique parallèle du modèle de Hill. Par conséquent, il faut aussi mesurer le comportement passif du muscle pour pouvoir distinguer la part de chaque composante.

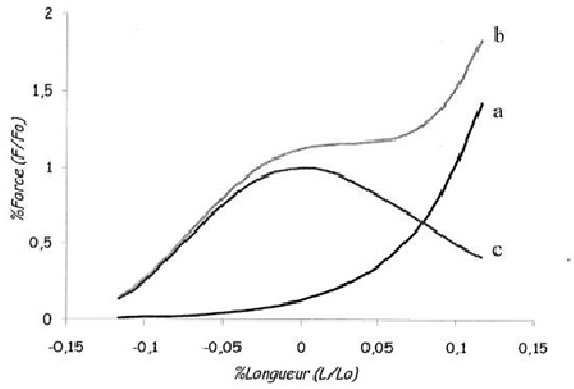


Figure 5 : Relation force-longueur du muscle a. force passive, b. force globale, c. force active F : force générée par le muscle, F_0 : effort actif maximal, L : longueur du muscle, L_0 : longueur du muscle pour laquelle l'effort actif maximal est généré. D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998

La relation force-longueur du muscle inactivé dépend de la vitesse de déformation imposée. Cette relation est loin d'être la même pour tous les muscles. Une variabilité importante liée à la quantité de tissu conjonctif au sein du muscle, au type de fibre, à la géométrie et à l'organisation du muscle existe. Par exemple, Best et coll. (1994) ont étudié le comportement passif de deux

muscles de lapin avec un essai de traction simple : les muscles étudiés (le tibialis anterior et l'extensor digitorum longus) présentent une même allure de comportement passif, mais pour un déplacement de 10 mm, le muscle extensor digitorum longus atteint un effort supérieur de 20 N au tibialis anterior, soit une augmentation de 100% pour un même déplacement, mais pour des muscles différents morphologiquement. En termes de contrainte et pour 12% de déformation, la contrainte générée par le muscle extensor digitorum longus est supérieure à celle du tibialis anterior de 165%.

Comme dans l'étude de Best et coll. (1994), nous nous concentrerons sur l'étude des propriétés mécaniques passives du muscle.

2.2.3 L'Hyper-élasticité

Le comportement passif du muscle est fortement non linéaire. Ce comportement est typique d'un matériau hyper-élastique. Un tel matériau peut subir de fortes déformations sans dissiper d'énergie au cours d'une transformation faisant passer la configuration initiale à la configuration déformée, et cette transformation est réversible. Le caoutchouc est un matériau hyper-élastique.

Un matériau hyper-élastique est caractérisé par une énergie de déformation fonction du gradient de la transformation. Une loi de comportement hyper-élastique repose sur la définition d'un potentiel élastique choisi convenablement en fonction des caractéristiques du matériau (Ogden, 1997).

Dans la littérature, le muscle est par exemple modélisé avec la loi de Mooney-Rivlin notamment dans l'étude de Johansson et coll. (2000) pour un modèle générique de muscle. La loi d'Ogden modifiée est aussi utilisée par Bosboom et coll. (2001) pour modéliser le comportement d'un muscle en compression quasi-statique.

D'autres lois de comportement existent, mais nous pouvons d'ores et déjà noter qu'il n'y a pas de loi de comportement hyper-élastique privilégiée pour modéliser le comportement musculaire.

2.2.4 L'Incompressibilité

Le muscle est un matériau incompressible. Pour une transformation donnée quelconque, le volume du muscle reste constant. Un matériau incompressible est aussi appelé un matériau isochore.

Cette caractéristique mécanique s'explique par la quantité importante d'eau présente dans le muscle. Elle se traduit généralement par l'utilisation dans les modélisations d'un coefficient de Poisson égal ou quasi-égal à 0,5, ou encore en utilisant le fait que la déformation volumique J est égale à 1 ; la transformation se fait alors à volume constant.

Les modèles en éléments finis de Johansson et coll. (2000), Martins et coll. (1998), Oomens et coll. (2003), Yucesoy et coll. (2002) ou encore Blemker et coll. (2005) utilisent des matériaux incompressibles ou quasi-incompressibles pour représenter le comportement passif du muscle.

2.2.5 Caractère anisotrope du muscle

Le muscle de par sa structure fibreuse orientée a un comportement anisotrope. La direction des fibres selon leur angle de pennation par rapport à l'axe longitudinal du muscle est une direction privilégiée.

Cette anisotropie qui rappelle le comportement des matériaux composites à fibres, est prise en compte dans certaines modélisations du muscle strié squelettique avec par exemple une loi de comportement hyper-élastique isotrope transverse (Blemker et coll., 2005, Jolivet et coll., 2009, Martins et coll., 1998).

Ce comportement est différent selon la direction de sollicitation et selon l'orientation des fibres. Il a été étudié expérimentalement par Van Loocke et coll. (2006). Des essais de compression sur des éprouvettes rectangulaires de muscle sont réalisés perpendiculairement à la direction des fibres, parallèlement à la direction des fibres ou encore sur des éprouvettes avec des fibres orientées à 45° par rapport à l'axe de compression. Ces essais mettent en évidence le comportement anisotrope du muscle : la contrainte de Cauchy en compression est plus importante pour une sollicitation perpendiculaire à l'axe des fibres qu'à 45° ou bien parallèlement à l'axe des fibres.

2.2.6 La Viscosité

Le muscle comme les autres tissus biologiques est un matériau visqueux. La viscosité a un effet direct sur les propriétés mécaniques du muscle passif. Best et coll. (1994) ont réalisé des essais de traction sur des muscles de lapin à des taux de déformation compris entre 0,01 s^{-1} et 2 s^{-1} et montrent que la réponse du muscle est sensible aux variations de taux de déformation. De même Myers et coll. (1995, 1998) procèdent au même type d'expérimentation mais à des taux de déformation plus élevés : 1 s^{-1}, 10 s^{-1} et 25 s^{-1}. Pour une même déformation de 20% ils obtiennent par exemple un module d'Young de 1,75 MPa à 1 s^{-1} et de 2,79 MPa à 25 s^{-1}, soit une augmentation non négligeable de la rigidité liée au taux de déformation.

Ces effets de viscosité sont aussi remarqués pour des essais de compression avec une phase de relaxation pour des niveaux de déformation variables (Bosboom et coll., 2001), ou encore avec des compressions cycliques réalisées à différentes fréquences (Van Loocke et coll., 2009).

3. Propriétés mécaniques du muscle

Suite à cette partie descriptive de la structure et des propriétés mécaniques du muscle, il ressort que le muscle est un matériau complexe. Il peut être étudié à différents niveaux à cause de sa structuration multi-échelle, et ses différentes propriétés mécaniques peuvent être appréhendées moyennant l'expérimentation adéquate.

3.1 Expérimentations sur fibres musculaires

Le muscle étant composé de fibres musculaires, de nombreuses expérimentations visent à identifier leur comportement. Ce sont majoritairement des essais de traction pour obtenir la relation force-longueur de la fibre musculaire aussi bien dans son état passif que dans son état actif.

3.1.1 Fibres isolées

Lännergren, (1971) a étudié le comportement actif et passif de fibres intactes de grenouille. La fibre isolée par dissection est placée dans un dispositif permettant un essai de traction ainsi que la contraction de la fibre grâce à des électrodes placées à ses extrémités. Le tout est placé dans une solution de Ringer (solution saline) pour assurer l'hydratation. Pour l'effort passif, la relation tension-longueur du sarcomère est observée (le sarcomère est une composante de l'unité motrice de la fibre musculaire) (Figure 6). Elle n'a ni un comportement linéaire, ni un comportement totalement exponentiel. Pour de petits changements de longueur, la fibre musculaire se comporte comme le muscle entier. Par conséquent, le mécanisme principal responsable de la réponse caractéristique passive du muscle serait localisé dans la fibre musculaire. Un module d'Young de 228 kPa est donné dans cette étude.

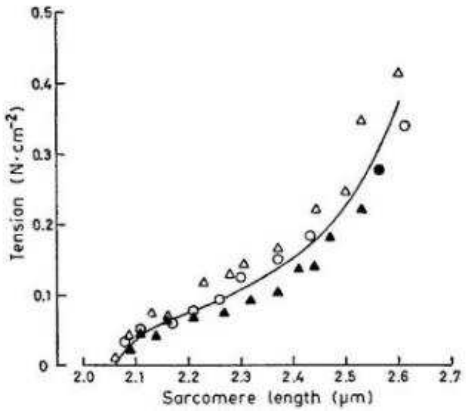


Figure 6 : Relation force longueur de sarcomère pour trois différentes fibres dans une solution de Ringer ; (Fibre 1 : triangles ouverts, Fibre 2 : cercles, Fibre 3 : triangles pleins, Courbe en trait plein : moyenne) D'après Lännergren, 1971

Maughan et Godt (1979) réalisent des essais de compression et traction sur des fibres pelées de grenouille dans leur état passif. Une fibre pelée est une fibre dont l'enveloppe externe a été enlevée soit par dissection, soit par traitement chimique. Grâce aux essais de compression, un module de compressibilité est calculé (plage de 10 kPa à 100 kPa environ) et les essais de traction donnent un module d'Young de 36 kPa pour une déformation de la fibre de 10%. De ces valeurs, ils obtiennent un coefficient de Poisson de 0,35. Il est conclu que la fibre est analogue à un corps élastique anisotrope, comme par exemple le polyéthylène.

Cette dernière étude est menée en quasi-statique, mais De Winkel et coll. (1994) ont étudié la réponse en tension de la fibre pelée de grenouille en dynamique, pour des fréquences de 5 Hz à

50 kHz. Un module d'Young complexe est calculé. Sa partie réelle est liée à la raideur de la fibre et sa partie imaginaire à sa viscosité, ou impédance mécanique visqueuse. La partie réelle du module d'Young est constante jusqu'à 100 Hz puis augmente avec la fréquence : 16,1 MPa à 100 Hz contre 31,2 MPa à 40 kHz.

Bensamoun et coll. (2006) ont étudié l'effet de l'âge sur les propriétés mécaniques des fibres de rat lors de sa première année de vie. Plusieurs tests mécaniques (relaxation, rampe, rampes suivies de relaxations appliquées cycliquement) sont conduits sur des fibres pelées prélevées sur des rats âgés de 1 mois, 4 mois ou 12 mois. Une augmentation des propriétés mécaniques des fibres entre 1 et 4 mois suivie d'une stabilisation est constatée.

Dans les études présentées jusqu'ici, les fibres testées sont soit des fibres intactes (avec leur enveloppe de tissu conjonctif), soit des fibres pelées (sans le tissu conjonctif). Bagni et coll. (1995) ont comparé ces deux méthodes de préparation sur des fibres de grenouille. Des essais de traction ont été réalisés pour des amplitudes de déformation allant de 2 à 6% de la longueur initiale du sarcomère (l_0) et à des vitesses de 2 à 250 $l_0.s^{-1}$. Les deux types de préparation présentent la même allure. La réponse en effort de la fibre est présentée comme étant la somme de trois composantes : une composante élastique, une composante visqueuse et une composante viscoélastique. Le module d'Young et la viscosité mesurés augmentent avec la longueur de sarcomère, mais sont plus importants pour la fibre intacte que pour la fibre pelée. Le tissu conjonctif joue un rôle important dans la réponse passive de la fibre et par conséquent du muscle.

3.1.2 Paquets de fibres

Il existe deux grands types de fibres : les fibres lentes (type I) et les fibres rapides (type II). Mutungi et coll. (2003) ont voulu comparer ces fibres en étudiant leur réponse à une élongation d'amplitude 1 à 3% de la longueur initiale de la fibre (L_0) et aux vitesses comprises entre 0,01 et 12 $L_0.s^{-1}$. Les paquets de fibres étudiés proviennent d'un muscle de rat. Le même modèle à trois composantes proposé par Bagni et coll. (1995) est utilisé. Le coefficient de viscosité est évalué à 2 kPa.s pour les fibres lentes contre 0,8 kPa.s pour les fibres rapides. Le temps de relaxation lié à la composante viscoélastique est de 44 ms pour les fibres lentes alors qu'il est seulement de 11 ms pour les rapides. Le module d'Young des fibres lentes (~1000 kPa) est quant à lui 10 fois supérieur à celui des fibres rapides (~100 kPa). Une augmentation des propriétés mécaniques avec la vitesse est observée. Les propriétés viscoélastiques des paquets intacts de fibres de rat sont similaires à celles reportées pour des fibres isolées de grenouille. Cette étude démontre aussi l'existence de différences quantitatives entre les fibres lentes et les fibres rapides (Figure 7). Ce comportement est aussi noté par Christensen et coll. (2006) avec des essais de traction à rupture à la vitesse de 13 $\mu m.s^{-1}$ sur des fibres de muscles de porc.

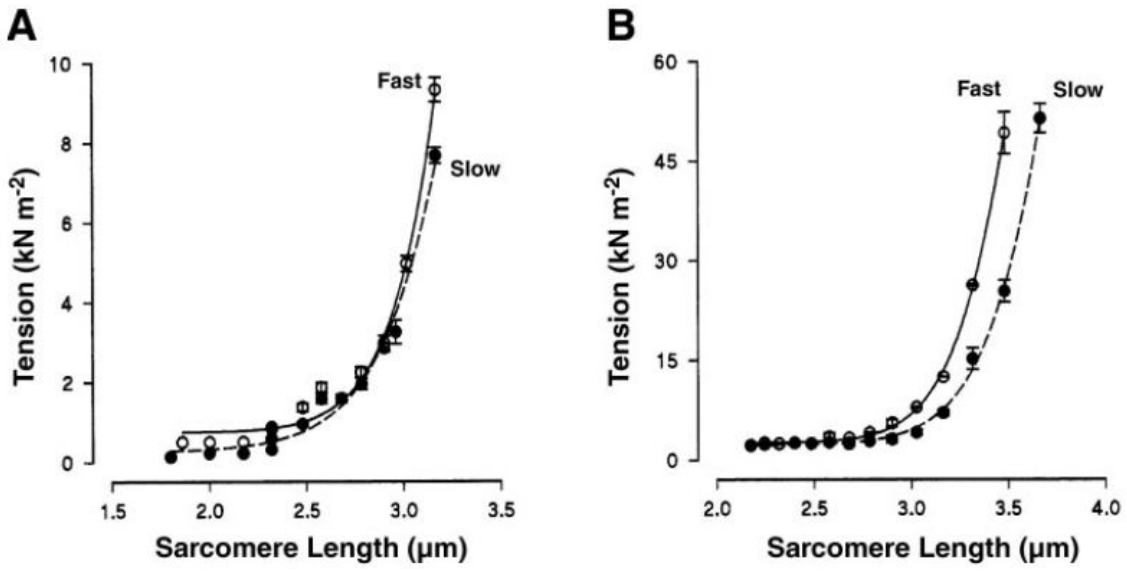


Figure 7 : Relation force-longueur de sarcomère pour des fibres lentes et rapides chez le rat jeune (A) et le rat adulte (B) D'après Mutungi et coll., 2003

Pour évaluer la part du tissu conjonctif (matrice extra cellulaire) et des fibres dans la réponse passive d'un paquet de fibres, Lieber et coll. (2003) ont comparé les propriétés mécaniques de paquets de fibres avec celles de fibres isolées. Les fibres et paquets de fibres sont d'origine humaine. Des essais de traction par petits pas de chargement et relaxation sont effectués jusqu'à rupture de la fibre ou du paquet de fibres (Figure 8). Le module d'Young sur la partie linéaire de la courbe contrainte-déformation est calculé dans les deux configurations. Le module d'Young pour un paquet de fibres saines atteint 462,5 MPa contre 28,2 MPa pour une fibre isolée. La différence serait due au tissu conjonctif. Pourtant, le volume étudié est composé de 95% de fibres musculaires et de 5% de matière extra cellulaire. En considérant que les fibres et le tissu conjonctif sont équivalents à des corps élastiques travaillant en parallèle, le module d'Young de la matrice extra cellulaire vaut 8,7 GPa ($E_{Paquet\ de\ Fibres} = 0{,}95\, E_{Fibre\ isolée} + 0{,}05\, E_{Matrice\ Extra\ Cellulaire}$).

Cette valeur non négligeable confirme que la matrice extra cellulaire joue un rôle important dans les propriétés mécaniques passives du muscle bien qu'elle apparaisse en faible quantité. Il est fait référence dans cet article à des valeurs de module d'élasticité comprises entre 1 et 3 GPa pour le tendon. Purslow (2002) explique aussi le rôle de cette matrice extra cellulaire, et montre qu'elle travaille essentiellement en cisaillement (Figure 9).

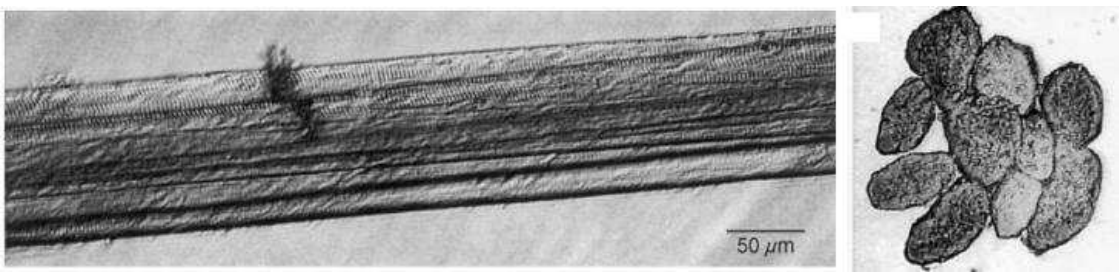


Figure 8 : Paquet de fibres dans le sens longitudinal, et une section D'après Lieber et coll., 2003

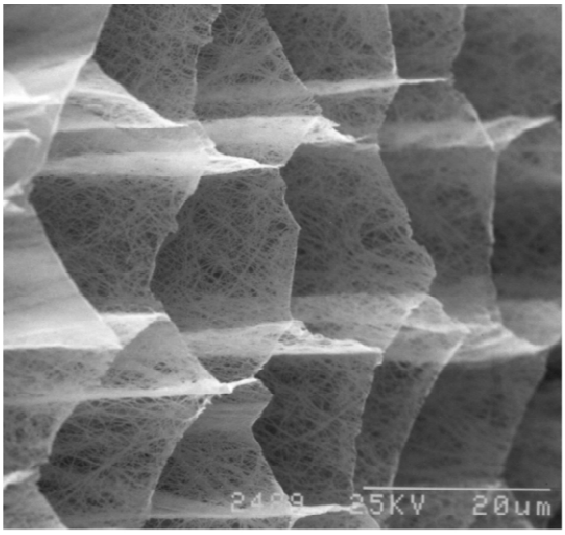


Figure 9 : Matrice extracellulaire en vue oblique D'après Purslow, 2002

Pour finir sur l'étude du comportement des composants du muscle, Clemmer et coll. (2010) ont travaillé sur la sensibilité au taux de déformation du tendon de lapin. Le tendon est composé essentiellement de fibres de collagène qui apparaissent aussi dans la composition du tissu conjonctif. Des fascicules de tendon (longueur de 7 mm, épaisseur et largeur d'environ 1 mm) sont soumis à des essais de traction jusqu'à 20% de déformation et à des taux de déformation de 0,001 s^{-1}, 0,1 s^{-1} et 0,7 s^{-1}. Les modules d'Young sont calculés : 102 MPa à 0,001 s^{-1}, 195 MPa à 0,1 s^{-1} et 251 MPa à 0,7 s^{-1}. Une sensibilité au taux de déformation est clairement notée. Grâce à une technique de fixation des fibres pour empêcher leur raccourcissement après essai et avant relaxation complète du matériau (les fibres sont collées entre elles à la fin du chargement), il est possible de visualiser l'organisation des fibres de collagène à l'intérieur de l'éprouvette de tendon (Figure 10). En fonction de la vitesse imposée au tendon, un réarrangement des fibres se fait et une partie des fibres ou toutes les fibres participent à la réponse en effort.

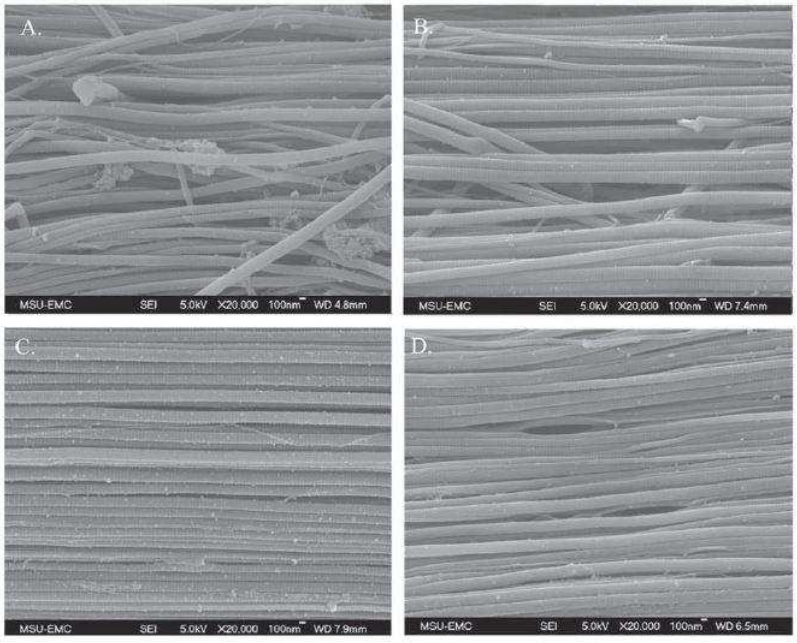


Figure 10 : Organisation des fibres de collagène pour l'éprouvette de contrôle (A), et aux taux de déformation 0,001 (B) 0,1 (C) et 0,7 s^{-1} (D) D'après Clemmer et coll., 2010

Schatzmann et coll. (1998) ont étudié des tendons humains *in vitro* jusqu'à rupture, et mettent en avant l'effet rigidifiant du précyclage sur la réponse mécanique du tendon. Le module d'Young à 200 N est de 363 MPa pour un tendon n'ayant pas été soumis à un précyclage, alors qu'il est de 565 MPa pour un tendon sollicité après précyclage. Su et coll. (2008) arrivent à la même conclusion pour des essais réalisés sur des tendons de rats. Scott et Loeb (1995) ont eux étudié l'aponévrose et le tendon de chat, et concluent que les propriétés mécaniques de l'aponévrose sont similaires à celles du tendon.

3.1.3 Synthèse

En conclusion de cette première partie, nous avons vu que les propriétés mécaniques des fibres musculaires isolées présentent un comportement non linéaire ; que ce comportement diffère selon que la fibre est étudiée avec ou sans sa membrane de tissu conjonctif, et selon qu'elle est étudiée isolée, ou comprise dans un paquet de fibres. D'autre part, il existe des différences de comportement passif entre les fibres lentes et les fibres rapides. Les propriétés mécaniques des fibres sont également sensibles aux changements de vitesse et évoluent en fonction de l'âge du sujet. Enfin, la participation du tissu conjonctif dans la réponse passive du muscle est non négligeable, ce qui implique que le comportement mécanique du muscle ne peut pas être décrit simplement par l'étude des propriétés des fibres, même si cette matrice extra cellulaire ne représente qu'une petite partie du muscle entier.

Les études citées précédemment sont regroupées et synthétisées dans le Tableau 1.

Tableau 1: Expérimentations *in vitro* sur fibres musculaires – E : Module d'Young, κ : Module de compressibilité, ν : Coefficient de Poisson

Auteur et année	Type de fibre / matériau	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Résultat
Lännergren 1971	Fibre intacte Grenouille	Traction	/	E = 0,228 MPa
Maughan et coll. 1979	Fibre pelée Grenouille	Traction Compression	/	E = 0,036 MPa κ = 10 à 100 kPa ν = 0,35
De Winkel et coll. 1994	Fibre pelée Grenouille	Traction à différentes fréquences	Dynamique	$E_{100\ Hz}$ = 16,1 MPa $E_{40\ kHz}$ = 31,2 MPa
Bensamoun et coll. 2006	Fibre pelée Fibres lentes – rapides Rat	Relaxation Traction Elongations répétées	Dynamique Quasi-statique Dynamique	Augmentation des propriétés mécaniques des fibres de 1 à 4 mois puis stabilisation de 4 à 12 mois
Bagni et coll. 1995	Fibre pelée - intacte Grenouille	Traction	Dynamique	$E_{fibre\ intacte} > E_{fibre\ pelée}$
Mutungi et coll. 2003	Paquet de fibres Fibres lentes - rapides Rat	Traction	Quasi-statique Dynamique	$E_{fibre\ lente}$ = 1 MPa $E_{fibre\ rapide}$ = 0,1 MPa
Christensen et coll. 2006	Fibre intacte Fibres lentes - rapides Porc	Traction jusqu'à rupture	Dynamique	Propriétés mécaniques des fibres lentes supérieures à celles des fibres rapides
Lieber et coll. 2003	Paquet de fibres Fibres intactes Humain	Traction par allongements successifs jusqu'à rupture	/	$E_{paquet\ de\ fibres}$ = 462,5 MPa $E_{fibre\ intacte}$ = 28,2 MPa $E_{matrice\ extracellulaire}$ = 8,7 GPa
Clemmer et coll. 2010	Fibres de collagène Tendon Lapin	Traction	Quasi-statique Dynamique	$E_{0,001\ s^{-1}}$ = 102 MPa $E_{0,1\ s^{-1}}$ = 195 MPa $E_{0,7\ s^{-1}}$ = 251 MPa

3.2 Expérimentations sur éprouvettes de muscle

La réponse de la fibre en traction caractérise le comportement du muscle au niveau microscopique, et nous avons noté la nécessité de prendre en compte les effets de la matrice extra cellulaire. Des études se sont donc portées sur la caractérisation d'éprouvettes de muscle. La plupart sont des essais de compression réalisés dans différentes configurations (orientation des fibres, essais confinés ou non, immersion dans un fluide) et à différents taux de déformation. L'étude des structures musculaires pour de grandes déformations et pour des taux de déformation importants est utile pour la biomécanique des chocs. D'un point de vue clinique, des situations de compression prolongée et lente sont étudiées pour comprendre les phénomènes d'escarres apparaissant chez les personnes alitées. Connaître le comportement du muscle pour ce type de sollicitation est donc important.

3.2.1 Compression à des taux de déformation faibles à intermédiaires

Aimedieu et coll. (2003) ont étudié le comportement du muscle de porc en compression à différentes fréquences de sollicitation. Des compressions cycliques sinusoïdales d'amplitude 0,001 mm pour des fréquences allant de 5 Hz à 30 Hz sont effectuées sur des éprouvettes cylindriques de porc (diamètre : 38,5 mm, épaisseur : 20 mm). Pour éviter la déshydratation de l'éprouvette et pour se rapprocher des conditions physiologiques, l'éprouvette est placée dans un bain de solution saline chauffé à 37°C. Le comportement mécanique du muscle en compression est modélisé par un modèle de Kelvin Voigt. Pour une fréquence de 5 Hz, la raideur du muscle est de 8,5 $kN.m^{-1}$, et pour 30 Hz, elle atteint 347 $kN.m^{-1}$. La viscosité reste inférieure à 300 Pa.s entre 5 et 20 Hz, puis elle augmente jusqu'à 600 Pa.s à 30 Hz. Cette étude donne des valeurs quantitatives pour la réponse du muscle en compression et souligne également une dépendance entre vitesse et comportement mécanique.

Van Loocke et coll. (2006) proposent un modèle pour caractériser le comportement passif du muscle en compression. L'expérimentation mise en place est une compression uni-axiale non confinée d'une éprouvette de muscle de porc, bœuf et mouton à section carrée (10 mm x 10 mm) et d'épaisseur 5 mm ou 10 mm. La compression atteint 30% de déformation au taux de déformation de 5.10^{-4} s^{-1}. Pour évaluer l'isotropie transverse du muscle, la direction de compression est parallèle à l'axe des fibres, perpendiculaire à l'axe des fibres ou encore orientée à 30°, 45° ou 60° par rapport à l'axe des fibres. Deux groupes d'éprouvettes ont été testés, le premier est composé d'éprouvettes fraîches et le second d'éprouvettes prélevées sur des animaux saignés. Les courbes contrainte-déformation (Figure 11) montrent que la contrainte de Cauchy pour une déformation de 30% dans la direction perpendiculaire aux fibres musculaires est supérieure à celle obtenue pour un écrasement parallèle à la direction des fibres. Pour des fibres orientées à 45°, la contrainte de Cauchy est supérieure à celle observée dans le cas d'un écrasement parallèle pour des tissus âgés, mais inférieure pour des tissus frais. L'effet du délai *post mortem* pour les essais (entre 1h et 25h) sur la contrainte de Cauchy à 10% est également présenté. La contrainte augmente avec le délai. Par conséquent, la qualité du tissu musculaire et l'instant auquel il est testé ont un effet sur les propriétés mécaniques. La modélisation considérant un comportement isotrope transverse et la dépendance à la déformation du module

d'Young permet de rendre compte du comportement du muscle dans les directions parallèle, perpendiculaire et à 45°. Elle prédit également le comportement du muscle en compression avec des fibres orientées à 30° et 60°. Cette modélisation à six paramètres est prometteuse pour l'amélioration des modélisations du muscle. Cependant cette étude ne rend compte que du comportement quasi-statique du muscle.

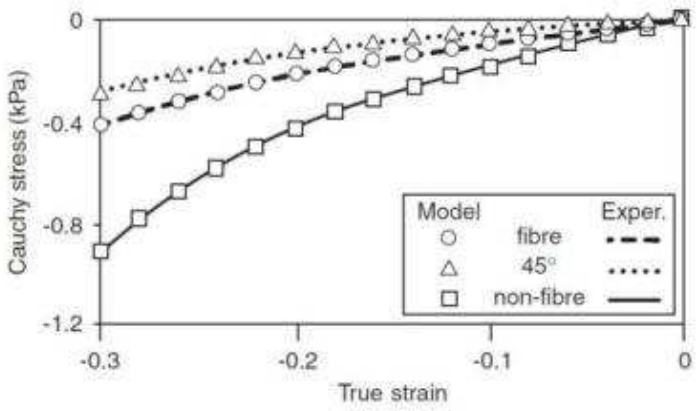


Figure 11 : Courbe contrainte déformation pour différentes orientations des fibres et modélisation avec un Module d'Young dépendant de la déformation D'après Van Loocke et coll., 2006

Van Loocke et coll. (2008) s'intéressent aux propriétés passives viscoélastiques du muscle en compression non confinée d'éprouvettes fraîches de porc. Plusieurs taux de compression : 0,005 s^{-1}, 0,01 s^{-1}, 0,05 s^{-1} et 0,1 s^{-1} sont appliqués. La direction de sollicitation est choisie parallèle, perpendiculaire à la direction des fibres ou orientée à 45° ou 60°. L'essai de compression est suivi d'un maintien de l'écrasement pendant 300 s pour observer la relaxation du matériau. Le modèle utilisé pour analyser le comportement viscoélastique du muscle est basé sur le même modèle que précédemment (Module d'Young dépendant de la déformation). La viscoélasticité est introduite avec des séries de Prony. Il s'agit d'un modèle à 13 paramètres qui permet de retrouver et de prédire le comportement du muscle en compression. Les résultats montrent qu'au-delà d'un taux de déformation très faible (0,005 s^{-1}), la composante viscoélastique joue un rôle important sur les propriétés mécaniques du muscle. Une augmentation de la raideur avec le taux de déformation est observée, et cet effet est plus marqué quand l'éprouvette est sollicitée dans une direction proche de la direction des fibres (Figure 12). Ce résultat est expliqué par la présence de fluide dans le muscle. Les fibres peuvent être considérées comme des cellules remplies de fluide, maintenues entre elles par la matrice de collagène. Quand l'éprouvette est comprimée dans la direction des fibres, le fluide a du mal à se réarranger ; alors que dans le cas d'une sollicitation perpendiculaire à l'axe des fibres, le fluide peut plus facilement s'échapper. Ainsi, le comportement viscoélastique du muscle dépend du taux de déformation et de l'orientation des fibres dans le tissu par rapport à la direction de sollicitation.

Pour améliorer la compréhension du comportement anisotrope du muscle, Van Loocke et coll. (2009) proposent des essais de compression non confinée dans différentes directions. L'éprouvette étudiée est toujours une éprouvette de porc. Une compression de 25% de déformation est réalisée puis autour de cette position, des cycles d'une amplitude de 2% ou 10% de déformation aux fréquences comprises entre 0,2 Hz et 80 Hz sont imposés. Pour les cycles à faible fréquence et faible amplitude, la relaxation viscoélastique cyclique est très marquée. Qualitativement, le comportement observé parallèlement ou perpendiculairement aux fibres est

équivalent. Deux modèles sont proposés pour caractériser le comportement du muscle : un modèle viscoélastique quasi-linéaire anisotrope et un modèle non linéaire. Cependant aucun modèle ne permet de prédire correctement l'augmentation de raideur observée à des fréquences supérieures à 5 Hz. Ce travail met donc en avant la difficulté de trouver un modèle qui puisse être adapté à toutes les configurations rencontrées, mais constitue une base de données importante pour la validation de modèles futurs.

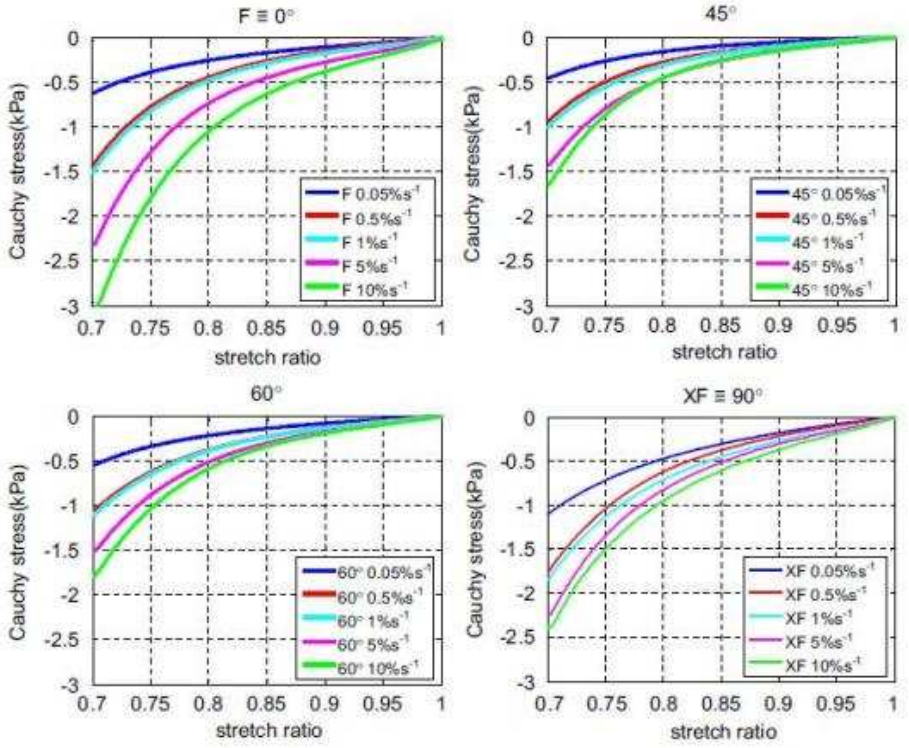


Figure 12 : Courbes contrainte-elongation mettant en avant l'effet vitesse
Données pour les différentes orientations testées D'après Van Loocke et coll., 2008

L'étude d'Untaroiu et coll. (2005) propose aussi un essai de compression sur des éprouvettes de muscle humain prélevées sur la jambe de sujets cadavériques. L'éprouvette est rectangulaire et de dimensions : 20 mm x 20 mm x 7 mm, les 7 mm correspondant à l'épaisseur. L'essai est non confiné, il s'agit d'une compression jusqu'à 20% d'écrasement réalisée en 60 ms, soit un taux de déformation de 3,33 s^{-1}. Le comportement du muscle est modélisé avec une loi hyper-élastique isotrope de Mooney-Rivlin. Les résultats obtenus sont utilisés pour la modélisation en éléments finis du membre inférieur destinée à la simulation de chocs piéton.

3.2.2 Compression du quasi-statique à des taux de déformation élevés

Untaroiu et coll. (2005) ont atteint un taux de déformation important (3,33 s^{-1}), d'autres études atteignent des taux de déformation plus élevés avec des dispositifs spécifiques. McElhaney (1966) étudie la réponse passive en compression du muscle pour des taux de déformation compris entre 0,001 s^{-1} et 1000 s^{-1}. La déformation maximale de l'éprouvette est de 75%. L'éprouvette de bœuf a un diamètre de 22 mm et une épaisseur de 9,5 mm. Les résultats sont présentés sous la forme de courbes contrainte-déformation pour chaque taux de déformation

testé. Les propriétés mécaniques de l'éprouvette augmentent avec le taux de déformation. Cette augmentation de rigidité est expliquée par la structure cellulaire du muscle et du fluide présent entre ces cellules. Pour de petits taux de déformation, le fluide a le temps de s'échapper à travers les membranes, mais pour des taux de déformation plus importants, il reste confiné dans la structure et la réponse en effort est plus importante.

Chawla et coll. (2009) rapportent des essais de compression sur des éprouvettes de muscle humain pour des taux de déformations compris entre 136 s^{-1} et 262 s^{-1}. Les éprouvettes sont de section carrée (14 mm x 14 mm) et leur épaisseur varie de 7,5 mm à 11 mm. La compression est effectuée sans confinement et l'écrasement maximal atteint 50%. Pour analyser les propriétés mécaniques de ces essais, une modélisation par éléments finis associée à une méthode d'identification des propriétés avec algorithme génétique est proposée. La loi de comportement utilisée est basée sur le modèle de Maxwell. Les paramètres à identifier sont un module de compressibilité, et deux modules de cisaillement. Grâce à la méthode employée et pour les taux de déformation considérés, le module de compressibilité est compris entre 7,2 kPa (136 s^{-1}) et 298 kPa (262 s^{-1}), le premier module de cisaillement varie de 11,7 kPa (136 s^{-1}) à 40 kPa (262 s^{-1}) et enfin le deuxième module de cisaillement est compris entre 0,24 kPa (136 s^{-1}) et 3 kPa (262 s^{-1}). Néanmoins, Chawla et coll. (2009) indiquent que le modèle proposé n'est pas suffisamment efficace pour prédire la dépendance du matériau au taux de déformation, ce qui implique le besoin de développer de nouvelles lois de comportement de matériau.

Van Sligtenhorst et coll. (2006) réalisent des essais de compression jusqu'à 80% de déformation et pour des taux de déformation compris entre 0,01 s^{-1} et 2300 s^{-1}. L'essai n'est pas confiné et réalisé sur des éprouvettes cylindriques de bœuf (diamètre 10 mm, épaisseur variable, sollicitation parallèle à la direction des fibres musculaires). Ils obtiennent les courbes contrainte-déformation qui présentent une sensibilité au taux de déformation (Figure 13). Les résultats sont en accord avec ceux de McElhaney (1966). Ils évaluent également les propriétés mécaniques d'éprouvettes testées avant, pendant et après rigidité cadavérique. Les éprouvettes testées pendant le processus de rigidité cadavérique (entre 5h et 27h *post mortem*) ont une contrainte (à 30% d'écrasement) supérieure à celle des tissus frais (*pre-rigor*). La contrainte *pre-rigor* est équivalente à celle des tissus *post-rigor* (100h *post mortem*). Par conséquent, pour des études futures, travailler sur des éprouvettes 4 jours après le décès permettra de retrouver le comportement d'une éprouvette testée avant apparition de la rigidité cadavérique.

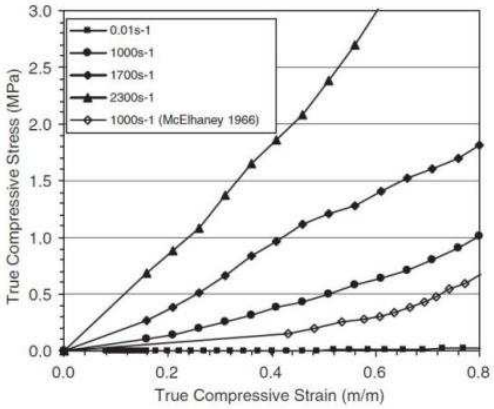


Figure 13 : Courbe typique contrainte-déformation pour les différents taux de déformation testés D'après Van Sligtenhorst et coll., 2006

Song et coll. (2007) utilisent également des barres de Hopkinson sur des éprouvettes de forme annulaire. Les éprouvettes de porc sont d'épaisseur 3,2 mm, de diamètre extérieur 10 mm et de diamètre intérieur 3 mm. Elles sont découpées au couteau électrique parallèlement ou perpendiculairement à l'axe des fibres. Les taux de déformation appliqués vont de 0,007 s^{-1} à 3700 s^{-1}. La déformation maximale est de 50%. Les résultats obtenus sont en accord avec McElhaney (1966), et la même sensibilité au taux de déformation est soulignée. Néanmoins, Song et coll. (2007) indiquent que la sensibilité au taux de déformation est plus marquée pour les éprouvettes testées perpendiculairement à la direction des fibres que celles testées parallèlement ce qui est en désaccord avec les résultats de Van Loocke et coll. (2008), mais les taux de déformation appliqués sont très différents d'une étude à l'autre.

3.2.3 Synthèse

Les expérimentations sur éprouvettes de muscle montrent que les propriétés mécaniques du muscle sont très sensibles aux changements de taux de déformation (une augmentation globale de la raideur avec le taux de déformation). La direction de sollicitation par rapport à la direction des fibres a aussi un impact sur la réponse passive du muscle en compression. Enfin, la qualité du tissu musculaire et l'instant *post-mortem* auquel est testé l'éprouvette, influent sur la réponse du muscle.

Une des principales limites des expérimentations sur éprouvette provient de la découpe du muscle. Cette étape indispensable induit des concentrations de contrainte au niveau des bords de l'éprouvette. Le matériau est localement détérioré (Aimedieu et coll., 2003). De plus, le muscle étant un matériau visqueux, il est difficile d'obtenir des éprouvettes parfaitement calibrées : l'outil peut glisser, le muscle peut s'affaisser etc.

La découpe d'une éprouvette implique également une zone d'étude localisée. Le choix de cette zone et sa localisation sur chaque muscle, ou encore l'épaisseur de muscle à tester sont autant de paramètres choisis arbitrairement et qui rendent la comparaison des résultats compliquée. Seule une partie du muscle est testée, et non pas le muscle dans son ensemble. D'ailleurs rien n'assure que la totalité du muscle se comporte de la même manière que l'éprouvette choisie. Cet argument est légitime puisque le muscle est une structure complexe et que les différents types de fibres musculaires ne sont pas forcément présents et en même quantité sur tout le muscle (Bensamoun et coll., 2006, Colombini et coll., 2009, Eng et coll., 2008, Hitomi et coll., 2005).

Comme expliqué précédemment, la compression est une sollicitation privilégiée pour comprendre certains mécanismes lésionnels des muscles. Néanmoins, les études présentées ici et récapitulées dans le Tableau 2, ne permettent pas d'expliquer la réponse du muscle à une sollicitation de traction.

Tableau 2 : Expérimentations *in vitro* sur éprouvettes de muscle – K : Raideur, κ : Module de compressibilité, G : Module de cisaillement

Auteur et année	Origine et forme	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Résultat
Aimedieu et coll. 2003	Porc Cylindrique	Compression cyclique	Dynamique	Modèle de Kelvin-Voigt $K_{5\ Hz} = 8,5\ kN.m^{-1}$ $K_{30\ Hz} = 347\ kN.m^{-1}$
Van Loocke et coll. 2006	Porc Bœuf Mouton Cubique	Compression, orientation des fibres : 0°, 90°, 45°, 30° et 60°	Quasi-statique	Module d'Young dépendant de la déformation Isotropie transverse Augmentation de la contrainte avec le taux de déformation
Van Loocke et coll. 2008	Porc Cubique	Compression, orientation des fibres : 0°, 90°, 45°, 30° et 60°	Quasi-statique	Module d'Young dépendant de la déformation et séries de Prony Isotropie transverse Augmentation de la contrainte avec le taux de déformation
Van Loocke et coll. 2009	Porc Cubique	Compression cyclique, orientation des fibres : 0°, 90°, 45°	Dynamique	Comportement plus raide pour les expérimentations à 90°
Untaroiu et coll. 2005	Humain Cubique	Compression uni-axiale	Dynamique	Loi de comportement hyper-visco-élastique de Mooney Rivlin
Mc Elhaney 1966	Bœuf Cylindrique	Compression uni-axiale	Quasi-statique Dynamique	Sensibilité de la réponse au taux de déformation
Chawla et coll. 2009	Humain Cubique	Compression uni-axiale	Dynamique	Modélisation en éléments finis $\kappa = 7,2\ kPa - 298\ kPa$ $G_{court\ terme} = 11,7\ kPa - 40\ kPa$ $G_{long\ terme} = 0,24\ kPa - 3\ kPa$
Van Sligtenhorst et coll. 2006	Bœuf Cylindrique	Compression uni-axiale	Quasi-statique Dynamique	Sensibilité de la réponse au taux de déformation Différence de comportement entre tissu testé avant, pendant et après l'apparition de la rigidité cadavérique
Song et coll. 2007	Porc Anneau	Compression, orientation des fibres : 0° et 90°	Quasi-statique Dynamique	Sensibilité de la réponse au taux de déformation Différence de comportement entre 0° et 90°

3.3 Expérimentations sur muscle entier

Pour avoir la réponse globale du muscle, des expérimentations sont réalisées sur muscle entier principalement selon sa direction longitudinale. Cette direction est privilégiée car elle correspond à la direction d'activation du muscle. Des expérimentations de compression et d'indentation sont aussi mises en œuvre dans la direction transverse.

Dans les études présentées par la suite, nous pouvons distinguer les expérimentations effectuées sur muscle prélevé, c'est-à-dire en expérimentation *in vitro*, des expérimentations *in vivo* ou *in situ* sur animal anesthésié. Dans ce cas, le muscle est extrait partiellement du sujet et à l'une de ses extrémités est monté un dispositif de traction souvent couplé à un système d'électrodes pour pouvoir stimuler le muscle et réaliser une contraction musculaire.

Les problématiques abordées sont les mêmes que pour les expérimentations sur éprouvettes et sur fibres musculaires. Les propriétés mécaniques du muscle sont caractérisées avec des modèles rhéologiques (Maxwell, Kelvin Voigt) ou des modélisations en éléments finis. La dépendance des propriétés mécaniques du muscle avec la vitesse est étudiée expérimentalement et analytiquement.

3.3.1 Expérimentations *in vivo*

a. Expérimentations de traction

Herzog et coll. (1992) ont étudié la réponse *in vivo* de trois muscles de chat : le muscle gastrocnemius, le muscle soleus et le muscle plantaris. L'animal est anesthésié et la chaleur de son corps est maintenue entre 32°C et 38°C en le plaçant sur une surface réchauffée. Ses muscles sont exposés et séparés, et chaque extrémité est reliée à un dispositif permettant la traction. Pour obtenir la relation force-longueur active du muscle, des électrodes sont placées sur le nerf pour le stimuler électriquement et générer la contraction du muscle. Les résultats obtenus pour les trois muscles testés ont la même allure, mais montrent une forte différence pour l'effort maximal atteint. Cette étude met en avant des différences intra-individuelles qui peuvent être liées à la forme du muscle, son rôle, sa composition en fibres lentes et rapides.

Les travaux proposés par Ettema et Huijing (1994) visent à étudier le muscle en traction pour différentes fréquences de sollicitation. Des vibrations de petite amplitude : 0,25% de la longueur du complexe muscle-tendon et à des fréquences allant de 5 Hz à 180 Hz sont appliquées au muscle gastrocnemius de rat. L'expérimentation est réalisée à la température ambiante de 27°C. Un morceau d'os au niveau de l'insertion tendineuse est conservé pour avoir une meilleure fixation et faciliter la traction. Le comportement du muscle est modélisé avec un modèle de Hill. Cependant les résultats montrent une différence entre les résultats des simulations et les résultats expérimentaux, laissant suggérer que le modèle n'est pas complètement adapté.

L'analyse fréquentielle est une méthode pour évaluer la viscosité du muscle, mais d'autres auteurs réalisent des essais de relaxation et de traction à différentes vitesses de sollicitation pour étudier le même phénomène. Best et coll. (1994) comparent le comportement passif de

deux muscles de lapin : le muscle tibialis anterior et le muscle extensor digitorum longus. Comme précédemment, les muscles sont exposés sur animal anesthésié et testés *in vivo*. L'expérimentation est réalisée à température ambiante (24°C). Le corps de l'animal est à 35,8°C et le muscle en surface est à 33,9°C. Après une précharge de 2 N et un pré-conditionnement du muscle avec 50 cycles de traction à 1 Hz et 6 mm d'amplitude, un test de relaxation avec une rampe de 11 mm de déplacement au taux de déformation de 6,67 s^{-1} et un maintien de 300 s est réalisé. Des essais de traction à 2, 1, 0,5, 0,2, 0,1 et 0,01 s^{-1} sont également conduits. Une sensibilité au taux de déformation est soulignée. Un modèle viscoélastique quasi-linéaire est proposé. Il semble performant pour prédire les essais de traction et le phénomène d'hystérésis. Une différence de comportement marquée existe entre les deux muscles. Best et coll. (1994) concluent que d'autres investigations sont nécessaires pour comprendre l'influence de la géométrie et de la structure fibreuse du muscle sur ses propriétés élastiques.

Myers et coll. (1995, 1998) ont travaillé sur le tibialis anterior de lapin *in vivo*, mais pour des taux de déformation plus importants : 1, 10 et 25 s^{-1}. Les propriétés mécaniques passives et actives du muscle sont étudiées et un modèle de calcul du module d'Young est proposé. Il s'avère que l'effet de la vitesse sur la réponse passive du muscle est plus prononcé que pour sa réponse active. Noonan et coll. (1993, 1994) s'intéressent non seulement à l'effet vitesse sur la réponse en traction des muscles extensor digitorum longus et tibialis anterior de lapin, mais aussi à l'effet thermique. Trois expérimentations sont réalisées sur chaque muscle. La première est un essai de traction jusqu'à rupture à 0,1 s^{-1} avec un premier muscle de la patte gauche placé à 25°C et celui de la patte droite à 40°C. La deuxième est identique à la précédente mais elle est réalisée à 1 s^{-1}. La dernière est un essai de traction à 1 s^{-1} sur muscle actif et jusqu'à rupture. Les propriétés mécaniques mesurées sont la charge et la déformation à rupture, la raideur du muscle et l'énergie absorbée avant rupture. Vitesse et température ont des effets sur la réponse du muscle et sur les propriétés mécaniques citées. La déformation à rupture est plus grande pour des muscles chauds, et la raideur est plus importante pour des muscles froids. Les effets thermiques dépendent à la fois du niveau de contraction et du niveau de chargement du muscle. L'effet vitesse est important sur l'effort à rupture.

L'effet vitesse a également été étudié par Hawkins et Bey (1997) avec des essais de traction sur le muscle tibialis anterior de rat à 1, 10 et 100 $mm.s^{-1}$. Krylow et Sandercock (1997) ont effectué une traction sur le muscle soleus de rat à 10, 50 et 90 $mm.s^{-1}$. Sun et coll. (1995) ont eux réalisé des essais de traction de 0,08 à 16,6 $mm.s^{-1}$, mais ils notent un effet vitesse non significatif sur l'effort à 12% ou 20% de déformation.

D'autres problématiques sont également abordées. Grover et coll. (2007) s'intéressent à l'effet vitesse et à l'influence du niveau d'activation (passif, tétanique et dénervé) sur le même muscle tibialis anterior de lapin. Ils observent notamment une nette différence de comportement entre muscle passif et muscle dénervé. Calvo et coll. (2010) effectuent des expérimentations *in vivo* et *in vitro* sur le muscle tibialis anterior entier de rat (Figure 14), sur le corps musculaire et sur le tendon pour caractériser le comportement élastique passif du muscle et de ses composants. Le comportement non linéaire du muscle est modélisé par une loi dont les 8 paramètres sont identifiés grâce aux expérimentations *in vitro*. Le comportement *in vivo* servira à valider un modèle en éléments finis du système muscle-tendon.



Figure 14 : Expérimentation de traction *in vivo* D'après Calvo et coll., 2010

b. Autres expérimentations

Une expérimentation de compression sur muscle entier *in vivo* est proposée par Bosboom et coll. (2001). Le muscle tibialis anterior de rat est maintenu à la température de 35-37°C et comprimé à la vitesse constante de 0,25 $mm.s^{-1}$ jusqu'à un déplacement de 0,15 à 0,5 mm maintenu pendant 20 s. Le comportement passif du muscle est modélisé par éléments finis. La loi de comportement utilisée est la loi hyper-viscoélastique d'Ogden. Il est conclu que le comportement du muscle est fortement non linéaire et qu'un tel modèle est approprié pour décrire le comportement viscoélastique du muscle.

3.3.2 Expérimentations *in vitro*

a. Expérimentations de traction

Les expérimentations *in vivo* sont réalisées uniquement sur des muscles d'animaux puisqu'ils permettent d'appréhender à la fois l'effort passif et l'effort actif générés par le muscle. Ce comportement actif ne peut pas être évalué *in vitro*. Les études menées *in vitro* sur muscle entier pourraient s'être tournées vers des expérimentations sur muscles humains ; et pourtant seul Yamada (1970) rapporte des expérimentations réalisées sur muscles humains. Ce sont des essais de traction sur le muscle sternocleidomastoideus, le biceps brachii, le gastrocnemius ou encore le sartorius. Ni les taux de déformation appliqués, ni les conditions expérimentales mises en œuvre ne sont précisées ; seule l'élongation maximale atteinte est communiquée. Elle varie entre 60% et 100% de la longueur initiale du muscle. La réponse passive de ces muscles est fortement non linéaire, mais diffère d'un muscle à l'autre.

Les autres études portent sur des modèles animaux. Anderson et coll. (2001) évaluent la différence de comportement passif entre le muscle soleus d'une souris saine et celui d'une souris ayant une déficience en protéine (desmine). Pour chaque muscle, la longueur est mesurée *in situ* puis le muscle est extrait et placé horizontalement dans une chambre contenant une solution

saline à 25°C. Les tendons du muscle sont connectés à un capteur d'effort et à un capteur de déplacement. Le muscle est ensuite placé à sa longueur de repos (position relâchée pour laquelle on commence à avoir un effort passif non nul). Un essai de relaxation est réalisé, avec une traction de 2,5 mm (25% de déformation) à 50 $mm.s^{-1}$ suivie d'un maintien en position pendant 250 s. Les grandeurs mesurées sont la tension maximale et celle en fin de relaxation. Elles permettent de construire un modèle de Maxwell défini par trois composantes : 2 modules d'Young et un élément visqueux. Pour les souris saines, le premier module d'Young vaut 510 kPa et le second 280 kPa. Avec la même problématique, Anderson et coll. (2002) proposent cette fois deux autres modèles rhéologiques pour expliquer le comportement passif du muscle : un modèle de Kelvin Voigt et un modèle de Bürger simplifié. Les modèles sont soit linéaires soit non linéaires. Le modèle non linéaire est le mieux adapté car il permet de prédire le comportement expérimental des muscles de souris saines et de souris présentant un manque de desmine.

Bensamoun et coll. (2006) ont comparé le comportement passif du muscle soleus de rat pour différents âges (1, 4 et 12 mois). Pour le muscle entier, les expérimentations sont réalisées dans une chambre emplie de solution saline à 25°C comme proposé par Anderson et coll. (2001) (Figure 15). Trois expérimentations sont réalisées : un essai de relaxation avec traction jusqu'à 50% d'élongation à la vitesse de 600 $mm.s^{-1}$ ou 250 $mm.s^{-1}$, puis maintien de la position pendant 180 s ; un essai de traction classique avec une rampe à 1 $mm.s^{-1}$ jusqu'à 20% d'élongation ; un essai incrémental où des essais de relaxation successifs sont réalisés sur le muscle : élongation de 5% et maintien pendant 60 s puis nouvelle élongation de 5% et nouveau maintien et ainsi de suite. Pour chaque expérimentation, des mesures d'efforts caractéristiques sont relevées comme l'effort maximal et l'effort en fin de relaxation. Une augmentation des propriétés mécaniques du muscle de 1 à 4 mois puis une diminution de 4 à 12 mois est observée.

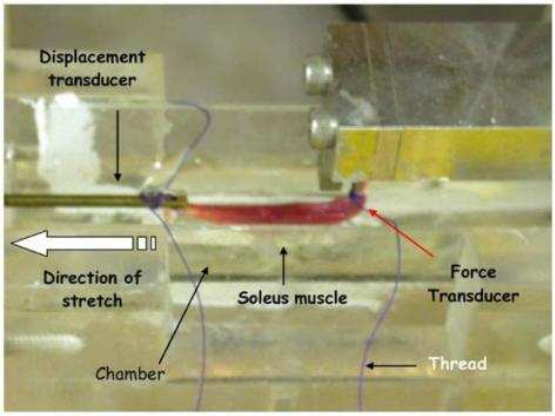


Figure 15 : Expérimentation de traction sur muscle entier *in vitro* D'après Bensamoun et coll., 2006

Le rôle du collagène et de la matrice extracellulaire du muscle sur ses propriétés mécaniques passives a été étudié par Gosselin et coll. (1998) pour des rats jeunes ou adultes ayant ou non suivi un entraînement physique. Quatre groupes de sujets sont créés : jeunes sans entraînement, jeunes entraînés, adultes sans entraînement et adultes entraînés. A la fin de la période ou non d'entraînement, pour chaque rat, le muscle soleus est prélevé et placé verticalement, maintenu par les tendons dans une chambre remplie de solution saline à 26°C. L'expérimentation consiste en un essai de traction cyclique. 80 cycles d'amplitude 15% de la longueur de la fibre sont réalisés, et sur chaque cycle des oscillations à 75 Hz et d'amplitude 0,5% de la longueur de la fibre sont surimposées. Ce processus permet de stabiliser le comportement mécanique du muscle et d'étudier sur les derniers cycles, les propriétés mécaniques du muscle passif. La

raideur est mesurée entre 111% et 115% de la longueur de fibre pour un effort normalisé avec l'aire de la section du muscle, soit un module d'élasticité. Ce module calculé pour les jeunes rats non entraînés est de 100 kPa, et passe à 140 kPa pour ceux entraînés. Pour les rats adultes sans entraînement, il vaut 170 kPa mais diminue à 70 kPa pour les rats adultes entraînés. Pour chaque muscle, la concentration en collagène est mesurée. Elle augmente avec l'âge et avec l'entraînement pour les jeunes rats, mais diminue avec l'entraînement pour les rats âgés. Par conséquent, un entraînement altère les propriétés mécaniques des muscles pour les rats adultes mais pas pour les rats jeunes et ce résultat peut être lié au contenu en collagène des muscles.

Le comportement passif du muscle pour des taux de déformation plus élevés et jusqu'à rupture a également fait l'objet d'expérimentations. Gottsauner-Wolf et coll. (1995) évaluent l'effet du processus de congélation-décongélation sur les propriétés mécaniques du muscle supraspinatus de chien. Huit paires de muscles sont testées *in vitro* en traction et à rupture. Le muscle du premier côté est testé *post mortem*. Le second est d'abord congelé à -60°C puis décongelé par immersion dans un bain de solution saline à 36°C pendant 20 minutes. Le muscle est ensuite amené à température ambiante avant essai. Une précharge de 2,3 kg est imposée au muscle suivie d'une traction à 1 s^{-1}. L'effort à rupture, la raideur et l'énergie à rupture sont déterminés. Ces grandeurs sont plus importantes pour le muscle frais que pour celui ayant été congelé : la raideur d'un muscle frais est de 15,5 $kN.m^{-1}$, alors qu'elle n'est que de 8,23 $kN.m^{-1}$ pour le muscle congelé. Par conséquent les résultats des essais sur muscles congelés doivent être interprétés avec prudence.

Lin et coll. (1999) se sont intéressés aux mécanismes de rupture de la structure muscle-tendon d'Achille pendant une traction passive à haute vitesse. Le muscle est prélevé avec ses insertions osseuses pour faciliter la fixation, puis grâce à un dispositif d'impacteur et de bras de levier, un déplacement à la vitesse de 310 $cm.s^{-1}$ est imposé au muscle. L'expérimentation se déroule à température ambiante. Un comportement fortement non linéaire de la réponse du muscle en traction est observé. La rupture apparaît soit dans le corps musculaire (Figure 16), soit au niveau de la fixation entre l'os et la résine, soit au niveau de la liaison tendon-os. L'amorce de rupture permet d'absorber une grande partie de l'énergie externe et de prévenir la rupture complète du muscle tout en protégeant les os et les articulations. Comme le taux de déformation a un impact sur la réponse passive du muscle, il peut également induire des mécanismes lésionnels différents.

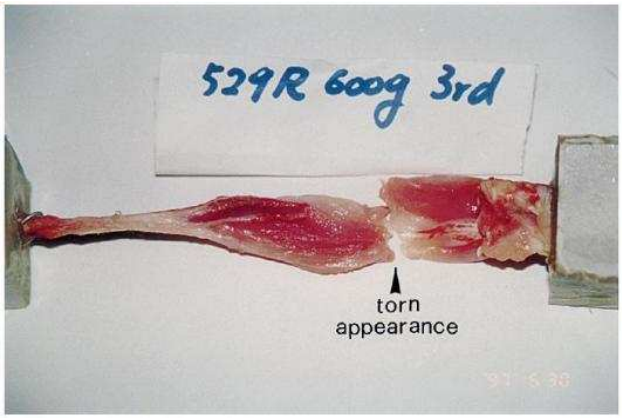


Figure 16 : Apparence d'une rupture musculaire en traction D'après Lin et coll., 1999

b. Autres expérimentations

Le muscle entier est aussi testé dans d'autres directions de sollicitation. Pour avoir une information sur les propriétés mécaniques du muscle dans les trois dimensions de l'espace, Morrow et coll. (2010) proposent un essai de traction longitudinale, de traction transverse et de cisaillement longitudinal sur muscle entier. Pour ne tester que la partie musculaire du muscle extensor digitorum longus du lapin, l'aponévrose est retirée. Les expérimentations sont à la limite des expérimentations sur éprouvettes, car le corps charnu est légèrement coupé pour s'adapter aux mors des différentes expérimentations. Le taux de déformation appliqué est de 5.10^{-4} s^{-1} pour minimiser les effets viscoélastiques (Van Loocke et coll., 2006). Les résultats sont présentés sous forme de courbe contrainte-déformation (Figure 17). Le module du muscle est beaucoup plus important en traction longitudinale (447 kPa) qu'en traction transverse (22,4 kPa) ou en cisaillement longitudinal (3,87 kPa). Dans une étude précédente (Morrow et coll., 2008), les mêmes expérimentations sont réalisées, mais cette fois l'aponévrose du muscle est conservée. Le module en extension longitudinale pour un muscle avec aponévrose (767 kPa) est 1,7 fois plus grand que pour un muscle sans aponévrose, et le module en extension transverse (81 kPa) est 3,6 fois plus grand que celui mesuré pour un muscle sans enveloppe externe. Par conséquent, l'aponévrose du muscle a un effet non négligeable sur sa réponse.

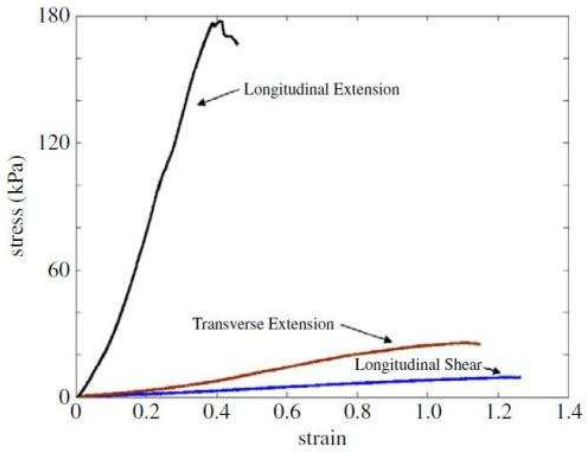


Figure 17 : Courbes contrainte-déformation pour trois essais D'après Morrow et coll., 2010

Palevski et coll. (2006) testent des muscles de porc frais en indentation rapide. L'indentation se fait sur plusieurs zones du muscle à la vitesse de 2000 $mm.s^{-1}$ et avec une profondeur d'indentation de 4 mm. Un modèle mathématique bi-exponentiel est proposé pour caractériser le comportement du muscle qu'il décrit convenablement. Le module de cisaillement à long terme (700 Pa) a l'effet le plus important sur la réponse du muscle.

Gras et coll. (2011) ont étudié le comportement mécanique du muscle en compression quasi-statique et évalué l'influence des effets géométriques sur la réponse passive du muscle grâce à une modélisation en éléments finis paramétrée (Figure 18). Des muscles de chien sont testés dans des conditions ambiantes d'air et de température et soumis à un écrasement à la vitesse constante de 1 $mm.min^{-1}$. Une loi élastique linéaire est utilisée pour modéliser le muscle, elle permet de reproduire la réponse du muscle. L'utilisation d'une loi de comportement linéaire implique que le comportement du muscle en compression est non seulement lié à ses propriétés mécaniques, mais aussi à sa géométrie.

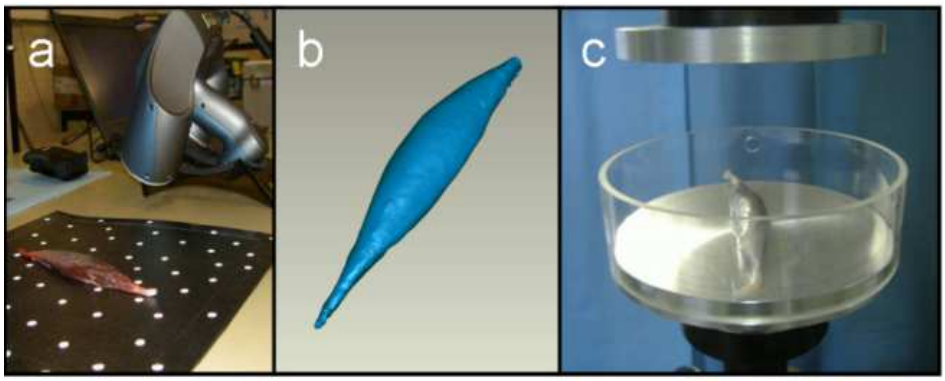


Figure 18 : Compression d'un muscle de chien, acquisition géométrique (a), reconstruction 3D pour générer le modèle en éléments finis (b), l'essai de compression (c) D'après Gras et coll., 2011

D'autres méthodes permettent d'estimer les propriétés mécaniques du muscle, comme par exemple l'élastographie. Dresner et coll. (2001) ont utilisé l'élastographie par résonance magnétique sur des muscles de bœuf testés *in vitro* et sur l'humain *in vivo*. Cette technique permet d'avoir accès à des grandeurs physiques comme un module de cisaillement ou un module d'Young. Elle consiste en l'application de petits déplacements cycliques causés par des ondes de cisaillement à basse fréquence appliquées en surface. A partir des déplacements mesurés, la vitesse et l'atténuation des ondes de cisaillement peuvent être déterminées. Ces données permettent le calcul d'un module de cisaillement. Un modèle mathématique d'élasticité du muscle est proposé pour définir la relation linéaire entre le module de cisaillement du muscle et l'effort qu'il génère. L'expérimentation *in vitro* réalisée consiste en l'application d'une charge statique de 2, 8 ou 14 kg à l'extrémité du muscle de bœuf dans des conditions ambiantes d'air et de température. Un module de cisaillement de 23,8 kPa est calculé.

Gennisson et coll. (2003) ont eux développé une méthode d'élastographie par ultrasons pour identifier les propriétés mécaniques des tissus mous. Cette méthode utilisée pour des matériaux isotropes est adaptée à un matériau anisotrope comme le muscle. Cette technique validée expérimentalement *in vitro* sur des muscles de bœuf est aussi testée *in vivo*. Elle est utile pour la caractérisation des propriétés mécaniques des muscles *in vivo*, et à plus long terme pour la personnalisation des modèles numériques des systèmes musculo-squelettiques.

3.3.3. Synthèse

Les expérimentations sur muscles entiers sont nombreuses et variées. Elles permettent d'avoir des informations sur les propriétés mécaniques des muscles. Les expérimentations *in vivo* permettent d'appréhender le comportement passif et actif du muscle. Les expérimentations *in vitro* sont effectuées pour étudier leur comportement passif. La direction de sollicitation privilégiée est principalement la direction longitudinale du muscle. Comme nous voulons étudier la structure du muscle dans son ensemble et dans son comportement passif, des essais de traction sur muscles entiers seront réalisés.

La plupart voire la quasi-totalité des expérimentations sont réalisées sur des muscles d'animaux. Le modèle animal est utilisé pour deux raisons principales : il est plus facile d'obtenir des

muscles d'animaux de laboratoire de type rat ou lapin que des muscles humains, et le modèle animal permet d'étudier le comportement actif du muscle. Néanmoins, même si les propriétés mécaniques du muscle chez l'animal peuvent être supposées équivalentes à celles de l'homme, il est important de constituer une nouvelle base de données sur les propriétés mécaniques de muscles humains. Des tissus humains seront utilisés autant que possible.

D'un point de vue modélisation, les modèles rhéologiques permettent de rendre compte du comportement du muscle, mais les modèles non linéaires semblent plus efficaces. Ce type de modèle sera privilégié. Les effets de la vitesse de sollicitation, de l'âge ou encore de la température sur la réponse du muscle sont également à prendre en compte dans les modélisations.

D'un point de vue expérimental, dans certains cas et pour des essais de traction, les muscles sont testés en prenant fixation directement sur les tendons. Cette méthode d'ancrage est discutable, car elle induit des concentrations de contraintes au niveau du tendon. Si les insertions osseuses sont conservées, la fixation est simplifiée et les phénomènes de glissement sont limités, notamment dans le cas d'expérimentations à grande vitesse. Dans la mesure du possible, il paraît judicieux de conserver des prélèvements osseux pour réaliser des expérimentations sur une structure musculo-tendineuse.

Les conditions expérimentales choisies sont très variées. Les expérimentations sont réalisées dans des conditions ambiantes d'air et de température, dans des solutions salines à température ambiante (25°C) ou chauffées entre 32°C et 37°C. Nous pouvons donc nous poser la question de l'influence des conditions d'essai sur la réponse passive du muscle *in vitro*.

Les expérimentations présentées dans cette sous partie sont synthétisées dans le Tableau 3, et le Tableau 4.

Tableau 3 : Expérimentations *in vivo* sur muscles entiers – F : effort, σ : Contrainte, E : Module d'Young, K : raideur

Auteur et année	Origine du Muscle	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Modélisation	Résultat
Herzog et coll. 1992	Chat	Traction	/	/	Relation force-longueur globale, active et passive $F_{max\ passif}$ = 10 à 50 N
Ettema et coll. 1994	Rat	Traction à différentes fréquences	Dynamique	Modèle de Hill	Le modèle n'est pas parfaitement adapté
Best et coll. 1994	Lapin	Essai de relaxation Traction	Quasi-statique Dynamique	Modèle mathématique	Sensibilité de la réponse avec la vitesse Modèle performant $\sigma_{12\%\ de\ déformation}$ = 0,4 à 1,3 MPa
Myers et coll. 1995- 1998	Lapin	Traction	Dynamique	Modèle mathématique	Sensibilité de la réponse avec la vitesse Modèle performant $E_{20\%\ de\ déformation}$ = 2 MPa
Noonan et coll. 1993 - 1994	Lapin	Traction	Dynamique	/	Sensibilité de la réponse avec la vitesse Sensibilité de la réponse avec la température $F_{rupture}$ = 50 à 100 N K = 3 à 8 $kN.m^{-1}$
Hawkins et coll. 1997	Rat	Traction	Dynamique	/	Sensibilité de la réponse avec la vitesse
Krylow et coll. 1997	Rat	Traction	Dynamique	Modèle de Hill	Sensibilité de la réponse avec la vitesse
Sun et coll. 1995	Rat	Traction	Dynamique	/	Sensibilité faible de la réponse avec la vitesse $F_{20\%\ de\ déformation}$ = 100 N $F_{12\%\ de\ déformation}$ = 30 N
Grover et coll. 2007	Rat	Traction	Dynamique	Modèle de Puissance	Sensibilité de la réponse avec la vitesse Modèle performant
Calvo et coll. 2010	Rat	Traction	/	Modèle mathématique	Modèle performant à 8 paramètres
Bosboom et coll. 2001	Rat	Compression	Quasi-statique	Modélisation en éléments finis	Comportement fortement non linéaire Modèle hyper-viscoélastique adapté

Tableau 4 : Expérimentations *in vitro* sur muscles entiers – E : Module d'Young, K : Raideur, G : Module de cisaillement

Auteur et année	Origine du Muscle	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Modélisation	Résultat
Yamada 1970	Humain	Traction	/	/	Courbes expérimentales de traction
Anderson et coll. 2001	Souris	Essai de relaxation	/	Modèle de Maxwell	Paramètres d'élasticité du modèle : E_1 = 510 kPa – E_2 = 280 kPa
Anderson et coll. 2002	Souris	Essai de relaxation incrémental	/	Modèle de Kelvin Voigt Modèle de Bürger	Modèles avec comportement non linéaires plus efficaces
Bensamoun et coll. 2006	Rat	Essai de relaxation Traction Essai de relaxation incrémental	Quasi-statique	/	Augmentation des propriétés mécaniques du muscle au début de la croissance puis stabilisation
Gosselin et coll. 1998	Rat	Traction cyclique	Dynamique	/	Augmentation des propriétés mécaniques avec l'âge - Lien avec le contenu en collagène $E_{\text{rats jeunes}}$ = 100 kPa
Gottsauner-Wolf et coll. 1995	Chien	Traction à rupture	Dynamique	/	Altération des propriétés mécaniques due à la congélation – $K_{\text{muscle frais}}$ = 15,5 kN.m^{-1} $K_{\text{muscle congelé}}$ = 8,2 kN.m^{-1}
Lin et coll. 1999	Lapin	Traction à rupture	Dynamique	/	Comportement non linéaire Muscle absorbeur d'énergie
Morrow et coll. 2010	Lapin	Traction longitudinale Traction transverse Cisaillement longitudinal	Quasi-statique	/	Raideur longitudinale supérieure à celles des autres sollicitations E_{traction} = 447 kPa
Palevski et coll. 2006	Porc	Indentation	Dynamique	Modèle mathématique	Paramètres du modèle G = 700 Pa
Gras et coll. 2011	Chien	Compression	Quasi-statique	Modélisation en éléments finis	Influence de la géométrie E = 2 MPa
Dresner et coll. 2001	Bœuf	Elastographie	/	Modèle mathématique	G = 23,8 kPa
Gennisson et coll. 2003	Bœuf	Elastographie	/	Modèle mathématique	/

4. Modélisations du muscle

Les études expérimentales sur les muscles et les propriétés mécaniques obtenues constituent une première base de données. Elle sert d'entrée aux modèles numériques de muscles, et de systèmes musculo-squelettiques. Deux grandes catégories de modélisation de muscle sont répertoriées dans la littérature.

4.1 Modélisation « câbles »

Les modèles dits « câbles » représentent les muscles par leur direction d'activation. Le muscle est le plus souvent assimilé à un ressort commandé par une fonction d'activation. Le muscle peut alors se raccourcir (contraction) et faire bouger les segments osseux les uns par rapport aux autres. Calisse et coll. (1999) estiment les efforts des muscles au niveau du tronc. Fraysse et coll. (2009) modélisent les muscles de la jambe et simulent la marche. Pour la modélisation du rachis cervical, Brolin et coll. (2005) utilisent des muscles modélisés avec plusieurs ressorts placés en parallèle et en série. Les propriétés passives sont représentées par des lois bilinéaires basées sur les résultats expérimentaux de Myers et coll. (1995), et le comportement actif est modélisé avec un modèle de Hill.

4.2 Modélisation volumique

Ces modèles « câbles » sont utiles pour décrire la cinématique des entités musculo-squelettiques. Cependant, ils ne permettent pas de représenter, par exemple, les contraintes ou déformations au sein du muscle. D'où la deuxième catégorie de modélisation : les modèles volumiques en éléments finis.

D'un point de vue géométrique, et grâce à l'imagerie médicale (IRM, CT-Scan), les muscles sont plus finement modélisés. Par exemple, Laville (2010) a construit un modèle en éléments finis du rachis cervical personnalisé (Figure 19). Le modèle proposé inclut les muscles, les tissus mous et les vertèbres du rachis cervical. Ces données sont personnalisées avec des IRM pour les tissus mous et des radiographies bi-planes « basse dose » pour les parties osseuses.

En termes de propriétés mécanique, le comportement passif du muscle est représenté dans la modélisation de Laville (2010) par une loi de comportement élastique linéaire. Le comportement actif du muscle est introduit à l'aide de câbles ou ressorts disposés entre les éléments (Jolivet et coll., 2001). Ces ressorts sont activés pour reproduire la contraction musculaire.

Behr et coll. (2006) utilisent aussi cette technique pour des muscles de la jambe. Le comportement passif du muscle est modélisé avec un matériau viscoélastique, anisotrope, quasi-incompressible. Son module d'élasticité dans la direction des fibres est de 1 MPa, et de 5,32 MPa dans la direction perpendiculaire. Les éléments actifs (Figure 20) sont des éléments

rhéologiques avec une composante active et une composante passive élastique non linéaire. Le modèle est validé grâce à des expérimentations sur muscle animal, et des situations de freinage d'urgence avec des volontaires.

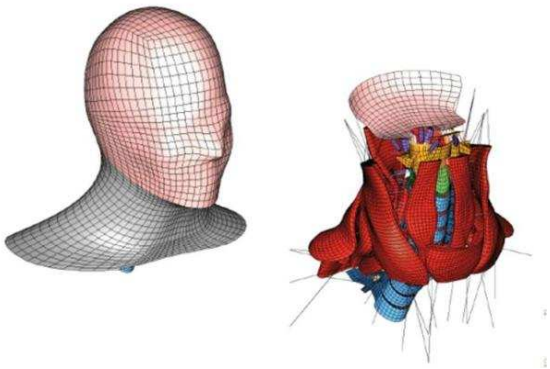


Figure 19 : Modélisation en éléments finis du rachis cervical D'après Laville, 2010

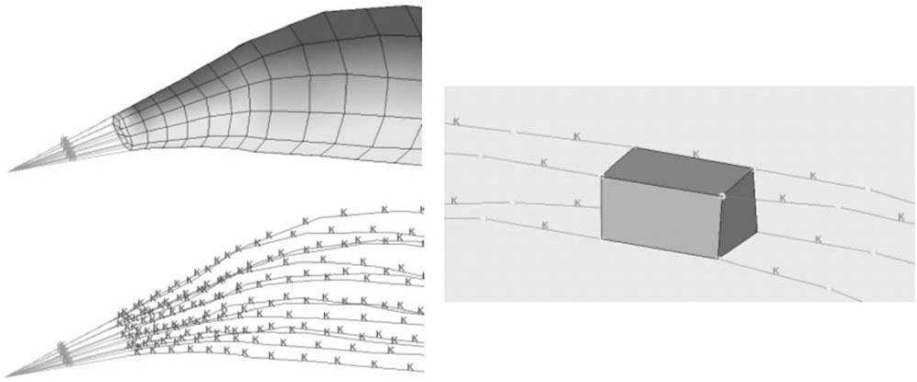


Figure 20 : Modélisation en éléments finis du muscle avec câbles actifs D'après Behr et coll., 2006

Johansson et coll. (2000) décrivent un modèle de muscle permettant d'avoir à la fois le comportement actif et le comportement passif du muscle. Les propriétés mécaniques passives du muscle sont décrites avec une loi de comportement hyper-élastique définie par une densité d'énergie de déformation. Pour simplifier le modèle, une approche polynomiale au troisième ordre de la loi est réalisée. Le comportement actif du muscle est inclus en considérant la contrainte maximale isométrique que peut générer le muscle, une fonction d'activation, une fonction dépendant de la vitesse et une fonction dépendant de la longueur de la fibre. L'avantage de ce modèle est qu'il a été intégré dans un code de calcul standard : ANSYS. Le modèle permet notamment, le calcul des distributions de contrainte et de déformation au sein du tissu musculaire.

Blemker et coll. (2005) proposent un modèle en éléments finis du muscle biceps brachii. L'objectif du travail est d'identifier l'effet de l'architecture du muscle (orientation des fibres, longueur des fibres) et des propriétés mécaniques sur la localisation des contraintes dans le tissu. Le muscle est modélisé comme un matériau composite renforcé en fibres. Il est isotrope transverse et le modèle utilise une forme découplée de l'énergie de déformation pour simuler le comportement quasi-incompressible du tissu musculaire. L'énergie de déformation est la somme d'une énergie déviatorique et d'une énergie de dilatation.
Pour séparer la réponse du matériau à l'élongation des fibres, au cisaillement le long des fibres et au cisaillement perpendiculaire aux fibres, la partie déviatorique de l'énergie de déformation

est définie comme la somme de trois énergies de déformation. Les énergies de déformation caractérisant le comportement de la fibre en cisaillement parallèle ou perpendiculaire aux fibres dépendent d'un module de cisaillement. Tissu musculaire et tissu conjonctif sont modélisés. Le module de cisaillement est de 500 Pa pour le muscle et de 50 kPa pour le tissu conjonctif, quelle que soit la direction de cisaillement. Le comportement du matériau pour une élongation dépend de la contrainte de Cauchy dans les fibres, de l'élongation, et du niveau d'activation. Quatre paramètres décrivent ce comportement. Le même type de loi est utilisé pour le tissu conjonctif sans intégrer de comportement actif. Enfin, la portion de l'énergie de déformation définie par une énergie de dilatation dépend d'un module de compressibilité.
Le modèle en éléments finis basé sur la géométrie du biceps brachii prédit des élongations des fibres et des déformations en cisaillement qui ne sont pas uniformes. Ces résultats sont en accord avec les données expérimentales obtenues à l'aide de ciné-IRM par Pappas et coll. (2002). L'analyse du modèle a par ailleurs révélé que la variation de la longueur des fibres dans le muscle et leur courbure étaient les premiers facteurs contribuant à une répartition non uniforme des déformations.

Les lois de comportement utilisées pour les muscles et leurs propriétés passives reprennent les caractéristiques exposées précédemment et identifiées expérimentalement (Partie I). Hedenstierna et coll. (2008) font référence aux études de Myers et coll. (1995), Bosboom et coll. (2001) ou encore Davis et coll. (2003) pour décrire le comportement mécanique du modèle de muscle de lapin. Le modèle est validé avec les essais de Myers et coll. (1995).
Jolivet et coll. (2009) utilisent les données d'Untaroiu et coll. (2005) sur les muscles humains en compression pour un modèle en élément finis des muscles de la hanche.

Pour la plupart des modélisations, des lois hyper-viscoélastiques de type Ogden (Bosboom et coll., 2001, Hedenstierna et coll., 2008) ou Mooney-Rivlin (Johansson et coll., 2000, Jolivet et coll., 2009, Untaroiu et coll., 2005, Weiss et coll., 1996) sont utilisées. L'incompressibilité du muscle est prise en compte avec des matériaux incompressibles ou quasi-incompressibles. Seule l'anisotropie du muscle reste peu considérée (Behr et coll., 2006, Bertholon, 1999, Frechede et coll., 2005 - 2006). Des conditions d'isotropie transverse (Blemker et Delp, 2006, Jolivet et coll., 2009, Martins et coll., 1998, Teran et coll., 2005, Weiss et coll., 1996) ou même de matériau isotrope (Laville, 2010, Untaroiu et coll., 2005) sont utilisées et donnent des résultats satisfaisants.

Ces modélisations, bien que détaillées et prenant en compte un nombre important de caractéristiques mécaniques, ne permettent pas pour autant de faire la distinction entre la contribution des fibres musculaires et la contribution du tissu conjonctif sur la réponse du muscle.
Pour analyser l'évolution de lésions dues à une compression prolongée, Breuls et coll. (2003) proposent un modèle en éléments finis de muscle à plusieurs niveaux. Il représente en deux dimensions un muscle et une couche de peau comprimés contre un os. Le modèle en éléments finis macroscopique est créé en discrétisant le tissu macroscopique avec un maillage. La microstructure à un point particulier du tissu est donnée par un élément de volume représentatif. Les modèles en éléments finis de la microstructure, qui représentent ces éléments de volume représentatif, sont assignés à chaque point d'intégration des éléments macroscopiques. Le maillage de la microstructure représente une section de muscle prise perpendiculaire à l'axe longitudinal du muscle. Les fibres musculaires prises dans une matrice extracellulaire sont représentées. Les éléments du maillage microscopique sont des éléments

triangulaires à 7 nœuds. La loi de comportement utilisée pour les fibres musculaires et pour la matrice extracellulaire est la même, mais les coefficients sont différents selon le matériau. Cette loi est non linaire et hyper-élastique. Elle est définie par un module de compression et un module de cisaillement. Pour la matrice extracellulaire, le module de compression vaut 38,9 kPa, et le module de cisaillement atteint 10,1 kPa ; pour les fibres musculaires les valeurs sont plus importantes : le module de compression vaut 150 kPa et le module de cisaillement est de 15,6 kPa.
A cette loi de comportement est associée une loi d'endommagement. Cette loi introduit un paramètre d'endommagement qui augmente avec le temps en fonction de la déformation de la cellule. Quand ce paramètre d'endommagement atteint une valeur limite, la cellule meurt.

Grâce à cette modélisation, qui prend en compte le comportement macroscopique et microscopique du muscle, l'évolution de l'endommagement au sein du muscle est mieux appréhendée. Une étude de sensibilité montre l'influence des paramètres sur la réponse du modèle en compression.

La modélisation en éléments finis est un outil qui s'adapte à la problématique étudiée. Dans le cadre de la modélisation du muscle, les modèles peuvent être utilisés pour reproduire le comportement macroscopique du muscle. Ils peuvent servir à la description de segments corporels faisant intervenir plusieurs muscles, pour par exemple, améliorer la réponse cinématique d'un modèle. Ils permettent aussi de contribuer à une meilleure compréhension des mécanismes lésionnels, avec l'analyse des distributions de contraintes et des déformations au sein du tissu grâce à des descriptions plus précises des composants du muscle. Ainsi, pour chaque problème, une modélisation en éléments finis spécifique est associée.

Les caractéristiques géométriques, les éléments et matériaux utilisés dans les modélisations en éléments finis sont synthétisés dans le Tableau 5 et le Tableau 6.

4.3 Modélisation en éléments discrets

Pour améliorer les modélisations des muscles et notamment pour, comme dans l'étude de Breuls et coll. (2003), prendre en compte la contribution des différents composants du muscle sur sa réponse globale, un autre type de modélisation peut être envisagé : les modélisations en éléments discrets.

Ce type de modélisation, initialement développé pour modéliser les milieux granulaires, est basé sur l'association d'éléments simples reliés entre eux par des liens de type ressort, poutre etc. Chaque lien, et chaque élément peuvent avoir des propriétés mécaniques, une orientation, une dimension spécifiques. Dans le cadre de la modélisation du muscle, chaque constituant et chaque liaison entre ces constituants peuvent être représentés. Par exemple, une fibre musculaire peut être représentée par une chaîne d'éléments liés entre eux par des ressorts. Ainsi, la réponse globale du muscle pourrait être expliquée par ces propriétés microscopiques.

Tableau 5 : Modélisations en éléments finis des muscles Partie 1

Auteur et année	Muscle modélisé	Géométrie	Personnalisation de la Géométrie	Type d'éléments	Loi de Comportement	Validation
Weiss et coll. 1996	Eléments de muscle	Simplifiée	NON	Hexaèdres	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Comparaison à la loi théorique
Martins et coll. 1998	Eléments de forme simple Biceps brachii	Simplifiée Visible Human	NON	Hexaèdres Tétraèdres	Humphrey et Yin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	/
Bertholon 1999	Muscles du cou	Visible Human	NON	Hexaèdres	Anisotrope non linéaire	Expérimentations in vitro Expérimentations sur volontaires
Johansson et coll. 2000	Eléments de forme simple	Simplifiée	NON	Hexaèdres	Mooney Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible	/
Bosboom et coll. 2001	Muscle de rat	Photographies	OUI	4-nœuds	Modèle d'Ogden de degré 3 Incompressible	Compression de 4 muscles de rats
Yucesoy et coll. 2002	Eléments de forme simple	Simplifiée	NON	Hexaèdres	Hyper-élastique Incompressible	/
Breuls et coll. 2003	Eléments de forme simple	Simplifiée	NON	4-nœuds (macro) 7-nœuds et 3-nœuds (micro)	Hyper-élastique	/
Oomens et coll. 2003	Muscles de rat	IRM	OUI	Hexaèdres	Hyper-élastique Incompressible	/
Teran et coll. 2003	Muscles du membre supérieur	Visible Human	NON	Tétraèdres	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	/
Linder-Ganz et Gefen 2004	Différentes parties de muscle	Visible Human	NON	Hexaèdres	Loi polynomiale isotrope d'ordre 3	/

Tableau 6 : Modélisations en éléments finis des muscles Partie 2

Auteur et année	Muscle modélisé	Géométrie	Personnalisation de la Géométrie	Type d'éléments	Loi de Comportement	Validation
Blemker et coll. 2005	Biceps brachii	IRM	OUI	Hexaèdres	Hyper-élastique Quasi-incompressible	Flexion du coude sur volontaires
Untaroiu et coll. 2005	Muscles de la jambe	50ème percentile	NON	Hexaèdres	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope	Compression de 4 éprouvettes de porc
Fréchède et coll. 2005 -2006	Muscles du cou	Visible Human	NON	Hexaèdres	Loi HoneyComb Anisotrope non linéaire	Expérimentations in vitro Expérimentations sur volontaires
Behr et coll. 2006	Membre inférieur	IRM	OUI	Hexaèdres	Viscoélastique Quasi-incompressible Anisotrope	Expérimentations sur volontaires : Freinage d'urgence Choc frontal
Blemker et Delp 2006	Muscles de la hanche	IRM	OUI	Hexaèdres	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Flexion du genou sur volontaires
Soni et coll. 2009	Muscles de la jambe	/	/	Hexaèdres	Modèle de Hill	Impact sur jambes de SHPM
Jolivet et coll. 2009	Muscles de la hanche	CT-scan	OUI	Hexaèdres	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	/
Laville 2010	Muscles du cou	IRM	OUI	Hexaèdres	Elastique linéaire Isotrope	Partiellement validé
Gras et coll. 2011	Muscle de chien	Reconstructions 3D	OUI	Hexaèdres	Elastique linéaire Isotrope	*Modèle utilisé en mode identification*

5. Synthèse et Objectifs de la thèse

Le muscle est un matériau complexe avec différents niveaux structurels. Il est composé de myofibrilles, de fibres, de tissu conjonctif pour créer son corps charnu ; il est enveloppé par une aponévrose qui se poursuit en tendons pour faire la liaison avec les parties osseuses. C'est un matériau composite qui est hyper-élastique, incompressible, anisotrope et visqueux. Une caractérisation à plusieurs échelles est possible.

Des études menées sur fibres musculaires testées *in vitro* montrent que ce constituant du muscle a un comportement fortement non linéaire en traction. Le comportement mécanique des fibres est sensible au taux de déformation imposé, ou encore à l'âge du sujet. Il existe également une différence de propriétés mécaniques entre les différents types de fibres musculaires, entre une fibre isolée et un paquet de fibres. Ce dernier aspect indique que le tissu conjonctif a un rôle important dans la réponse globale passive du muscle. Pour prendre en compte les effets du tissu conjonctif, et pour avoir une réponse qui ne soit pas microscopique, des éprouvettes de muscle ont été testées.

Pour les éprouvettes de muscle, les expérimentations sont des compressions réalisées à différentes vitesses d'écrasement. La réponse du tissu musculaire est sensible au taux de déformation, à la température, tout comme à la direction de sollicitation par rapport à l'orientation des fibres. Néanmoins l'étude reste localisée et dépend des dimensions de l'éprouvette et de la zone du muscle dans laquelle elle a été prélevée. Par conséquent, pour avoir la réponse globale d'un muscle, des travaux se sont portés sur l'analyse du comportement mécanique de la structure complète muscle-tendon.

Les expérimentations réalisées *in vivo* sur animal anesthésié sont à distinguer de celles effectuées *in vitro* sur muscle isolé. Comme pour les études précédentes, l'effet vitesse est souligné. L'âge du sujet ou le mode de conservation du tissu musculaire sont autant de paramètres qui influencent les propriétés mécaniques des muscles. En revanche, l'influence de l'orientation des fibres dans le tissu est difficilement accessible. Nous pouvons d'ailleurs noter que l'expérimentation privilégiée est la traction longitudinale. Le muscle est alors sollicité selon sa direction principale. Ce type de chargement sera étudié dans la suite du travail.

La majorité, voire la quasi-totalité des expérimentations réalisées sur muscles entiers permettent la caractérisation de muscles animaux. Nous pouvons supposer que muscle animal et muscle humain ont le même comportement, mais il n'existe pas, à notre connaissance, d'études permettant de confirmer cette hypothèse. Il nous paraît donc important de privilégier autant que possible des muscles humains plutôt qu'un modèle animal.

Les propriétés mécaniques des muscles présentent une grande variabilité liée aux paramètres intrinsèques au muscle (fibres, orientation des fibres, fonction du muscle…) et aux protocoles expérimentaux mis en place (type de sollicitation, taux de déformation, méthode de préservation du muscle, temps de l'essai avant ou après la rigidité cadavérique, conditions d'essai en température et humidification…). Tous ces paramètres ne peuvent être étudiés simultanément. Néanmoins, l'effet vitesse est important pour développer des modèles destinés au choc automobile. D'autre part, étant donné que les muscles humains ne peuvent être étudiés, en

condition de choc lésionnel, qu'*in vitro*, les conditions physiologiques ne sont pas réunies. Les conditions d'essai peuvent donc avoir une influence sur la réponse passive du muscle *in vitro*.

Enfin, les différents constituants du muscle (fibres, tissu conjonctif, aponévrose, tendon) ont un rôle important sur la réponse globale du muscle. La modélisation en éléments finis permet d'avoir une loi de comportement avec un certain nombre de paramètres mécaniques pour décrire le comportement global homogénéisé de la structure musculo-tendineuse. En complément, et pour mieux comprendre les mécanismes apparaissant au sein du tissu, un autre type de modélisation est envisagé. La modélisation en éléments discrets du muscle avec la création des fibres, de la matrice extracellulaire, etc. au moyen d'éléments rhéologiques simples et d'un nombre de paramètres restreint pourrait rendre compte du comportement macroscopique du muscle grâce à une description microscopique des propriétés mécaniques.

Au regard de cette revue de littérature, les objectifs spécifiques de la thèse sont les suivants :

- Evaluer et caractériser la réponse mécanique passive du muscle avec une expérimentation *in vitro* de traction quasi-statique et de relaxation, et une modélisation associée (muscle humain)

- Evaluer la réponse mécanique passive du muscle avec une expérimentation *in vitro* de traction pour différentes vitesses de sollicitation, et évaluer cet effet vitesse (muscle humain et modèle animal)

- Evaluer l'influence des conditions d'expérimentation (hydratation et température) sur les propriétés mécaniques du muscle (modèle animal)

- Ouvrir des perspectives en proposant l'utilisation des propriétés mécaniques identifiées dans une modélisation du rachis cervical, et en proposant une autre approche de modélisation du muscle avec une première modélisation en éléments discrets

Ainsi nous pourrons répondre à la problématique de départ, à savoir l'étude du muscle à différents taux de déformation et sa modélisation. La caractérisation du muscle en quasi-statique et sa modélisation seront abordées dans le Chapitre I de la Partie II, Travail Personnel.

L'effet vitesse sera appréhendé dans les Chapitres II et III avec des essais à la fois sur muscle humain et modèle animal. L'influence du milieu sur les propriétés mécaniques sera abordée dans le Chapitre III.

La Partie III reprendra les résultats de la Partie II pour proposer une nouvelle loi de comportement des muscles dans la modélisation du rachis cervical réalisée par Laville (2010) ; et une première modélisation du muscle en éléments discrets sera proposée. Cette dernière partie sera suivie d'une conclusion générale.

PARTIE II

Travail personnel

Sommaire

CHAPITRE I

Une caractérisation quasi-statique du sternocleidomastoideus.....53

CHAPITRE II

Effet vitesse sur la réponse passive du muscle.....83

CHAPITRE III

Effet des conditions d'expérimentation et effet vitesse sur la réponse passive du muscle....99

CHAPITRE I

Une caractérisation quasi-statique du sternocleidomastoideus

1. Introduction

L'étude des propriétés mécaniques du muscle a fait l'objet de nombreuses études. Les expérimentations menées sont effectuées, pour la plupart, sur des muscles d'animaux. Les muscles humains sont en revanche peu étudiés. Seul Yamada (1970) rapporte des essais de traction sur différents muscles humains. Cependant, les taux de déformation imposés ne sont pas spécifiés. L'étude approfondie des propriétés mécaniques de muscles humains est donc importante.

Le muscle est un matériau hyper-élastique et viscoélastique. Pour caractériser le comportement mécanique du muscle, une expérimentation de traction suivie d'une relaxation est proposée. Bien que le contexte de l'étude concerne la sécurité routière et les chocs automobiles, l'expérimentation sera quasi-statique. Il s'agit d'une première étape vers la caractérisation des propriétés hyper-viscoélastiques du muscle.

Le muscle étudié est choisi dans la zone anatomique du rachis cervical. Cette région anatomique est privilégiée en raison du contexte et du phénomène de Whiplash qui nous intéresse.

L'objectif de ce chapitre est donc de proposer une caractérisation des propriétés hyper-viscoélastiques d'un muscle humain expérimentalement, et de proposer plusieurs méthodes de modélisation de ce comportement.

2. Matériel et Méthodes

2.1 Spécimens

Le rachis cervical est une région anatomique du corps permettant une grande mobilité de la tête. Cette mobilité est assurée par les vertèbres, les ligaments, les disques intervertébraux et les muscles. Plus de 20 paires de muscles sont recensées pour cette seule zone anatomique (Kamibayashi et Richmond, 1998).

Le muscle sternocleidomastoideus (SCM) est un muscle puissant du rachis cervical (Figure 21). Il prend son origine sur le sternum et sur la clavicule. Le chef musculaire sternal naît par un long tendon. Il forme une lame qui s'élargit et recouvre en partie le chef claviculaire. Le chef claviculaire naît par un court tendon sur la face supérieure de la clavicule. Le SCM se termine par son insertion sur l'os temporal et plus particulièrement sur le processus mastoïde de l'os temporal (Kamina, 2006). Ce muscle superficiel permet les mouvements de flexion, d'inclinaison et de rotation de la tête (Figure 22).

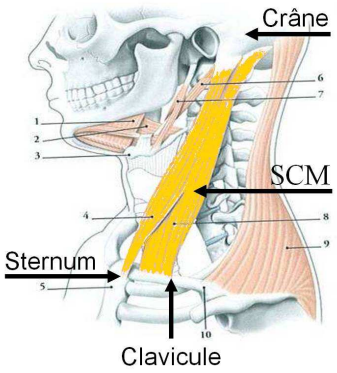


Figure 21 : Localisation du sternocleidomastoideus (SCM) D'après Kamina, 2006

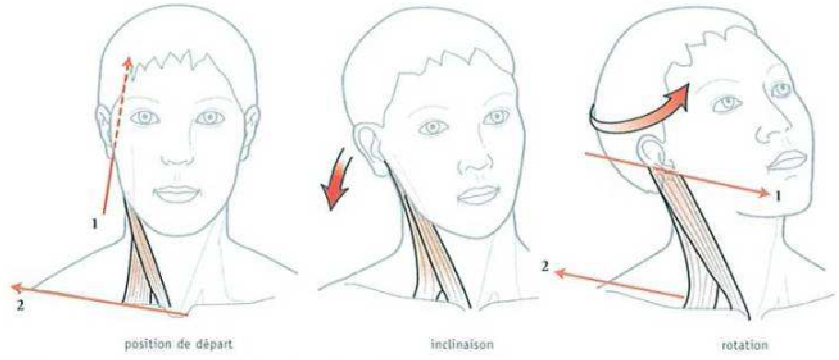


Figure 22 : Mouvements du rachis cervical - Position de départ, Inclinaison et Rotation D'après Kamina, 2006

Pour l'expérimentation, les muscles SCM ont été prélevés sur 5 sujets féminins (âge moyen : 58 ans, âge minimum : 50 ans, âge maximum : 66 ans) au Centre du Don des Corps des Saints Pères, Université Paris Descartes, Paris, France. Le délai *post-mortem* avant prélèvement est de 12 jours en moyenne. Pendant cette durée le corps est conservé à 4°C. Les muscles sont retirés avec leurs insertions osseuses, soit un morceau du sternum et de la clavicule et un morceau du crâne. Ils sont ensuite placés dans des sacs fermés hermétiquement et congelés à -20°C. La veille de l'essai, ils sont placés dans un bain de solution saline pour décongélation (Van Ee et coll., 2000). Pour procéder à une décongélation lente, le bain est maintenu à 4°C et la décongélation dure au moins 12 heures. Les muscles sont amenés à température ambiante deux heures avant l'essai, le temps de leur préparation pour l'expérimentation (Van Ee et coll., 2000, Gottsauner-Wolf et coll., 1995).

2.2 Protocole expérimental

Une fois le muscle amené en salle d'essai, il est placé sur une machine de traction : INSTRON 5566 ® (capacité de charge : 10 kN, vitesse maximale : 500 $mm.min^{-1}$, vitesse minimale : 1.10^{-3} $mm.min^{-1}$). La fixation se fait en deux temps. La partie osseuse du crâne est d'abord fixée sur la traverse supérieure mobile de la machine grâce à un mors à vis latérale (Figure 23 A). La partie inférieure est ensuite fixée avec le même type de mors, en prenant soin d'aligner le muscle avec l'axe du capteur d'effort (Capteur de 10 kN, classe 1).

Le muscle mis en place, il est légèrement allongé pour atteindre un effort de 2N. La géométrie du muscle est ensuite acquise grâce au système HandyScan 3D ® (Creaform, Canada). Il s'agit d'un scanner laser portatif auto-positionné qui permet au moyen de pastilles retro-réfléchissantes placées sur l'objet ou à proximité, d'obtenir son enveloppe externe. Dans notre étude, les pastilles ne sont pas placées sur le muscle. Elles sont disposées aléatoirement sur un grillage qui est placé autour du muscle (Figure 23). L'acquisition de la géométrie dure environ 15 minutes. L'enveloppe externe du muscle dans sa position de traction permettra la définition de sa longueur, de son volume, de sections, et servira à la génération du modèle en éléments finis du muscle.

Une fois l'acquisition de la géométrie terminée, l'effort doit toujours être de 2 N. Toutefois, une relaxation peut avoir lieu et entrainer une chute de l'effort ; dans ce cas le muscle est légèrement étiré (déplacement non quantifié) pour revenir à 2 N. Une phase de pré-cyclage est nécessaire pour stabiliser le comportement mécanique du muscle (Van Ee et coll., 2000). Quinze cycles de charge-décharge sont imposés (Figure 24). La vitesse de déplacement est de 10 $mm.min^{-1}$ et le déplacement d'une amplitude de 5 mm est compris entre 2,5 et 7,5 mm (efforts maximums compris entre 5 N et 25 N).

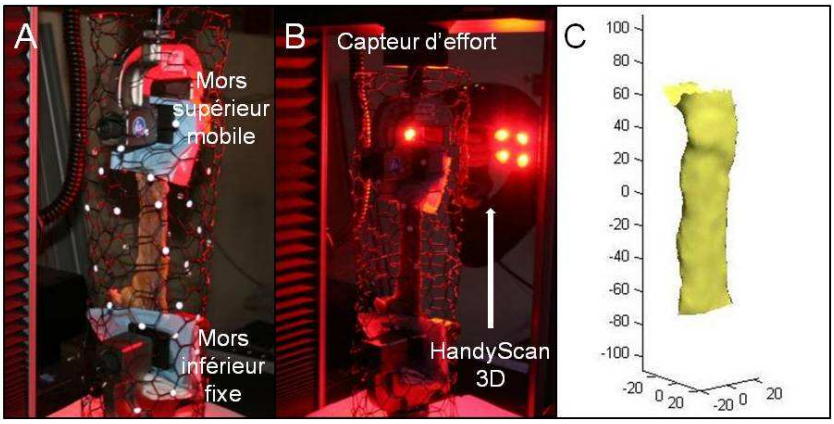


Figure 23 : Acquisition de la géométrie du muscle
A. muscle en position avec la grille, B. Acquisition avec HandyScan 3D ®, C. Reconstruction 3D du muscle

Trois cycles de charge-décharge avec une amplitude de 20 mm de déplacement et à la même vitesse de 10 $mm.min^{-1}$ sont ensuite effectués (Figure 24). Ces cycles permettent d'évaluer le phénomène d'hystérésis dans le muscle. Pour chaque cycle, les énergies au cours du chargement et du déchargement sont calculées avec une méthode des trapèzes. La différence d'énergie donne l'énergie dissipée pour chaque cycle. Les résultats permettent d'évaluer la stabilité du comportement mécanique.

Les cycles sont suivis d'une phase de traction avec un déplacement de 20 mm et à la même vitesse d'élongation que précédemment (Figure 24). Le déplacement est maintenu pendant 14 minutes pour observer la relaxation de l'effort (Figure 24). Ces dernières étapes permettront d'analyser le comportement hyper-élastique et viscoélastique du muscle. Les modèles proposés pour caractériser le comportement hyper-élastique et le comportement hyper-viscoélastique sont détaillés aux paragraphes suivants.

En fin d'essai, le muscle est ramené à sa position initiale avec la même vitesse de déplacement. Pendant l'essai, effort et déplacement sont mesurés. Pour éviter la déshydratation du muscle, il est régulièrement humidifié avec de la solution saline. Une fois l'essai terminé, les extrémités osseuses sont disséquées et le corps charnu du muscle est pesé.

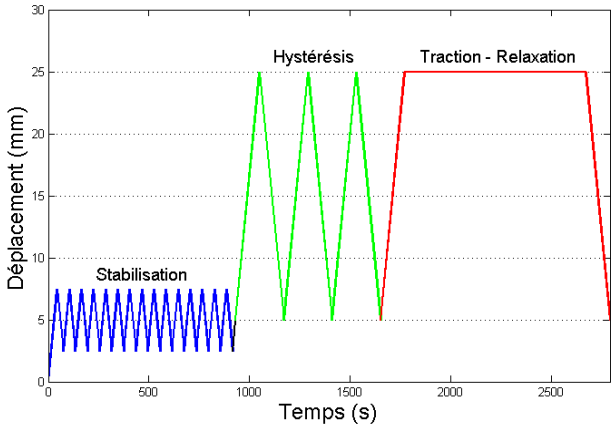


Figure 24 : Déroulement d'un essai, déplacement en fonction du temps.

2.3 La reconstruction 3D du muscle, ses grandeurs géométriques

Les modèles proposés pour identifier le comportement mécanique du muscle font appel à des données géométriques. Elles sont obtenues grâce aux acquisitions 3D des muscles.

Pour chaque reconstruction, le muscle est placé dans son repère d'inertie (Figure 25). Le maillage de la reconstruction est ensuite réorienté pour se placer dans la configuration de l'essai : crâne en haut et sternum-clavicule en bas. Les contours libres supérieurs et inférieurs sont détectés. Pour isoler la structure musculo-tendineuse, deux plans perpendiculaires à l'axe vertical du muscle sont définis. Le plan supérieur est décalé d'un offset de 2 mm par rapport à la limite inférieure du contour libre supérieur ; le second plan est lui décalé du même offset par rapport à la limite supérieure du contour inférieur. Ces deux plans donnent les limites supérieure et inférieure du muscle de manière arbitraire. On en déduit la longueur du muscle et son volume dans cette zone d'intérêt. Des sections le long de l'axe longitudinal du muscle sont également mesurées, notamment la section au milieu du corps musculaire.

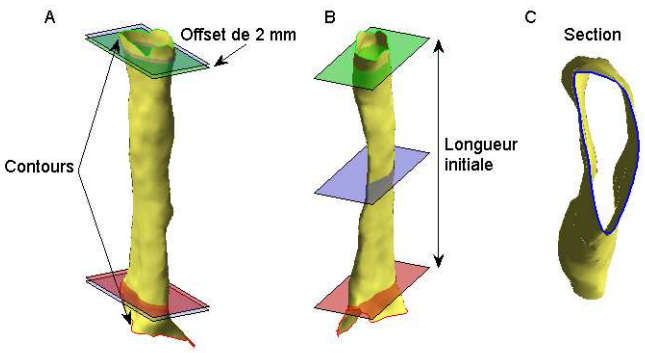


Figure 25 : Reconstruction 3D du muscle, A. Contours libres et plans de définition du corps musculaire, B. Longueur initiale du muscle et plan de section ; C. Section médiane du muscle

2.4 Une première caractérisation des propriétés – Loi hyper-élastique

Pour caractériser les propriétés d'hyper-élasticité du muscle, seule la dernière phase de chargement du muscle avant la relaxation est considérée. Etant donné que la réponse en effort du muscle en traction présente un comportement fortement non linéaire et une allure exponentielle, une modélisation du comportement mécanique du muscle avec un modèle mathématique exponentiel est proposée. Le comportement du muscle sera aussi étudié avec une loi hyper-élastique. Pour prendre en compte les effets géométriques sur la réponse du muscle, un modèle en éléments finis est proposé et une méthode inverse est utilisée pour l'identification des paramètres de cette même loi hyper-élastique. Les résultats obtenus pour chaque modèle sont ensuite comparés.

2.4.1 Modèle exponentiel

La relation force-longueur du muscle est modélisée avec un modèle exponentiel (Équation 1) basé sur le modèle de Sten-Knudsen (1953).

$$F = \frac{3\mu}{\alpha} S_0 \left(e^{\alpha \frac{d}{l_0}} - 1 \right)$$

Équation 1

F : Effort de traction (N)
d : Déplacement imposé (m)
l_0 : Longueur initiale du muscle (m)
S_0 : Aire initiale de la section transverse du muscle prise en son milieu (m^2)
μ : Module de cisaillement (Pa)
$E = (1+\nu)\mu = 3\mu \quad \nu = 0{,}5$ - E : Module d'Young, ν : Coefficient de Poisson
α : Paramètre de courbure (Sans dimension)

F et d sont mesurés. l_0 et S_0 sont obtenues avec les reconstructions 3D, la section S_0 est choisie arbitrairement au milieu du muscle. Le muscle est considéré comme étant incompressible (Behr et coll., 2006, Blemker et Delp, 2006, Blemker et coll., 2005, Bosboom et coll., 2001, Johansson et coll., 2000, Weiss et coll., 1996), le coefficient de Poisson est donc égal à 0,5. Les paramètres μ et α sont identifiés par la méthode des moindres carrés en comparant effort expérimental et effort modélisé. L'optimisation d'identification se fait avec Matlab R2008b ®.

2.4.2 Loi hyper-élastique

a. La loi

En parallèle de ce modèle exponentiel, une loi hyper-élastique est étudiée. Il s'agit d'une loi de comportement définie par une énergie de déformation par unité de volume (Équation 2) et

présente dans le code de calcul Radioss (Altair HyperWoks ®). Cette loi est également dérivée de la loi d'Ogden (Ogden, 1997) :

$$W = \rho_0 \psi = \frac{2\mu}{\alpha^2}\left[\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3 + \frac{1}{\beta}\left(J^{-\alpha\beta} - 1\right)\right]$$

Équation 2

W : Energie de déformation par unité de volume ($J.m^{-3}$)
ψ : Energie libre par unité de volume ($J.m^{-3}$)
ρ_0 : Densité (Sans dimension), masse volumique du matériau rapportée à la masse volumique de l'eau
λ_i : Elongation principale (Sans dimension)
J : Déformation volumique (Sans dimension)
$J = \det(\underline{\underline{F}}) = \lambda_1\lambda_2\lambda_3$ $\underline{\underline{F}}$: Gradient de la déformation
β : Paramètre lié au coefficient de Poisson (ν)

$$\beta = \frac{\nu}{1-2\nu}$$

μ : Module de cisaillement (Pa)
α : Paramètre de courbure (Sans dimension)

La loi de comportement est définie ici au premier ordre.

b. Modèle analytique

Avec la définition de la loi, la contrainte de Cauchy peut être calculée (Équation 3).

$$\underline{\underline{\sigma}} = \frac{1}{J}\frac{\partial W}{\partial \underline{\underline{F}}}\underline{\underline{F}}^T$$

Équation 3

$\underline{\underline{\sigma}}$: Tenseur des contraintes de Cauchy
$\underline{\underline{F}}$: Gradient de la déformation
W : Energie de déformation par unité de volume
J : Déformation volumique (Sans dimension)

Pour expliciter cette contrainte, une hypothèse sur la cinématique est réalisée. La direction de traction est supposée être une direction principale du matériau (direction 1). Le gradient de la déformation s'écrit alors :

$$\underline{\underline{F}} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$$

Équation 4

λ_i : Elongations principales et $\lambda_1 = 1 + \frac{d}{l_0}$

La contrainte de Cauchy selon la direction principale de traction est :

$$\sigma_{11} = \frac{2\mu}{J\alpha}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]$$

Équation 5

En considérant que la section varie de la façon suivante : $S = S_0\lambda_2\lambda_3 = S_0 J\lambda_1^{-1}$, et que le matériau est isochore, c'est-à-dire que le coefficient de Poisson est proche de 0,5, la limite du terme $J^{-\alpha\beta}$ est $\lambda_1^{-\alpha/2}$. L'effort dans le muscle s'exprime (détail des calculs dans l'Annexe A) :

$$F = S\sigma_{11} = S_0\frac{2\mu}{\alpha}\left[\lambda_1^{\alpha} - \lambda_1^{-\alpha/2}\right]\lambda_1^{-1}$$

Équation 6

F : Effort de traction (N)
λ_1 : Elongation principale liée au déplacement machine (Sans dimension)
S_0 : Aire initiale de la section transverse du muscle prise en son milieu (m^2)
μ : Module de cisaillement (Pa)
α : Paramètre de courbure (Sans dimension)

F et λ_1 sont mesurés. S_0 est calculée à partir des reconstructions 3D. Pour identifier les paramètres μ et α de la loi, une méthode des moindres carrés est mise en œuvre, comme proposée pour le modèle exponentiel (2.4.1).

c. Méthode inverse

Pour prendre en compte les effets géométriques sur la réponse passive du muscle, les paramètres matériau sont identifiés par méthode inverse. Grâce à la reconstruction 3D des muscles obtenue pendant l'expérimentation, une modélisation personnalisée, d'un point de vue géométrique des muscles testés est possible (Figure 26).

Pour créer la modélisation en éléments finis du muscle, la reconstruction 3D est d'abord découpée par 10 plans équidistants selon la direction principale du muscle. Le plan supérieur et le plan inférieur sont espacés de la longueur initiale du muscle définie précédemment. L'intersection de ces plans avec la reconstruction donne des contours. Chacun d'eux est placé dans son propre repère d'inertie, en prenant garde à conserver son orientation dans le repère global du muscle. Il est ensuite discrétisé en 28 points. Un maillage de la section est effectué en se basant sur l'analyse des barycentres de l'ensemble des points du contour. Cette étape est répétée pour chacun des contours. Ils sont repositionnés dans le repère global du muscle et une interpolation le long de l'axe vertical du muscle permet de créer le maillage volumique du muscle : 30 sections de nœuds reliées entre elles pour avoir 29 couches d'éléments (Laville, 2010, Figure 26). Chaque modèle de muscle comporte 2010 nœuds et 1508 éléments à 8 nœuds.

Pour s'assurer que le modèle en éléments finis est proche de la reconstruction 3D, les volumes sont comparés. Une erreur de volume en pourcentage est calculée en prenant comme référence le volume de la reconstruction 3D.

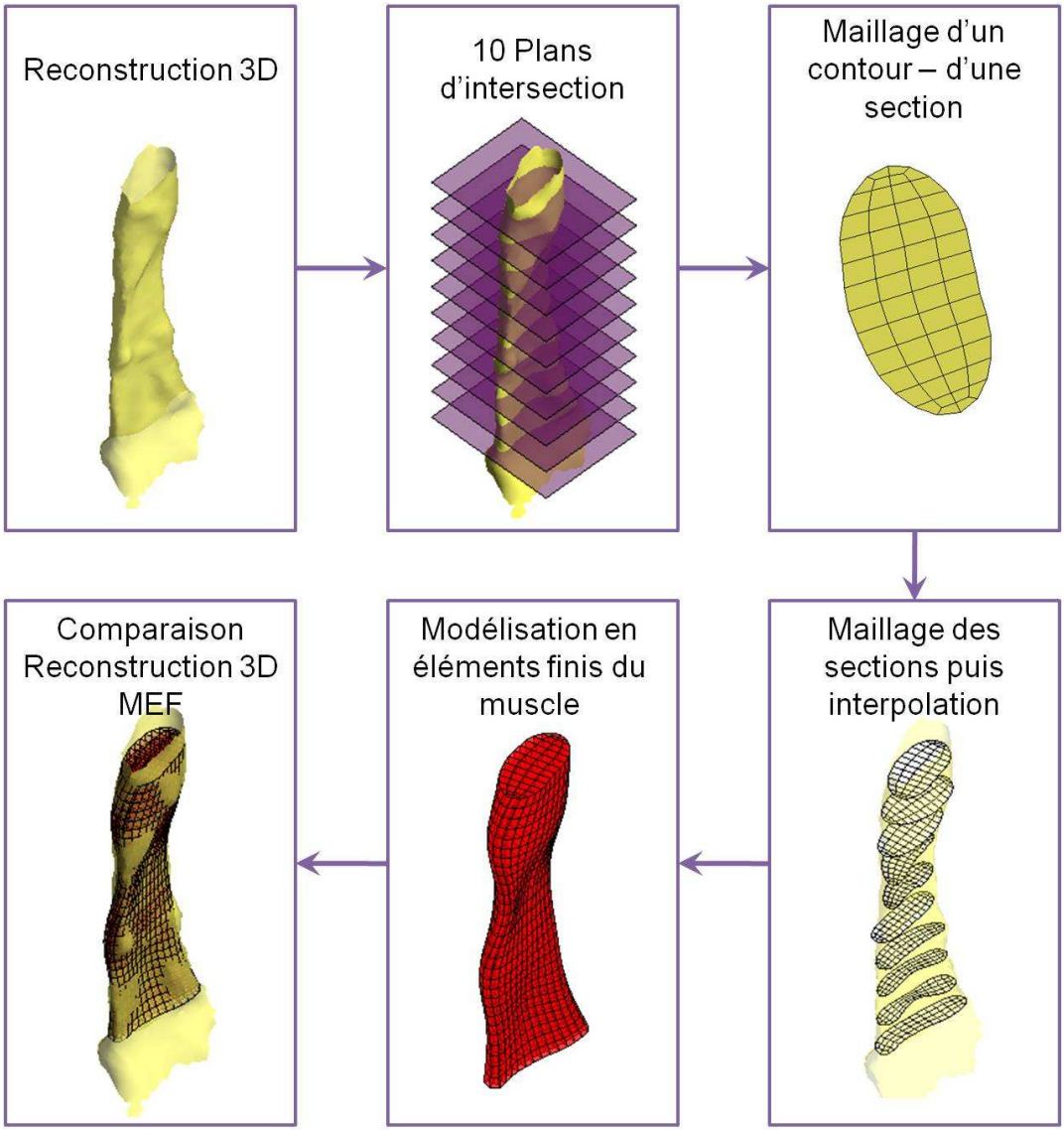


Figure 26 : Etapes de la modélisation en éléments finis du muscle, de la reconstruction 3D au maillage

Les conditions aux limites appliquées au modèle sont choisies pour représenter au mieux l'expérimentation. Les nœuds inférieurs du muscle sont bloqués en translation et en rotation pour réaliser l'encastrement de l'extrémité inférieure du muscle. Les nœuds supérieurs sont eux soumis au déplacement selon l'axe de traction. Au cours de la simulation, le déplacement de 20 mm à la vitesse de 10 $mm.min^{-1}$ est imposé. L'effort est calculé dans la couche supérieure d'éléments, car elle correspond à la zone la plus proche du capteur d'effort lors de l'essai.

Le matériau est homogène et la loi de comportement utilisée est la loi hyper-élastique définie précédemment. Comme chaque muscle a été pesé et que son volume est connu grâce à la reconstruction 3D, la densité volumique demandée dans la définition du matériau est calculée pour chaque muscle. Le matériau étant considéré comme quasiment incompressible, le coefficient de Poisson est fixé à 0,495 (Behr et coll., 2006, Blemker et Delp, 2006, Blemker et coll., 2005, Bosboom et coll., 2001, Johansson et coll., 2000, Weiss et coll., 1996). Les paramètres de la loi à identifier sont μ et α. La méthode d'identification des paramètres est manuelle.

La valeur initiale du paramètre μ est déterminée avec la pente initiale de la courbe expérimentale (Équation 7). La pente initiale de la courbe effort-déplacement donne une raideur

qui est ensuite liée à un module d'élasticité global et à un module de cisaillement. Le matériau est toujours considéré comme incompressible avec un coefficient de Poisson égal à 0,5.

$$K = \frac{ES_0}{l_0} = \frac{3\mu S_0}{l_0}$$

Équation 7

K : Raideur initiale de la courbe effort-déplacement ($N.m^{-1}$) calculée sur les 20 premières secondes de la phase de traction
S_0 : Aire de la section transverse du muscle prise en son milieu (m^2)
l_0 : Longueur initiale du muscle (m)
E : Module d'Young (Pa)
μ : Module de cisaillement (Pa)

La valeur initiale du paramètre α est celle obtenue avec le modèle analytique présenté au paragraphe précédent.

La courbe numérique est considérée comme représentative du comportement passif du muscle en traction lorsque la moyenne des écarts signés entre résultat expérimental et résultat numérique est inférieure à 5% de l'effort maximum atteint. Si cette limite n'est pas atteinte, les valeurs des paramètres sont modifiées et ajustées jusqu'à atteindre des valeurs de μ et α convenables. Les simulations sont réalisées avec Radioss (Altair HyperWorks ®) en formulation implicite.

2.4.3 Comparaison des modèles

Trois modèles sont utilisés pour identifier les paramètres mécaniques du muscle. Pour comparer ces modèles et leur efficacité, le coefficient de détermination est calculé. La moyenne des écarts en Newton entre expérimentation et modélisation est également calculée pour différents déplacements : 1 mm, 5 mm, 10 mm, 12 mm, 15 mm et 20 mm, soit une information plus locale. Une étude statistique avec un test de Wilcoxon pour données appariées est également proposée (Cendre et coll., 1999).

2.5 Intégration du caractère viscoélastique – Loi hyper-viscoélastique

Les modèles proposés précédemment permettent une caractérisation du comportement hyper-élastique du muscle, néanmoins, nous avons vu dans la première partie que le muscle est un matériau également viscoélastique. Pour étudier ce comportement, la partie expérimentale de traction suivie de la relaxation du muscle est étudiée.

2.5.1 Méthode d'identification

Le comportement hyper-élastique et viscoélastique du muscle est caractérisé par méthode inverse. Le modèle en éléments finis personnalisé est le même que celui présenté dans la partie

précédente. Les conditions aux limites sont modifiées pour intégrer la phase de relaxation (maintien du déplacement pendant 14 minutes). La loi de comportement est modifiée.

2.5.2 La loi

La loi de comportement hyper-élastique (2.4.2) est modifiée pour intégrer de la viscoélasticité. Le modèle de viscoélasticité est basé sur le modèle de Maxwell généralisé. Le matériau est caractérisé par un modèle rhéologique constitué d'un ressort non linéaire dont le comportement est défini par la loi hyper-élastique, en parallèle d'un ou plusieurs systèmes ressort –amortisseur en série (Figure 27).

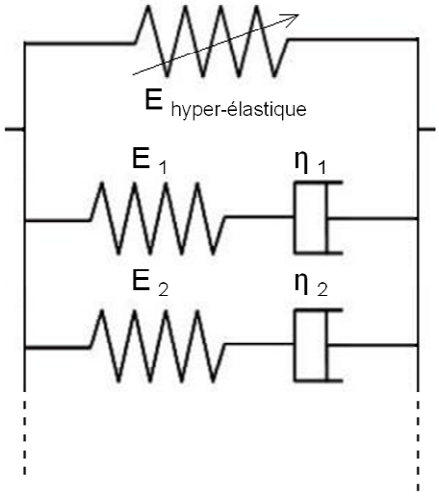


Figure 27 : Modèle de Maxwell Généralisé. Ressort hyper-élastique en parallèle d'éléments de Maxwell

Chaque branche du modèle est caractérisée par deux paramètres :

$$\tau_k = \frac{\eta_k}{E_k} \qquad \gamma_k = \frac{E_k}{E_0 + \sum_k E_k}$$

Équation 8

τ_k : Temps de relaxation de la branche 'k' considérée (s)
γ_k : Rapport de modules d'élasticité (Sans dimension)
η_k : Viscosité d'une branche (Pa.s)
E_k : Module d'Young d'une branche (Pa)
E_0 : Module d'Young équivalent de la branche hyper-élastique (Pa)
$E_0 = 3\mu$

A chaque branche correspond l'équation différentielle suivante :

$$\dot{\varepsilon} = \frac{\dot{\sigma}_k}{E_k} + \frac{\sigma_k}{\eta_k}$$

Équation 9

σ_k : Contrainte
ε : Déformation

Pour faciliter la compréhension du comportement du muscle avec cette loi, un modèle 1D est choisi. Seule la direction de traction est étudiée. Le modèle de Maxwell sera étudié au premier et au deuxième ordre (une ou deux branches).

2.5.3 Initialisation

Pour limiter le nombre de simulations et parce qu'il y a entre quatre et six paramètres à identifier, une phase d'initialisation des données à identifier est nécessaire pour avoir au préalable des valeurs proches de celles à obtenir.

Les paramètres μ et α sont initialisés avec les valeurs précédemment obtenues par méthode inverse avec la loi hyper-élastique (2.4.2). Les paramètres τ_k et γ_k sont initialisés en utilisant la partie relaxation de la courbe expérimentale.

L'effort de relaxation s'écrit :

$$F_{\text{Relaxation}}(t) = F_{\max}\left(1+\sum_k \gamma_k\left(e^{\frac{-t}{\tau_k}}-1\right)\right)$$

Équation 10

$F_{\text{Relaxation}}$: Effort de relaxation obtenu expérimentalement (N)
$F_{\max}$: Effort maximal obtenu à la fin de la traction et au début de la relaxation (N)
τ_k : Temps de relaxation (s)
γ_k : Rapport de modules d'élasticité (Sans dimension)

Dans le cas d'un modèle choisi au premier ordre, le paramètre τ est estimé avec la tangente initiale (30 premières secondes) et l'asymptote finale de la courbe de relaxation (Figure 28). Le paramètre γ est déterminé avec l'asymptote finale (effort en fin de relaxation), selon la relation suivante :

$$\lim_{(t\to+\infty)} F_{\text{Relaxation}}(t) = F_{\max}(1-\gamma) = F_{\text{Asymptote}} \qquad \gamma = \frac{F_{\max}-F_{\text{Asymptote}}}{F_{\max}}$$

Équation 11

$F_{\text{Relaxation}}$: Effort de relaxation obtenu expérimentalement (N)
$F_{\max}$: Effort maximal obtenu à la fin de la traction et au début de la relaxation (N)
$F_{\text{Asymptote}}$: Effort asymptotique assimilé à l'effort en fin de relaxation (N)

Pour le modèle choisi au deuxième ordre, les paramètres τ_1, τ_2, γ_1 et γ_2 sont estimés avec une méthode des moindres carrés en minimisant l'écart entre l'effort de relaxation expérimental et l'effort de relaxation calculé avec l'Équation 10.

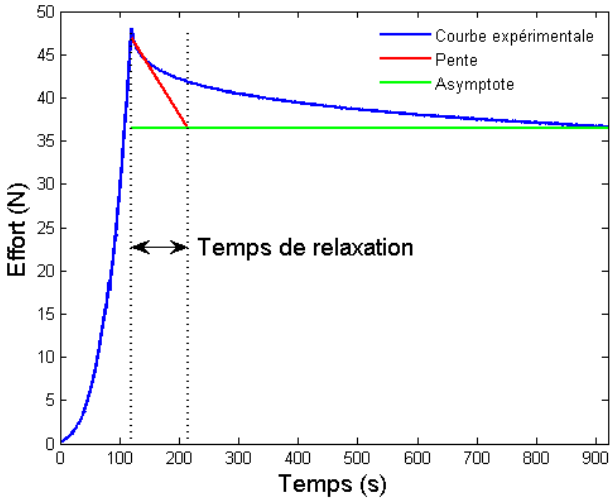


Figure 28 : Courbe effort – temps, Estimation du temps de relaxation pour un modèle au 1er ordre avec la pente initiale de la courbe de relaxation et l'asymptote de cette même courbe

2.5.4 Optimisation

Les simulations, comme pour la loi hyper-élastique sont réalisées avec Radioss en formulation implicite. Les paramètres sont ajustés manuellement. Etant donné le nombre important de paramètres par rapport au nombre d'expérimentations, les paramètres γ et α seront ajustés en priorité. Les paramètres μ et τ sont gardés égaux à leurs premières estimations dans la plupart des cas, ou alors légèrement modifiés pour avoir une meilleure réponse. Le critère d'arrêt est l'obtention d'une moyenne des écarts signés entre effort expérimental et effort simulé inférieure à 5% de l'effort maximum.

2.5.5 Comparaison et évaluation du modèle

Pour comparer et évaluer les modèles, les évolutions des paramètres par rapport à leurs valeurs initiales sont tracées. Les coefficients de détermination sur la partie traction, la partie relaxation et sur toute la courbe expérimentale sont calculés. Les moyennes des écarts en Newton pour les mêmes durées que précédemment (2.4.3) sont calculées sur la phase de traction (6 s – 1 mm, 30 s – 5 mm, 60 s – 10 mm, 72 s – 12 mm, 90 s – 15 mm et 120 s – 20 mm), et elles sont également calculées pour les temps 240 s, 360 s, 480 s, 600 s, 720 s, 840 s et 960 s sur la période de relaxation.

3. Résultats

3.1 Acquisition géométrique et modèle en éléments finis

Les caractéristiques géométriques des muscles testés sont répertoriées dans le Tableau 7 et un exemple de leurs reconstructions géométriques avec leur modèle en éléments finis associé est présenté Figure 29. Il est à noter que les muscles présentent des différences géométriques traduisant des variabilités intra- et interindividuelles.

Les modèles en éléments finis permettent de décrire précisément la géométrie des muscles. La différence de volume entre la reconstruction 3D et le modèle en éléments finis est globalement inférieure à 10% (Tableau 7). D'autre part, les éléments hexaédriques utilisés et les sections de forme elliptiques limitent le nombre d'angles abrupts dans le maillage ce qui facilite le calcul numérique.

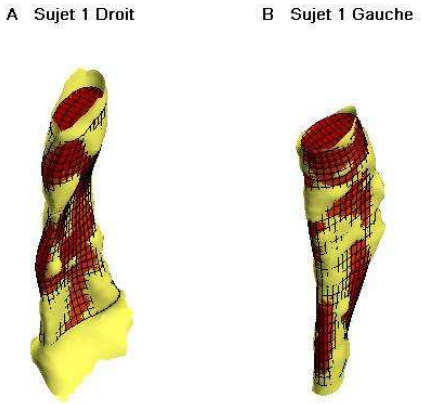


Figure 29 : Reconstruction 3D du muscle (Jaune) et modèle en éléments finis associé (Rouge) pour les deux muscles du sujet 1, A. Muscle droit, B. Muscle gauche

3.2 Hystérésis

Les trois cycles de charge-décharge permettent de vérifier la stabilité du comportement mécanique. La Figure 30 montre pour chaque muscle l'évolution de l'énergie dissipée en fonction du cycle de charge-décharge, et donne deux exemples de superposition de courbes pour les trois cycles. Le pré-cyclage précédent à faible amplitude était suffisant pour un effort faible (superposition des 14ème et 15ème cycles de charge-décharge pour tous les muscles). Pour un déplacement plus important, comme c'est le cas ici, les efforts engendrés sont plus importants et il faut une deuxième stabilisation du comportement mécanique. Ce résultat est obtenu grâce à ces trois cycles : l'énergie dissipée est diminuée et stabilisée.

Tableau 7 : Caractéristiques géométriques des muscles

Sujet	Longueur (mm)	Aire de la section au milieu du muscle (mm²)	Volume de la reconstruction 3D (mm³)	Volume du modèle en éléments finis (mm³)	Différence de volume en %
Sujet 1 Droit	127	208	$3{,}47.10^4$	$3{,}38.10^4$	2,7
Sujet 1 Gauche	149	285	$3{,}88.10^4$	$3{,}67.10^4$	5,3
Sujet 2 Droit	136	374	$6{,}25.10^4$	$6{,}05.10^4$	3,1
Sujet 2 Gauche	116	274	$3{,}52.10^4$	$3{,}42.10^4$	2,7
Sujet 3 Droit	149	205	$4{,}45.10^4$	$4{,}35.10^4$	2,2
Sujet 3 Gauche	120	180	$2{,}56.10^4$	$2{,}70.10^4$	5,6
Sujet 4 Droit	145	183	$2{,}82.10^4$	$2{,}91.10^4$	3,1
Sujet 4 Gauche	130	215	$3{,}84.10^4$	$3{,}62.10^4$	5,6
Sujet 5 Droit	133	395	$7{,}20.10^4$	$6{,}59.10^4$	8,5
Sujet 5 Gauche	134	685	$7{,}37.10^4$	$7{,}30.10^4$	1,1
Moyenne	134	301	$4{,}53.10^4$	$4{,}40.10^4$	4,0
Ecart type	11	155	$1{,}76.10^4$	$1{,}64.10^4$	2,2
Min	116	180	$2{,}56.10^4$	$2{,}70.10^4$	1,1
Max	149	685	$7{,}37.10^4$	$7{,}30.10^4$	8,5

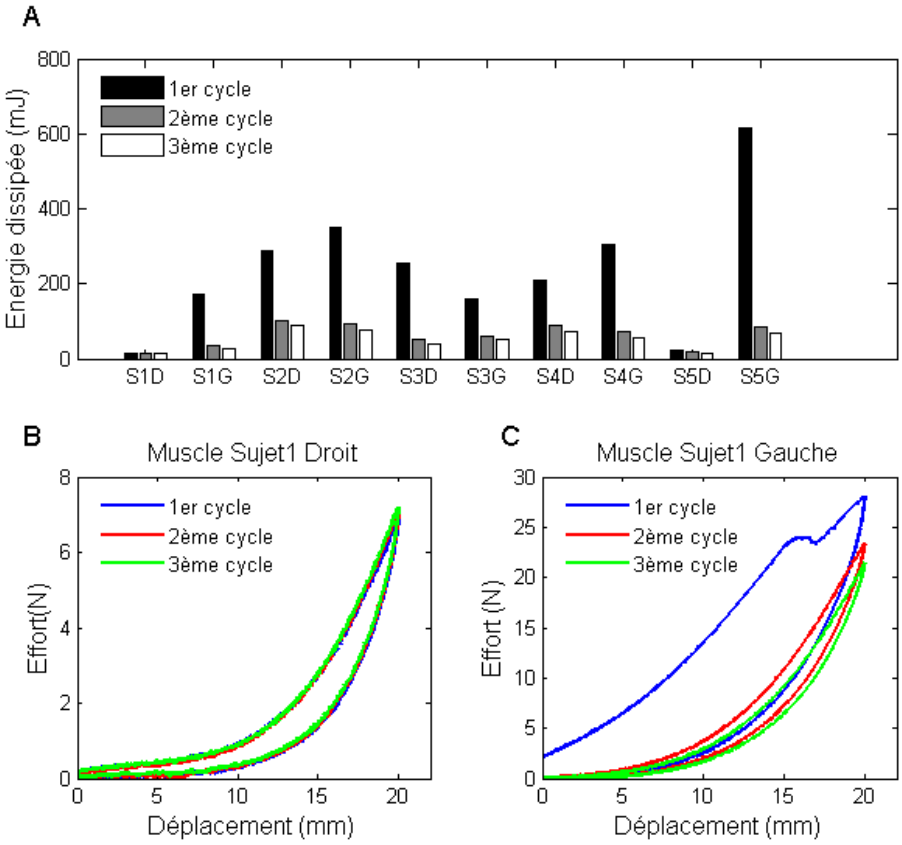


Figure 30 : A. Evolution de l'énergie dissipée pendant les trois cycles de charge-décharge pour tous les muscles B. Un exemple de stabilisation des propriétés mécaniques, les trois cycles de charge-décharge superposés – courbe effort-déplacement, C. Un deuxième exemple de stabilisation

3.3 Loi hyper-élastique

Plusieurs modèles ont été utilisés pour évaluer l'hyper-élasticité du muscle. Le modèle exponentiel, la loi hyper-élastique étudiée analytiquement et par méthode inverse permettent de représenter correctement le comportement du muscle : le coefficient de détermination est compris entre 0,994 et 0,999 pour le modèle exponentiel, entre 0,994 et 0,999 pour le modèle hyper-élastique et entre 0,928 et 0,995 pour la méthode inverse. Les résultats pour le sujet 1 sont présentés Figure 31. Les résultats pour tous les sujets apparaissent dans l'Annexe A.

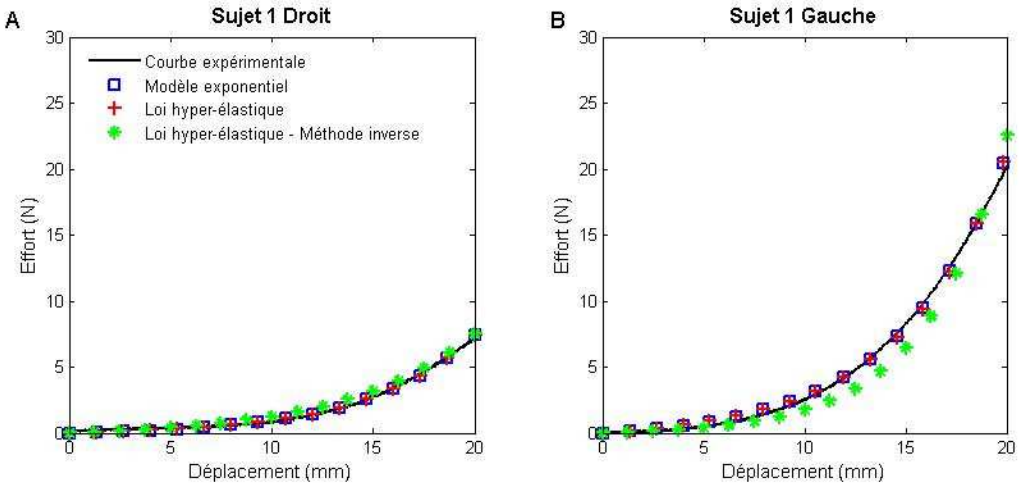


Figure 31 : Courbes effort déplacement pour la phase de traction ; Modèle exponentiel, Loi hyper-élastique, Loi hyper-élastique par méthode inverse. A. Muscle droit du sujet 1, B. Muscle gauche du sujet 1

Les paramètres μ et α pour chaque modèle et pour chaque pièce anatomique ont la même évolution quel que soit le modèle utilisé (Figure 32). Pour le modèle exponentiel, le paramètre μ est compris entre 3,73 kPa et 80,5 kPa avec pour valeur moyenne : 37,3 kPa (écart type : 26,7 kPa). Les valeurs de ce paramètre s'échelonnent de 4,7 kPa à 98,1 kPa avec une moyenne de 45,7 kPa (écart type : 32,4 kPa) pour la loi hyper-élastique. Enfin pour la méthode inverse la valeur minimum de μ est égale à 4 kPa, la valeur maximale est de 62,5 kPa et la valeur moyenne est de 29,6 kPa (écart type : 21,1 kPa).

Pour le paramètre α, le modèle exponentiel donne des valeurs comprises entre 16,9 et 30,1 avec une moyenne de 23,8 (écart type : 4,4). Avec la loi hyper-élastique, α a la valeur minimum de 22,1 et atteint la valeur maximum de 35,7 avec une valeur moyenne de 29,2 (écart type : 4,5). Enfin pour la méthode inverse, α est compris entre 26 et 52 avec une moyenne de 33,7 (écart type : 8,5). Globalement, les valeurs identifiées pour α avec la méthode inverse sont supérieures à celles obtenues avec les deux autres modèles.

Pour comparer les trois modèles, les moyennes des écarts en Newton pour différents déplacements (1, 5, 10, 12, 15 et 20 mm) sont présentées sur la Figure 33. De ce graphique, il ressort que les modèles exponentiel et hyper-élastique sont équivalents en termes d'écarts.

Néanmoins, le modèle exponentiel et hyper-élastique ne permettent pas de décrire parfaitement le début de la courbe expérimentale avec des erreurs importantes en pourcentage (114% pour le modèle exponentiel, 143% pour la loi hyper-élastique), mais les écarts en effort entre expérimentation et simulation restent faibles (0,1 N pour les deux modèles).

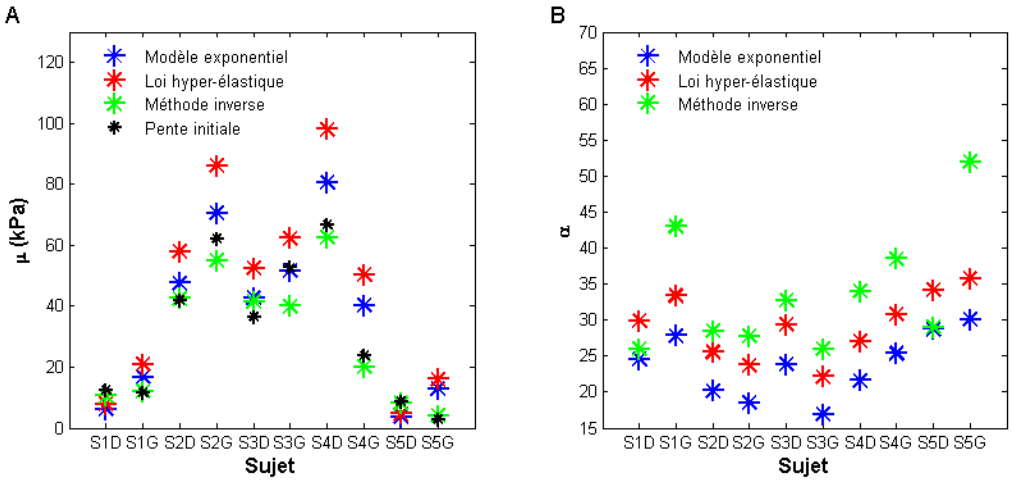


Figure 32 : Comparaison des paramètres μ et α pour les 3 modèles, A. Paramètre μ pour chaque sujet et pour le modèle exponentiel, loi hyper-élastique, loi hyper-élastique par méthode inverse et calcul avec la pente initiale de la courbe expérimentale effort-déplacement,
B. Paramètre α pour chaque sujet et pour les 3 modèles

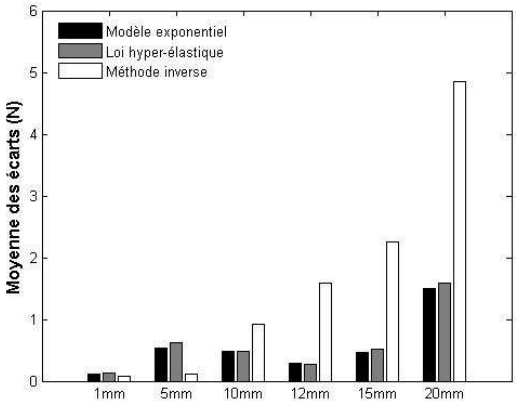


Figure 33 : Moyenne des écarts pour tous les sujets en Newton entre expérimentation et modélisation pour 6 déplacements choisis et pour les 3 modèles

La méthode inverse en revanche décrit correctement le pied de courbe ; pour 1 mm et 5 mm de déplacement, les écarts en effort sont de l'ordre de 0,08 N et 0,1 N respectivement, ce qui représente moins de 10% d'erreur entre expérimentation et simulation pour 5 mm de déplacement. La méthode est moins efficace quand le déplacement augmente. Les écarts avec l'expérimentation sont plus marqués, mais ils restent tout de même en moyenne inférieurs à 5 N, et représentent une erreur toujours inférieure à 25%.

D'un point de vue statistique pour le paramètre μ, tous les modèles sont différents. La valeur de μ augmente de 22% entre la valeur obtenue avec le modèle exponentiel et celle avec la loi hyper-élastique (p-value = 0,005), diminue de 35% entre loi hyper-élastique et méthode inverse (p-value < 0,05) et diminue de 20% entre le modèle exponentiel et la méthode inverse (p-value < 0,05).

Pour α, les modèles sont statistiquement différents sauf entre la loi hyper-élastique et la méthode inverse. La valeur de α augmente de 23% entre la valeur trouvée avec le modèle exponentiel et celle obtenue avec la loi hyper-élastique (p-value = 0,005), et de 42% entre modèle exponentiel et méthode inverse (p-value = 0,005).

3.4 Loi hyper-viscoélastique

La méthode inverse avec une loi hyper-élastique permet de décrire la phase de traction du muscle. Cependant, pour prendre en compte les effets de viscoélasticité, une loi de comportement hyper-viscoélastique basée sur le modèle de Maxwell généralisé est utilisée. Les caractéristiques mécaniques du muscle sont identifiées par méthode inverse. La loi est étudiée au premier et au deuxième ordre.

3.4.1 Premier ordre

La loi de comportement choisie au premier ordre permet de décrire convenablement le comportement mécanique du muscle sur la phase de traction et de relaxation. Le coefficient de détermination pour l'ensemble de la courbe est compris entre 0,955 et 0,993 ; pour la phase de traction seulement, il varie de 0,913 à 0,990 et pour la phase de relaxation, il est compris entre 0,711 et 0,905. Ce dernier résultat indique que pour certains muscles, le modèle n'est pas complètement ajusté, même si globalement la moyenne des écarts signés sur toute la courbe est inférieure à 5% de l'effort maximum. La moyenne des écarts signés varie de -0,4 N (Sujet 1 muscle gauche) à 1,3 N (Sujet 5 muscle gauche) avec une valeur optimum de $0{,}5.10^{-3}$ N (Sujet 2 muscle gauche).

Les paramètres identifiés avec cette loi de comportement sont μ, α, τ et γ (Figure 34). Les deux premiers paramètres sont initialement choisis égaux à ceux déterminés par méthode inverse avec la loi hyper-élastique. Ils ne sont quasiment pas modifiés au cours des ajustements successifs. Le paramètre μ a la même valeur moyenne de 29,6 kPa (valeur minimum : 4 kPa, valeur maximum : 62,5 kPa). Le paramètre α est légèrement modifié pour certaines simulations. Ses valeurs extrêmes sont 25,5 et 52 avec une moyenne de 33,7. Le temps de relaxation est compris entre 82,6 s et 150 s. Sa valeur moyenne est de 103 s (écart type : 21 s). Le paramètre γ varie de 0,23 à 0,39 avec une valeur moyenne de 0,33 (écart type : 0,05).

Peu de simulations (au maximum : 8 simulations pour un muscle) ont été nécessaires pour ajuster les paramètres par rapport aux données initiales. Les courbes expérimentales et simulées obtenues avec cette loi de comportement sont présentées Figure 35 pour le sujet 1. Toutes les courbes sont présentées dans l'Annexe A.

3.4.2 Deuxième ordre

Au deuxième ordre, le matériau fait intervenir deux temps de relaxation et deux paramètres γ. Cette formulation permet de mieux décrire la phase de relaxation et notamment la chute rapide d'effort au début de la relaxation (Figure 35, Annexe A). Les coefficients de détermination pour l'essai complet varient entre 0,977 et 0,998. Ils sont donc meilleurs qu'avec un modèle au premier ordre. Pour la phase de traction, le coefficient de détermination est compris entre 0,833 et 0,992, et entre 0,869 et 0,998 pour la phase de relaxation.

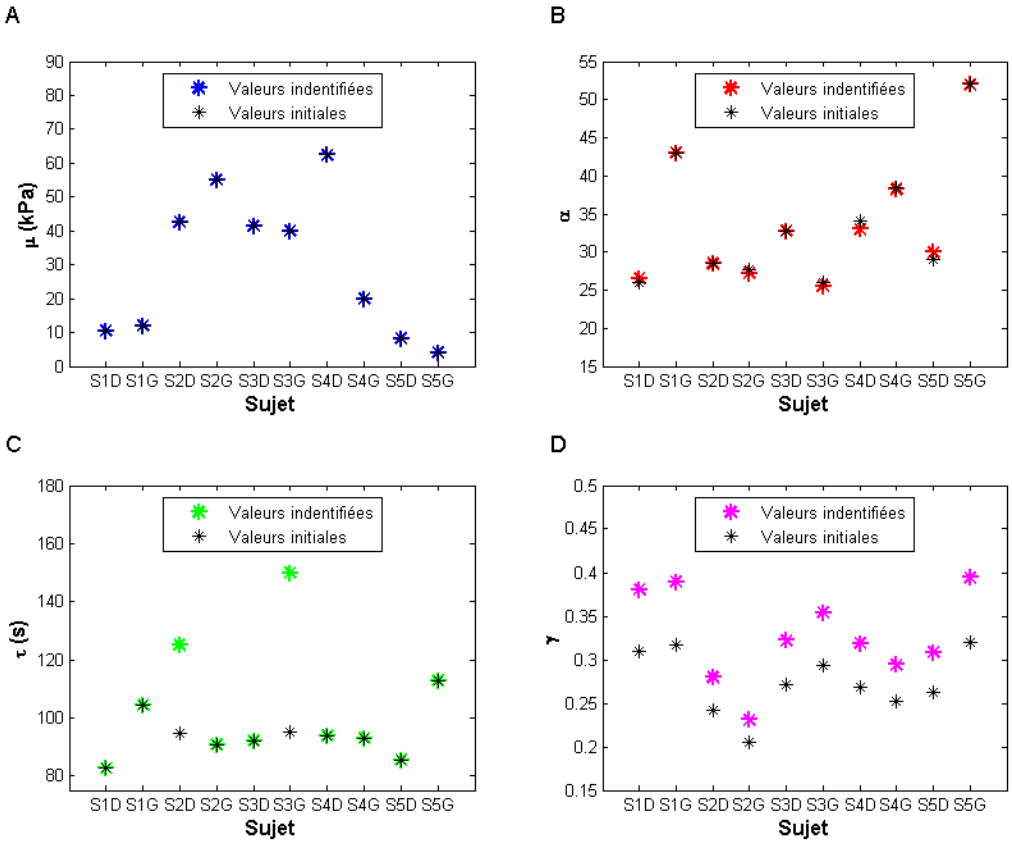


Figure 34 : Paramètres du modèle hyper-viscoélastique au premier ordre pour chaque sujet, A. Paramètre μ, B. Paramètre α, C. Paramètre τ, D. Paramètre γ

Pour toutes les simulations obtenues avec les paramètres identifiés, la moyenne des écarts signés sur toute la courbe expérimentale est comprise entre -0,7 N (Sujet 5 muscle gauche) et 0,3 N (Sujet 3 muscle droit) et avec une valeur de 10^{-3} N pour le Sujet 1 muscle droit. Cette moyenne des écarts signés est toujours inférieure à 2% de l'effort maximal pour tous les muscles testés tout comme la moyenne des écarts en valeur absolue.

Les paramètres identifiés du modèle μ, α, τ_1, τ_2, γ_1 et γ_2 sont présentés sur la Figure 37. Comme pour le modèle au premier ordre les valeurs de μ ne changent pas. Le paramètre α est légèrement modifié ; sa valeur moyenne est de 33,9 avec une valeur minimale de 26 et une valeur maximale de 51,35.

Les temps de relaxation sont très différents selon qu'ils caractérisent la pente initiale de la phase de relaxation ou la pente finale. Les temps de relaxation τ_1 sont compris entre 13 s et 21 s avec un temps moyen de 18 s (écart type : 2 s). Les temps de relaxation τ_2 sont beaucoup plus élevés. Le temps le plus faible est égal à 314 s et le plus grand atteint 571 s. La moyenne de ce deuxième paramètre temporel est de 395 s (écart type : 68 s).

Les ratios γ_1 et γ_2 sont du même ordre de grandeur. γ_1 est compris entre 0,18 et 0,3 avec une moyenne de 0,2 (écart type : 0,04), et γ_2 varie de 0,15 à 0,27 avec pour valeur moyenne : 0,19 (écart type : 0,04).

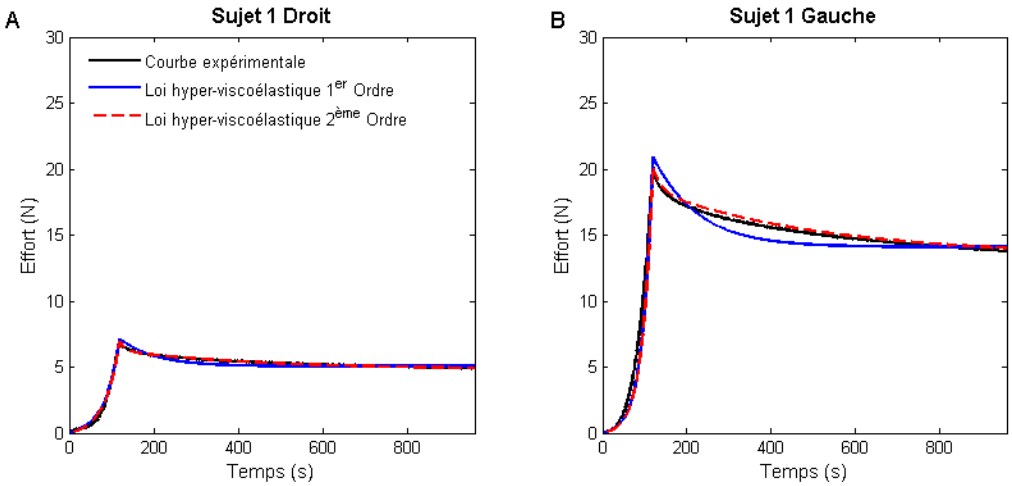


Figure 35 : Courbes effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation Courbe expérimentale, Simulation avec loi hyper-viscoélastique au 1er ordre et au 2ème ordre A. Muscle droit du sujet 1, B. Muscle gauche du sujet 1

3.4.3 Comparaison des modèles

Les deux modèles peuvent être comparés en étudiant les écarts entre la courbe expérimentale et la courbe simulée pour différents instants (Figure 36). Les résultats obtenus précédemment avec la loi hyper-élastique étudiée par méthode inverse sont également présentés Figure 36. Ces écarts sont quantifiés en Newtons.

Les graphiques montrent que le modèle au deuxième ordre permet de représenter fidèlement la partie relaxation de la courbe expérimentale, avec une moyenne des écarts en pourcentage inférieure à 1%. Pour la phase de traction, le modèle hyper-viscoélastique ni au premier ni au second ordre ne permet d'avoir une meilleure caractérisation par rapport au modèle hyper-élastique, mais l'effort maximum (effort à 120 s, Figure 36) est atteint plus fidèlement avec les modèles hyper-viscoélastiques (Moyenne des écarts en pourcentage inférieure à 5% pour les modèles hyper-viscoélastiques).

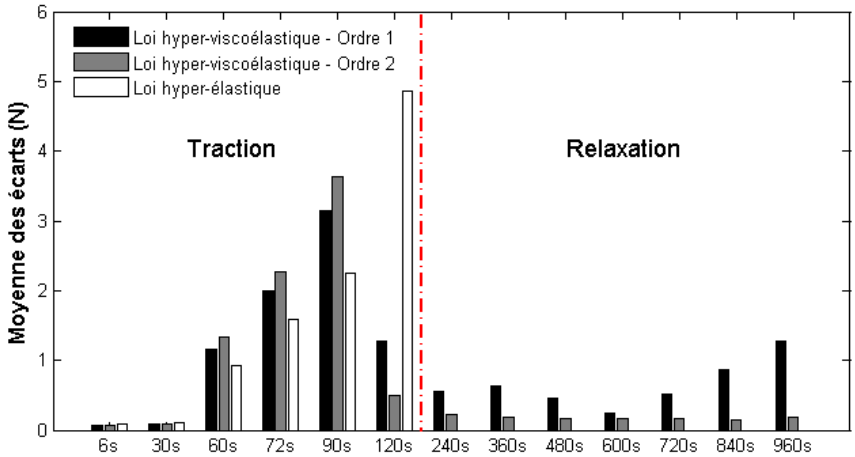


Figure 36 : Comparaison des modèles hyper-viscoélastiques au 1er et au 2ème ordre pour différents instants sur la phase de traction (comparaison complémentaire avec la loi hyper-élastique) et sur la phase de relaxation

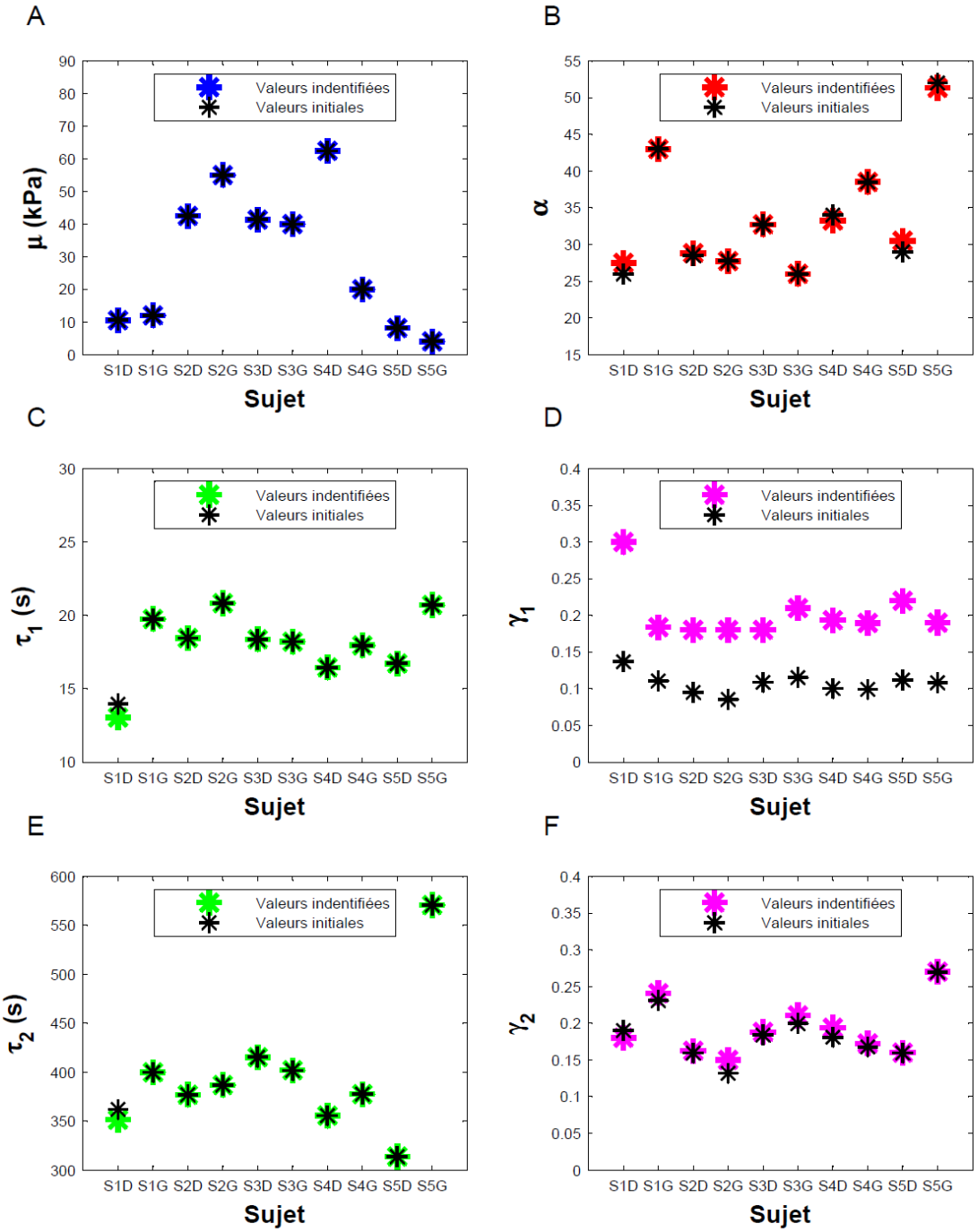


Figure 37 : Paramètres du modèle hyper-viscoélastique au deuxième ordre pour chaque sujet, A. Paramètre μ, B. Paramètre α, C. Paramètre τ_1, D. Paramètre γ_1, E. Paramètre τ_2, F. Paramètre γ_2

4. Discussion

Dix muscles sternocleidomastoideus ont été testés en traction monotone suivie d'une phase de relaxation. Le comportement mécanique du muscle a été modélisé par plusieurs lois de comportement. Le comportement en traction a été identifié avec un modèle exponentiel et une loi hyper-élastique étudiée analytiquement et par méthode inverse. La phase de traction suivie de la relaxation a été étudiée par méthode inverse en utilisant une loi de comportement hyper-viscoélastique choisie au premier et au deuxième ordre. L'objectif de cette étude était de comparer ces modèles pour obtenir une caractérisation simple et pertinente des propriétés hyper-viscoélastiques du muscle.

4.1 Protocole expérimental

Les muscles testés ont été prélevés sur des sujets féminins après un délai de 12 jours après le décès et congelés à -20°C pour assurer leur conservation. Bien que les sujets aient été conservés à 4°C avant prélèvement, la qualité du tissu musculaire pendant cette période a probablement diminué en comparaison avec un tissu frais. Les propriétés mécaniques du muscle ont certainement été dégradées. Cette hypothèse n'a pu être vérifiée avec la littérature.

Le protocole de congélation est connu pour altérer les propriétés mécaniques des tissus mous comme le muscle, mais est nécessaire pour pouvoir conserver les tissus au-delà de trois jours après le décès et avant la phase de putréfaction. Selon Ralis (1989), des cristaux de glace formés au sein du tissu pour des températures comprises entre -15°C et -60°C provoquent des lésions des fibres musculaires. Cette hypothèse a été confirmée par Gottsauner-Wolf et coll. (1995) avec une étude histologique qui a mis en évidence la présence de lésions du tissu. Van Ee et coll. (2000) ont montré qu'une congélation du tissu post-mortem après disparition de la rigidité cadavérique n'avait pas d'influence sur la réponse du tissu en traction par rapport à un muscle frais, mais elle altère le comportement à rupture. La contrainte à rupture est notamment diminuée de plus de 50% par rapport à des muscles testés sur animal anesthésié, et elle est statistiquement différente de celle obtenue sur des spécimens frais. Ils montrent également qu'une stabilisation des propriétés mécaniques pour des muscles frais testés après rigidité cadavérique permet d'avoir une réponse reproductible, mais que le muscle est moins raide que s'il avait été testé avant apparition de la rigidité cadavérique. Par conséquent, les résultats expérimentaux et plus particulièrement la raideur et les propriétés à rupture sont modifiés par ce processus de conservation et doivent être interprétés avec précaution.

Les muscles gauches ont subit deux cycles de congélation-décongélation car chaque paire de muscles était conservée dans le même sachet, or un seul muscle pouvait être testé par jour d'essai. Ces muscles ont un effort à 20 mm de déplacement en moyenne 2,5 fois (écart type : 2,1) plus grand que les droits qui n'ont été décongelés qu'une fois. L'hypothèse que cette congélation supplémentaire a affecté les propriétés mécaniques des muscles ne peut être vérifiée, car aucune étude ne fait référence aux effets de plusieurs cycles de congélation-décongélation sur les propriétés mécaniques du muscle.

L'expérimentation est réalisée *in vitro*. Le muscle n'est donc pas testé dans des conditions physiologiques. Sa température n'est pas celle du corps. Seule l'hydratation régulière du muscle est assurée avec la pulvérisation pendant l'expérimentation de solution saline. Le muscle SCM est un muscle qui est naturellement en position vrillée dans le corps humain puisqu'il s'insère dans le plan sagittal sur le crâne et se termine dans le plan frontal sur le sternum et la clavicule. Aligner le muscle sur la machine de traction est par conséquent une opération délicate. De plus, il existe une articulation entre le sternum et la clavicule. Pour éviter que cette articulation ne soit sollicitée pendant la phase de traction et que l'effort mesuré ne soit pas seulement lié au muscle, mais au mouvement relatif de la clavicule par rapport au sternum, une attention particulière est apportée à la fixation inférieure. Cela permet également de s'affranchir de phénomènes de glissement pendant l'essai.

Les phases de traction sont réalisées à la vitesse quasi-statique de 10 $mm.min^{-1}$, soit 0,16 $mm.s^{-1}$. Le muscle mesure en moyenne 134 mm, le taux de déformation appliqué équivalent est égal à 10^{-3} s^{-1} et la déformation maximale atteinte est d'en moyenne 14%. Ce taux de déformation faible se rapproche de celui utilisé dans l'expérimentation de Morrow et coll. (2010) qui réalisent des essais de traction à $0{,}5.10^{-3}$ s^{-1}. La déformation appliquée est de l'ordre de grandeur de celles des essais réalisés dans la littérature. Best et coll. (1994) imposent 10% de déformation sur un muscle de lapin, Bensamoun et coll. (2006) atteignent 20% de déformation pour un muscle de rat.

La stabilisation du comportement mécanique du muscle est assurée par une phase de précyclage et par les trois cycles de charge-décharge. Une stabilisation est nécessaire pour obtenir une mesure répétable des propriétés mécaniques, comme indiqué par Van Ee et coll. (2000). Ce processus est également utilisé par Best et coll. (1994) avec 50 cycles de traction à 1 Hz avec une amplitude de déplacement permettant de générer 5% de l'effort à rupture attendu. La stabilisation de l'énergie dissipée lors des trois cycles de charge-décharge à 20 mm de déplacement prouve que le comportement mécanique du muscle testé est stable.

4.2 Acquisition de la géométrie et modélisation en éléments finis

La géométrie externe des muscles acquise avant l'essai de traction permet de construire pour chaque muscle son modèle en éléments finis personnalisé d'un point de vue géométrique. L'avantage d'une telle modélisation est qu'elle permet de reproduire la position du muscle pendant l'essai et permet aussi la prise en compte des effets géométriques pendant la simulation.

Pour créer le modèle, les limites inférieure et supérieure du muscle doivent être définies avec la reconstruction 3D. La distinction entre la partie osseuse, la partie tendineuse et le corps charnu du muscle est difficile puisqu'aucune information sur la texture n'est apportée par la reconstruction. La délimitation de la zone d'intérêt est donc réalisée avec des plans perpendiculaires à l'axe longitudinal du muscle placés par rapport aux contours libres de la reconstruction. Cette méthode ne permet pas de représenter le muscle dans son ensemble. Les parties supérieure et inférieure sont tronquées. Seul le corps charnu du muscle est représenté. La déformation de la partie musculaire non utilisée pour la modélisation n'est pas prise en compte dans les simulations.

Le modèle en éléments finis du muscle avec un maillage régulier permet de représenter fidèlement la géométrie musculaire. Une erreur inférieure à 10% est calculée entre le volume de la reconstruction dans la zone d'intérêt et le modèle numérique. La variabilité intra et interindividuelle est marquée sur le volume du muscle, mais moins sur sa longueur. La longueur moyenne du muscle est de 134 mm, et l'aire moyenne de sa section au milieu du muscle est de 301 mm^2. Ces données sont dans l'ordre de grandeur rapporté dans la littérature. Kamibayashi et Richmond (1998) rapportent une longueur moyenne du SCM de 190 mm et une section moyenne de 377 mm^2.

Certains muscles présentaient une couche de graisse superficielle. Cette épaisseur n'a pu être enlevée, car une telle opération aurait provoqué des lésions de l'aponévrose ou même du corps charnu du muscle. Elle est donc prise en compte dans la reconstruction et dans la modélisation. Pour éviter d'inclure cette couche de graisse, une modélisation ne prenant en compte que les zones saines a été proposée. Le modèle était une interpolation des zones saines sur la longueur totale du muscle. Cependant, les résultats en termes d'identification des propriétés mécaniques par méthode inverse n'ont pas montré de différence significative par rapport à la modélisation du muscle prenant en compte la graisse. La modélisation utilisant l'ensemble de la reconstruction 3D est donc utilisée pour tous les muscles testés.

4.3. Résultats expérimentaux et identification des propriétés mécaniques

4.3.1 Résultats expérimentaux

Les expérimentations de traction et de relaxation réalisées ont mis en évidence le comportement hyper-viscoélastique du muscle. L'effort maximal atteint à 20 mm de déplacement est en moyenne de 36 N. Yamada (1970) rapporte des essais de traction réalisés in vitro sur différents muscles humains dont le SCM. Pour une déformation du muscle de 15%, la contrainte mesurée est de 65 kPa. Dans notre étude, pour la déformation maximale de 14% et en considérant les sections respectives des muscles, la contrainte associée calculée est comprise entre 29 kPa et 256 kPa. Cette étendue de mesures englobe la valeur rapportée par Yamada (1970) et souligne d'importantes variabilités intra et interindividuelles

4.3.2 Hyper-élasticité

L'essai de traction avant la phase de relaxation permet d'évaluer l'hyper-élasticité du muscle. Les trois modèles proposés permettent d'identifier un module de cisaillement et un coefficient représentatif de la courbure de la courbe expérimentale effort-déplacement. Quel que soit le modèle utilisé (modèle exponentiel, loi hyper-élastique étudiée analytiquement et par méthode inverse) les résultats obtenus pour chacun des paramètres sont du même ordre de grandeur. Ce résultat est cohérent puisque les paramètres μ et α pour le modèle exponentiel et pour la loi hyper-élastique représentent la même caractéristique mécanique. Pour de petites déformations,

la relation suivante permet de lier l'Équation 1 du modèle exponentiel à l'Équation 6 de la loi hyper-élastique :

$$\lambda_1^{\alpha} = e^{\alpha \ln(\lambda_1)} = e^{\alpha \ln\left(1+\frac{d}{l_0}\right)} \approx e^{\alpha \frac{d}{l_0}}$$

Équation 12

λ_1 : Elongation principale (Sans dimension)
d : Déplacement machine (m)
l_0 : Longueur initiale du muscle (m)
α : Paramètre de la loi (Sans dimension)

Par conséquent les paramètres α du modèle exponentiel et de la loi hyper-élastique ont la même signification. Il en est de même pour les paramètres μ qui sont liés par cette relation :

$$3\mu_e \approx 3\mu_h$$

Équation 13

μ_e : Module de cisaillement du modèle exponentiel (Pa)
μ_h : Module de cisaillement de la loi hyper-élastique (Pa)

Les valeurs obtenues pour le module de cisaillement sont en moyenne de l'ordre de 37 kPa indépendamment de la méthode choisie. Cette donnée est en accord avec la littérature. Chawla et coll. (2009) ont réalisé des essais de compression sur des éprouvettes de muscles humains et ont identifié un module de cisaillement compris entre 0,24 et 40 kPa. Dresner et coll. (2001) mesurent un module de cisaillement de 23,8 kPa sur des muscles de bœuf avec une technique d'élastographie. Pour leur modélisation en éléments finis du muscle, Linder-Ganz et Gefen (2004) utilisent un matériau avec un module d'Young de 75 kPa, soit un module de cisaillement de 25 kPa. Morrow et coll. (2010) évaluent le module de cisaillement du muscle de lapin à 4 kPa ce qui correspond aux valeurs minimales identifiées dans cette étude.

Le paramètre α identifié (16,9 à 52) est également du même ordre de grandeur que ceux de la littérature. L'étude de Bosboom et coll. (2001) fait référence à des essais de compression sur muscle de rat. Pour modéliser le comportement du muscle, la loi d'Ogden est utilisée. Les paramètres de cette loi de comportement sont équivalents à ceux de la loi hyper-élastique. Le module de cisaillement est identifié avec une valeur moyenne de 15,6 kPa, et le paramètre α vaut en moyenne 21,4. Hedenstierna et coll. (2008) utilisent aussi cette loi de comportement dans un modèle en éléments finis de muscle de lapin. Le module de cisaillement est de 13,3 kPa et α vaut 14,5.

L'étude statistique montre que le module de cisaillement obtenu avec le modèle exponentiel n'est pas statistiquement différent de celui obtenu avec la loi hyper-élastique étudiée analytiquement. En revanche la méthode inverse impliquant la loi hyper-élastique se distingue des deux autres modèles. Cette différence peut s'expliquer par la méthode d'identification du module de cisaillement. Avec les simulations en éléments finis, le module de cisaillement est identifié en se basant simplement sur le pied de courbe. Cette technique justifie des écarts en effort faibles entre expérimentation et simulation pour des petits déplacements. Le modèle exponentiel et la loi hyper-élastique analytique sont moins pertinents dans la description de cette zone, car les paramètres μ et α sont identifiés avec une méthode d'optimisation qui prend en compte tous les points de la courbe expérimentale et pas seulement ceux du pied de courbe.

La différence entre les valeurs de α obtenues avec la méthode inverse et celles obtenues avec les autres modèles peut également s'expliquer par l'étude du pied de courbe. En effet, une fois μ identifié, le paramètre α est ajusté pour obtenir une moyenne des écarts signés le long de la courbe expérimentale inférieure à 5% de l'effort maximum. L'identification de α au même titre que μ est donc conditionnée par le pied de courbe. D'ailleurs, n'ayant qu'un seul essai de traction et deux paramètres à déterminer, il était nécessaire de découpler l'identification des paramètres. La méthode est manuelle et ne permet donc pas d'identifier un couple de paramètres unique. Une méthode d'optimisation, ou des essais complémentaires permettrait de s'affranchir de cette limitation.

Cette différence s'explique aussi par la prise en compte avec les modèles en éléments finis des effets géométriques et du volume. Pour les études analytiques, seule la section du muscle est considérée et une hypothèse forte stipulant que les déformations transverses au sein du muscle sont négligeables est utilisée pour arriver à une formulation simple. La méthode inverse n'est pas soumise à ces restrictions.

Par conséquent, même si la méthode inverse donne des résultats moins satisfaisants que les modèles analytiques en termes d'écarts à la courbe expérimentale, elle permet de prendre en compte la géométrie réelle du muscle et son évolution au cours de l'expérimentation.

Un compromis serait d'utiliser en amont une méthode analytique facile à mettre en œuvre avec un modèle comme la loi hyper-élastique pour avoir une première estimation des paramètres de la loi de comportement. Ces paramètres seraient ensuite ajustés avec la méthode inverse ce qui limiterait le nombre de simulations nécessaire à l'identification complète des paramètres. Dans notre étude, l'identification des paramètres par méthode inverse et notamment du paramètre μ était volontairement découplée de l'étude analytique.

4.3.3 Hyper-viscoélasticité

La viscoélasticité du muscle est déterminée avec la phase expérimentale de relaxation. Une loi hyper-viscoélastique est considérée au premier et au deuxième ordre. Les paramètres de la loi sont identifiés par méthode inverse.

Les paramètres hyper-élastiques μ et α sont choisis égaux à ceux identifiés précédemment par méthode inverse. Ils ne sont que très peu modifiés. Ce résultat était prévisible puisque les effets visqueux jouent un rôle plus important sur la phase de relaxation. Les paramètres viscoélastiques identifiés, à savoir les temps de relaxation et les ratios sont difficilement comparables à la littérature. Seule l'étude de Bosboom et coll. (2001) donne un temps de relaxation de 6 s pour la compression de muscles de rat. Cette donnée est éloignée des temps de relaxation identifiés ici (13 s à 571 s), mais la loi décrivant la viscoélasticité dans l'étude de Bosboom et coll. (2001) et la sollicitation imposée sont également différentes.

Le modèle de Maxwell généralisé pris au premier ordre permet de décrire correctement la phase de relaxation du muscle. Un modèle au deuxième ordre permet d'approcher la relaxation au plus près, comme souligné par les coefficients de détermination. Ce phénomène est parfaitement illustré en comparant les courbes expérimentales et simulées du Sujet 5 muscle gauche (Annexe

A), et plus le nombre de paramètres est important, plus la simulation sera proche de l'expérimental. La modélisation au deuxième ordre permet de décrire la perte rapide d'effort avec un temps de relaxation faible et ensuite l'adoucissement de la courbe avec un temps de relaxation important.

En revanche, la simulation de la partie traction présente les mêmes faiblesses qu'avec la loi hyper-élastique. Le pied de courbe est bien représenté, mais avec l'augmentation du déplacement, le modèle est moins efficace. Néanmoins, le modèle hyper-viscoélastique donne un écart beaucoup plus faible entre l'effort maximal expérimental et l'effort maximal simulé contrairement à la loi hyper-élastique. Les effets viscoélastiques sur la phase de traction ont un effet plus faible à cause de la faible vitesse de déplacement, mais leur importance est plus grande à mesure que le déplacement augmente à cause notamment de la composante élastique et du temps de relaxation vis-à-vis de la durée de la phase de traction.

Comme pour la loi hyper-élastique, un découplage des paramètres pour leur identification a été nécessaire, car nous ne disposons que d'un essai de relaxation pour déterminer deux ou quatre paramètres selon le cas. Les temps de relaxation ont volontairement été fixés ou quelques fois légèrement ajustés. Ce sont les ratios qui ont été le plus modifiés, lors des différentes simulations pour arriver au résultat final. Ce choix est justifié par le fait que les temps de relaxation définissent la ou les pentes de la courbe, et que les ratios déterminent quand se termine une pente et quand commence une autre.

Le nombre de simulations nécessaires à l'identification des paramètres viscoélastiques a été au maximum de huit quel que soit l'ordre du modèle de Maxwell. Néanmoins, il ne faut pas négliger des temps de calculs beaucoup plus longs, si une loi au deuxième ordre est utilisée. Par conséquent, bien que le modèle au deuxième ordre permette de décrire précisément le comportement viscoélastique du muscle, un modèle au premier ordre peut lui être préféré, dans le cas par exemple, de modélisations destinées au choc automobile pour lesquelles les temps de calcul sont déjà longs, et où seules des propriétés globales de viscoélasticité sont nécessaires.

5. Conclusion

Des expérimentations de traction et de relaxation ont été réalisées sur dix muscles sternocleidomastoideus humains.

Dans un premier temps le comportement hyper-élastique du muscle a été étudié. Un modèle exponentiel et une loi hyper-élastique étudiée analytiquement et par méthode inverse ont été proposés pour identifier les paramètres mécaniques des muscles. Un module de cisaillement de l'ordre de 35 kPa et un paramètre de courbure α d'en moyenne 25 ont été identifiés.

La méthode inverse permet de prendre en compte des effets géométriques et est privilégiée pour rendre compte du comportement viscoélastique du muscle. Cette méthode est néanmoins parfois difficile à mettre en œuvre puisque pour limiter le nombre de simulations une connaissance a priori des paramètres est nécessaire. Or il a été démontré qu'une étude analytique de la loi de comportement permettait d'obtenir une bonne estimation des paramètres, moyennant les hypothèses adéquates.

Dans un deuxième temps, c'est le comportement hyper-viscoélastique du muscle qui a été appréhendé. En complément de la loi hyper-élastique, un modèle de Maxwell généralisé pris au premier ou au deuxième ordre est ajouté à la loi de comportement. Les paramètres de cette loi sont identifiés par méthode inverse. Une modélisation avec un modèle au deuxième ordre permet de décrire précisément le comportement viscoélastique du muscle. Cependant selon l'application, une loi prise au premier ordre permettra d'avoir une estimation correcte des effets viscoélastiques.

La loi hyper-viscoélastique présentée dans cette étude est donc efficace et reste simple, car décrite avec quatre ou six paramètres. Toutefois, les paramètres de cette loi n'ont été identifiés qu'au moyen de deux essais quasi-statiques. Pour mieux comprendre la dépendance de la réponse passive du muscle avec la vitesse, des essais de traction réalisés à différentes vitesses de sollicitation sont proposés.

CHAPITRE II

Effet vitesse sur la réponse passive du muscle

1. Introduction

Les chocs automobiles impliquent des niveaux de vitesses variés appliqués aux différents tissus du corps humain. Connaître le comportement de ces tissus et notamment des muscles pour différentes vitesses est par conséquent nécessaire. Cela permettra d'améliorer les modélisations du corps humain et ensuite indirectement les systèmes de sécurité.

Comme nous venons de le voir dans le chapitre précédent, le muscle est un matériau hyper-élastique et viscoélastique. Ses propriétés mécaniques dépendent de la vitesse à laquelle il est sollicité. Des expérimentations ont été réalisées sur des muscles d'animaux anesthésiés pour évaluer l'effet du taux de déformation sur la réponse passive et active du muscle (Myers et coll., 1995 - 1998, Noonan et coll., 1993 - 1994, Sun et coll., 1995). Ces données sont utilisées dans les modèles numériques d'être humain, or elles dépendent du type de muscle testé, de sa fonction dans le corps, de l'espèce étudiée ou encore de sa géométrie.

Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est de caractériser les propriétés mécaniques d'un muscle humain en traction pour plusieurs taux de déformation.

2. Matériel et Méthodes

2.1 Spécimens

Dix muscles extensor carpi ulnaris ont été prélevés sur cinq sujets de sexe masculin (âge moyen : 71,6 ans, âge minimum : 65 ans, âge maximum : 80 ans). Le muscle extensor carpi ulnaris est un muscle de l'avant bras (Figure 38). Il prend son origine sur l'épicondyle latéral de l'humérus et sur la face posto-latérale de l'ulna. Il longe l'ulna et se termine sur le 5ème métacarpien de la main (Chevallier, 2004).

Il s'agit d'un muscle penné. Il présente une grande partie tendineuse au niveau de son extrémité inférieure.

Les muscles sont prélevés avec leur aponévrose, leurs tendons et leurs insertions osseuses. Ils sont enveloppés dans des gazes imprégnées de solution saline et placés sous vide dans des sacs hermétiques à -20°C. Les muscles sont lentement décongelés 12 heures avant l'essai à 4°C et amenés à température ambiante 2 heures avant l'expérimentation.

Avant l'expérimentation, les extrémités du muscle sont fixées dans des mors adaptés à la machine d'essai au moyen d'une résine époxy (Figure 39). La résine est choisie avec une température de polymérisation inférieure à 50°C pour ne pas endommager les tissus musculaires et tendineux. L'extrémité proximale du muscle (au niveau du coude) ne présente qu'une portion faible de tendon, toute la partie osseuse du muscle est encastrée dans la résine. L'extrémité distale du muscle est composée d'un long tendon. Pour limiter les effets de cette

partie tendineuse sur la réponse passive du corps musculaire, elle est enroulée autour d'une vis et incluse dans la résine. Pour s'assurer d'une position physiologique du muscle, une rotation des blocs de résine dans les mors est possible avant serrage des mors autour du muscle. Les mors supérieur et inférieur sont ensuite liés entre eux pour éviter tout chargement sur le muscle avant sa mise en place sur la machine d'essai.

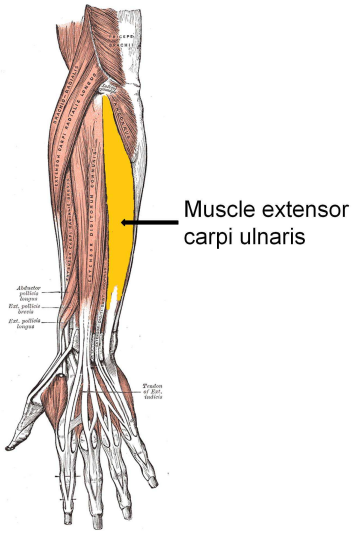


Figure 38 : Muscle extensor carpi ulnaris D'après Gray, 1918

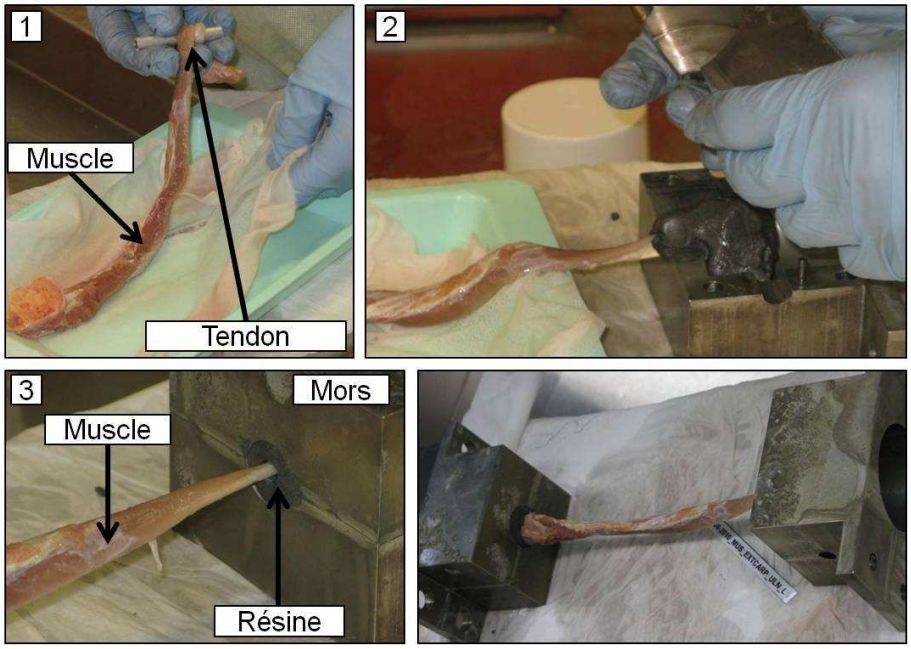


Figure 39 : Mise en place du muscle dans les mors, 1. Le muscle avec sa partie tendineuse enroulée, 2. Mise en place d'une extrémité dans la résine, 3. Le muscle dans le mors, 4. Positionnement final du muscle dans les mors

2.2 Expérimentations

L'ensemble muscle-mors est ensuite placé sur une machine servo-hydraulique (Instron® 8802 High Wycombe, England) contrôlée en déplacement. Elle est équipée d'un capteur de déplacement (LVDT) et d'un capteur d'effort (1 kN) ayant une précision de 1% et 0,5% respectivement. Une caméra rapide (Photron SA3, résolution: 1024x1024) est synchronisée avec la machine. Elle permet de localiser une éventuelle rupture du muscle, et de s'assurer visuellement que le muscle ne glisse pas dans les mors.

Le protocole expérimental débute avec une pré-charge de 5 N imposée au muscle. Cette configuration permet de définir la longueur du muscle. Pour stabiliser les propriétés mécaniques du muscle, 50 cycles de charge-décharge sont appliqués. Ce sont des cycles triangulaires réalisés à la fréquence de 0,5 Hz d'une amplitude de 2 mm autour d'un allongement de 2 mm du muscle (entre 1 et 3 mm de déplacement).

Après cette étape, des phases de traction sont imposées au muscle. Quatre vitesses sont étudiées : 1 $mm.s^{-1}$, 10 $mm.s^{-1}$, 100 $mm.s^{-1}$ et 1000 $mm.s^{-1}$. Pour chacune de ces vitesses, les réglages caméra sont les suivants : 50 fps pour 1 $mm.s^{-1}$ et 10 $mm.s^{-1}$; 1000 fps pour 100 $mm.s^{-1}$ et 1000 $mm.s^{-1}$. Un déplacement de 8 mm est imposé au muscle pour chaque sollicitation. Chargement et déchargement sont imposés à la même vitesse. Un état stationnaire est maintenu entre chargement et déchargement pendant 0,5 s pour permettre au vérin hydraulique d'atteindre sa consigne de déplacement de 8 mm et d'ensuite amorcer le déchargement. Avant chaque phase de traction, une pré-charge de 5 N est appliquée pour retrouver le chargement initial. Les rampes de déplacement aux vitesses les plus basses (1 $mm.s^{-1}$ et 10 $mm.s^{-1}$) sont effectuées en premier et dans un ordre aléatoire pour éviter une adaptation éventuelle du muscle à une augmentation régulière de la vitesse. Ensuite viennent les essais à 100 $mm.s^{-1}$ et 1000 $mm.s^{-1}$ dans cet ordre. Grâce à un mors spécifique, une vitesse de déplacement constante est appliquée au muscle pendant toute la phase de traction. Pendant la durée de l'essai, environ 30 minutes, le muscle est régulièrement hydraté avec une solution saline. Le protocole expérimental est résumé Figure 40.

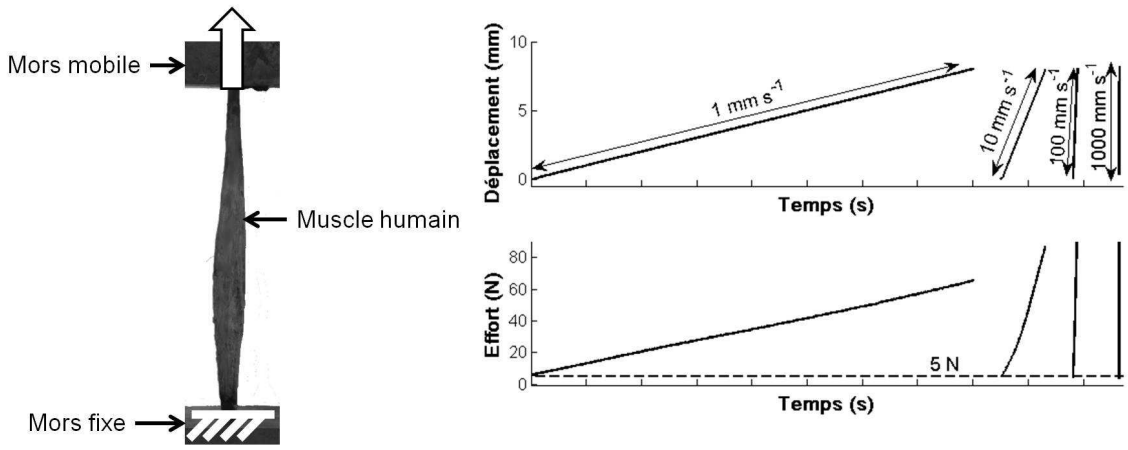


Figure 40 : Montage et protocole expérimentaux

2.3 Analyse des données

Les courbes effort-déplacement pour chaque muscle et pour chaque vitesse sont tracées. De ces courbes des paramètres sont calculés et mesurés (Figure 41). Le premier est l'effort maximal atteint pour 8 mm de déplacement ou l'effort à rupture noté F_{max}. Les deux autres paramètres sont la raideur en début de chargement référencée K_0 et celle en fin de chargement notée K_6. K_0 est calculée avec une régression linéaire sur la courbe expérimentale entre 0 et 1 mm de déplacement. La raideur K_6 est elle évaluée avec le même procédé entre 6 et 7 mm de déplacement.

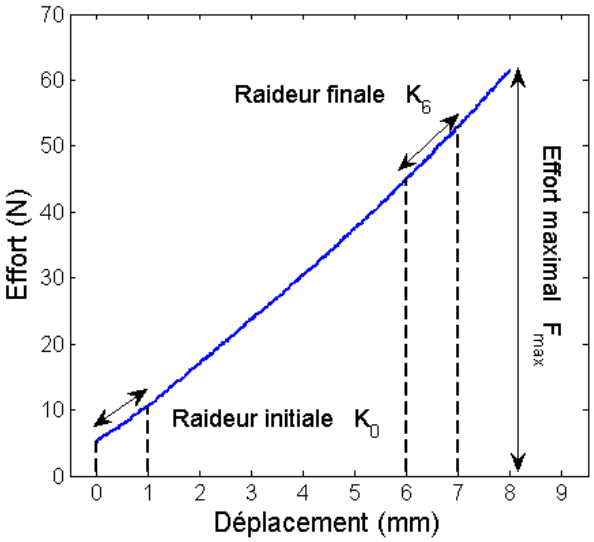


Figure 41 : Calcul des paramètres sur la courbe expérimentale : K_0, K_6 et F_{max}

D'autre part, un modèle exponentiel est proposé comme au Chapitre I. Ce modèle est basé sur le modèle de Sten-Knudsen (1953) utilisé pour caractériser le comportement mécanique du muscle en traction. L'effort expérimental et le déplacement sont liés par la relation suivante :

$$F = K_{exp}\alpha\left(e^{d/\alpha} - \gamma\right)$$

Équation 14

F : Effort de traction (N)
d : Déplacement imposé (m)
K_{exp} : Raideur ($N.m^{-1}$)
α : Paramètre de longueur (m)
γ : Paramètre sans dimension

Les paramètres K_{exp}, α et γ sont identifiés par une méthode des moindres carrés avec le logiciel Matlab® R2008b. Ce modèle est utilisé pour les vitesses de déplacement 1 $mm.s^{-1}$, 10 $mm.s^{-1}$ et 100 $mm.s^{-1}$.

2.4 Etude statistique

Pour évaluer l'influence de la vitesse sur la réponse passive du muscle en traction, une étude statistique sur les paramètres identifiés à partir des courbes expérimentales et sur les paramètres du modèle exponentiel est réalisée. Il s'agit d'un test de Wilcoxon signé pour données appariées puisque le nombre de données est restreint et que les résultats aux différentes vitesses sont obtenus sur la même population. Le risque est fixé à 5%.

3. Résultats

Les muscles extensor carpi ulnaris étudiés présentent tous la même forme longiligne avec un long tendon. La longueur du muscle en position de traction, c'est-à-dire avec la partie tendineuse prise dans les mors est comprise entre 167 mm et 277 mm avec une moyenne de 214 mm (écart type : 30 mm).

Les courbes expérimentales d'effort en fonction du déplacement ont toutes la même allure et la même évolution avec la vitesse, excepté pour les courbes obtenues à 1000 mm.s^{-1} ou la rupture du muscle apparaît pour une déformation inférieure à 4% (Figure 42, Annexe B). Au début de l'essai de traction, les courbes ont le même comportement élastique pour chaque vitesse puis il y a une augmentation de la réponse qui dépend de la vitesse de sollicitation. Les valeurs moyennes et les écarts types obtenus pour chaque vitesse et pour chaque paramètre (K_0, K_6 et F_{max}) sont présentés Figure 44. L'évolution des paramètres en fonction de la vitesse et pour chaque muscle fait l'objet de la Figure 45. Les valeurs pour la raideur initiale sont comprises entre 3,6 N.mm^{-1} et 20,2 N.mm^{-1} avec une moyenne globale de 7,7 N.mm^{-1}. K_0 est trois fois plus grande à 1000 mm.s^{-1} qu'aux autres vitesses. K_6 est comprise entre 5,3 N.mm^{-1} et 64 N.mm^{-1} avec une moyenne de 17 N.mm^{-1}. Ces valeurs sont obtenues avec une régression linéaire dont les coefficients de détermination sont compris entre 0,67 et 1 pour K_0 et entre 0,67 et 0,99 pour K_6. L'effort maximal a pour valeur minimale 46,6 N et pour valeur maximale 268,8 N avec une moyenne de 99,6 N. L'effort maximal est également trois fois supérieur à 1000 mm.s^{-1} qu'aux autres vitesses.

Les paramètres moyens du modèle exponentiel sont présentés sur la Figure 46, et leur évolution avec la vitesse sur la Figure 47. Les valeurs de la raideur K_{exp} sont comprises entre 3,69 N.mm^{-1} et 8,90 N.mm^{-1} avec une valeur moyenne de 5,35 N.mm^{-1}. Concernant le paramètre α, deux points extrêmes ont été enlevés des résultats et de l'étude statistique : 239,7 mm et 436,5 mm. Une fois exclus, les données pour α varient de 7,23 mm à 45,5 mm avec une valeur moyenne de 15,16 mm. Quant au paramètre γ, il est proche de 0,92 pour chaque configuration. L'effort modélisé avec le modèle exponentiel permet de bien représenter l'effort expérimental. Le coefficient de détermination calculé pour ces résultats est proche de 1. Un exemple des résultats de modélisation comparé aux résultats expérimentaux est présenté Figure 43.

L'analyse statistique montre que l'effort maximal et les deux raideurs sont sensibles aux changements de vitesse (Figure 44). Les changements de vitesse de 1 mm.s^{-1} à 1000 mm.s^{-1}, de 100 mm.s^{-1} à 1000 mm.s^{-1} et de 1 mm.s^{-1} à 100 mm.s^{-1} affectent fortement les valeurs de K_0, K_6 et F_{max} (augmentation de 21% à 467%). L'effort maximal est sensible à la vitesse pour tous les cas,

alors que le changement de vitesse entre 1 mm.s^{-1} et 10 mm.s^{-1} n'a pas d'effet sur K_0 et K_6, et que le changement de vitesse de 10 mm.s^{-1} à 100 mm.s^{-1} n'a pas d'influence sur K_0.

Les paramètres du modèle exponentiel sont moins sensibles aux changements de vitesse. Seul α est affecté par un changement de vitesse de 1 mm.s^{-1} à 10 mm.s^{-1} et de 1 mm.s^{-1} à 100 mm.s^{-1} ce qui correspond respectivement à une diminution de α de 66% et de 68% (Figure 46).

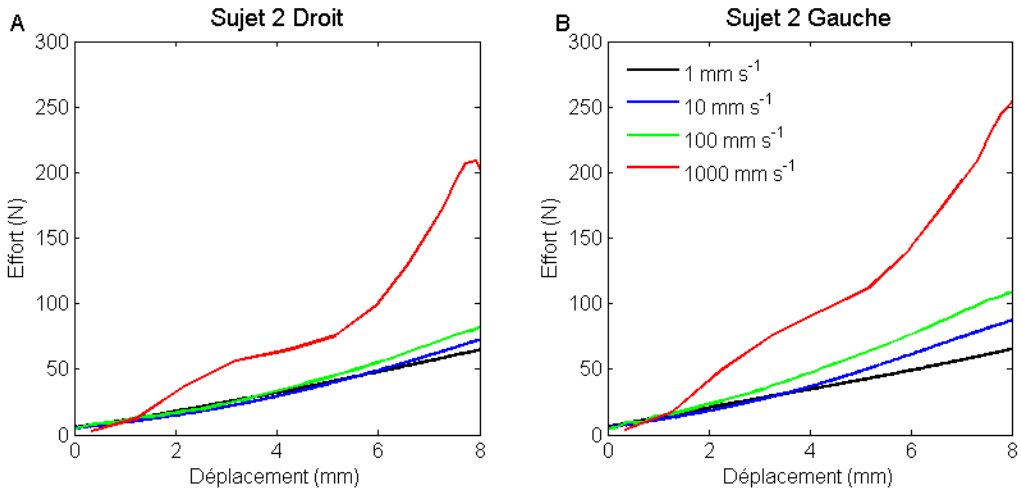


Figure 42 : Courbes expérimentales effort-déplacement pour les muscles du sujet 2

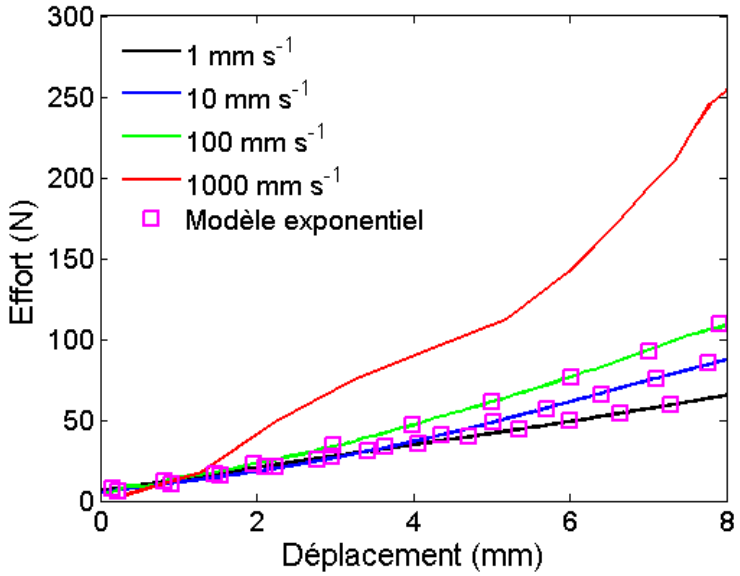


Figure 43 : Courbes effort-déplacement pour un seul muscle à chaque vitesse, courbes expérimentales, courbes simulées

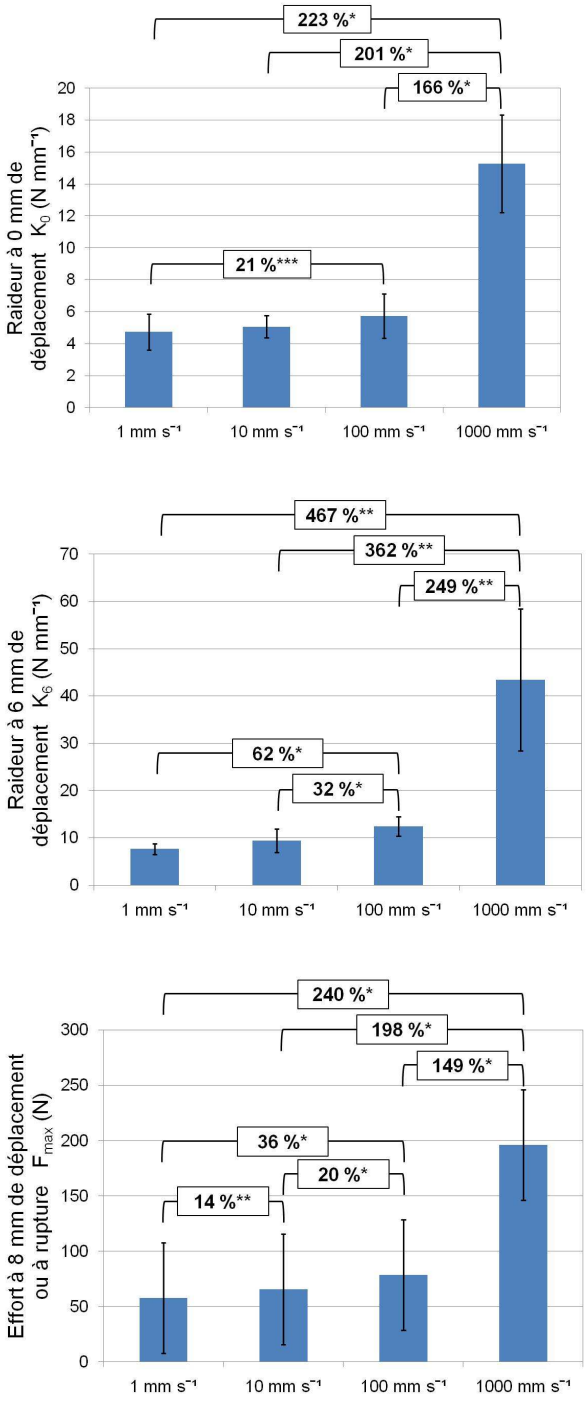


Figure 44 : Valeurs moyennes et étude statistique pour les paramètres K_0, K_6 et F_{max}

Pour chaque paramètre, la valeur moyenne et l'écart type sont tracés. Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif du taux de déformation (n=10)
*** p value = 0,005**
**** p value < 0,01**
***** p value < 0,02**

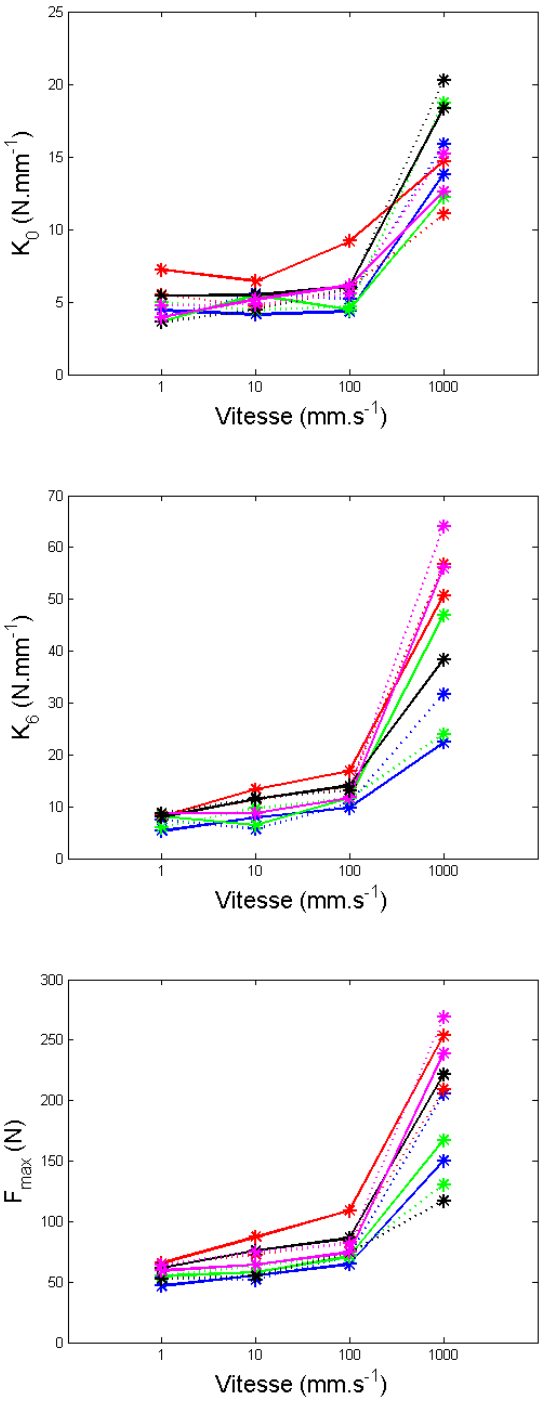


Figure 45 : Valeurs des paramètres K_0, K_6 et F_{max} pour chaque muscle et pour chaque vitesse

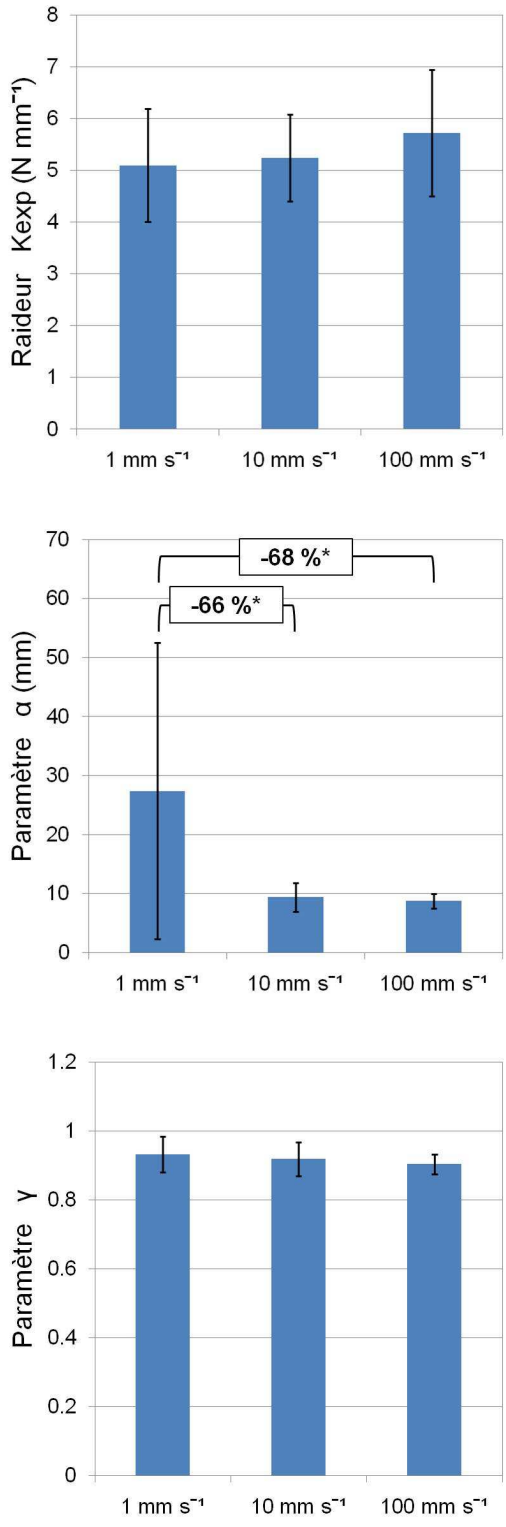


Figure 46 : Valeurs moyennes et étude statistique pour les paramètres K_{exp}, α et γ

Pour chaque paramètre, la valeur moyenne et l'écart type sont tracés. Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif du taux de déformation (n=10)
* p value = 0,005

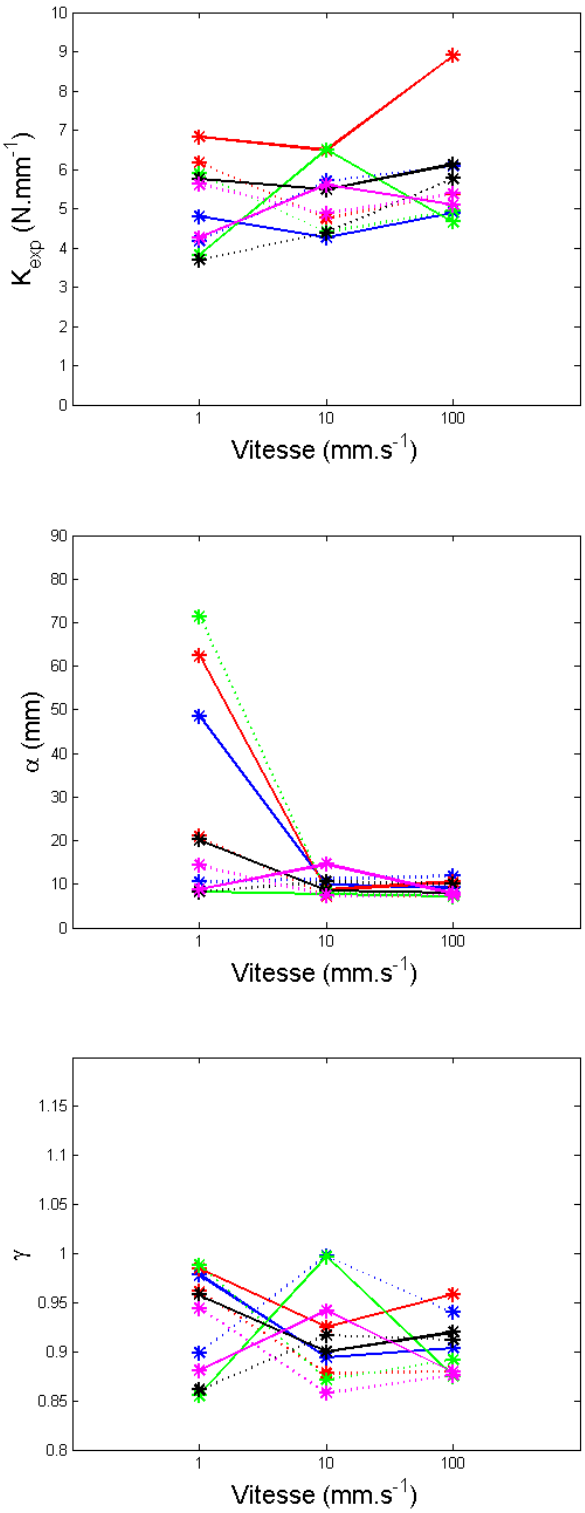


Figure 47 : Valeurs des paramètres K_{exp}, α et γ pour chaque muscle et pour chaque vitesse

4. Discussion

Des essais de traction à différentes vitesses de sollicitation ont été réalisés sur un muscle humain pour évaluer l'influence de la vitesse sur la réponse passive du muscle *in vitro*. Pour atteindre cet objectif, une étude statistique est effectuée sur des paramètres biomécaniques (raideurs et effort maximal), et sur les paramètres d'un modèle exponentiel utilisé pour caractériser le comportement passif du muscle.

4.1 Expérimentations

De même que pour les essais sur les muscles sternocleidomastoideus, les muscles extensor carpi ulnaris ont été conservés à -20°C avant essai. Ce processus de préservation peut endommager le muscle et donc sa réponse (Van Ee et coll., 2000, Gottsauner-Wolf et coll., 1995, Ralis, 1989). Il est nécessaire d'interpréter avec précaution les résultats expérimentaux et notamment les calculs de raideur.

Le pré-cyclage appliqué au muscle est basé sur le pré-cyclage proposé par Myers et coll. (1998), car la même problématique d'étude de l'effet vitesse est abordée. Ce protocole expérimental est différent de celui proposé au premier chapitre, où l'expérimentation est réalisée à une vitesse quasi-statique, et le pré-cyclage aussi. Des pré-essais avaient permis de limiter le nombre de cycles à 15 pour observer une stabilisation du comportement mécanique.

Avant chaque expérimentation, une pré-charge de 5 N est appliquée au muscle. Cette étape réduit le pied de la courbe expérimentale effort-déplacement et permet de commencer chaque essai de traction avec la même donnée en effort, mais la déformation initiale n'est pas la même. La variation de l'effort mesuré à la fin de la phase de déchargement du muscle est inférieure à 5% de l'effort maximal mesuré. Par conséquent, les effets du taux de déformation observés pour l'effort maximal, pour la raideur à 6 mm de déplacement et pour le paramètre α ne sont pas altérés par cette condition expérimentale spécifique. En revanche, la raideur à 0 mm de déplacement et la raideur K_{exp} peuvent être modifiées puisqu'elles dépendent toutes les deux du pied de courbe et donc de la pré-charge. Ces deux paramètres sont probablement surestimés.

Pendant les essais de traction, un déplacement de 8 mm est appliqué à la structure musculaire ce qui représente une déformation moyenne de 3,8% (écart type : 0,5%). Cette valeur de déformation est faible en comparaison avec les expérimentations de la littérature réalisées sur les muscles d'animaux. Par exemple, Best et coll. (1994) appliquent une déformation de 12% sur des muscles de lapin, et Bensamoun et coll. (2006) atteignent 20% de déformation sur un muscle de rat en traction. Néanmoins, la déformation appliquée dans cette étude a été calculée à partir de la longueur du muscle lorsqu'il est déjà sous tension (5 N). Par conséquent, les déformations correspondant au pied de courbe typiquement observées pour des tests de traction ne sont ici pas prises en compte. Pour le muscle sternocleidomastoideus (Chapitre I), la déformation maximale atteinte est de 14% avec une pré-charge de seulement 2 N. Si pour ces essais, la pré-charge avait été de 5 N, une partie du pied de courbe aurait été supprimée ; la longueur initiale moyenne des muscles serait de 143 mm, et pour un déplacement de 8 mm, la

déformation atteinte serait de l'ordre de 5,6%, soit du même ordre de grandeur que pour l'extensor carpi ulnaris. La différence de structure entre les deux muscles explique la différence de valeur.

Les vitesses appliquées au muscle (1, 10, 100 et 1000 $mm.s^{-1}$) correspondent respectivement aux taux de déformation suivants : 0,005 s^{-1}, 0,05 s^{-1}, 0,5 s^{-1} et 5 s^{-1}. Ces taux de déformation ont été choisis sur la base de résultats de simulations sur un modèle tête cou. Des situations de choc automobile frontal, latéral et arrière (Bertholon et coll., 2000, Dauvilliers et coll., 1994, Prasad et coll., 1997) ont été reproduites avec un modèle en éléments finis validé de la tête et du cou (Frechede et coll., 2005 - 2006). Le taux de déformation du muscle sternocleiodomastoideus mesuré est compris entre 0,1 s^{-1} et 1 s^{-1}, et la déformation est de l'ordre de 7%. Les taux de déformation sont donc choisis pour couvrir cette plage de taux de déformation.

Les taux de déformation sont également de l'ordre de grandeur des taux de déformation étudiés dans la littérature. Best et coll. (1994) appliquent des taux de déformation compris entre 0,01 s^{-1} et 2 s^{-1}, les essais de traction proposés par Myers et coll. (1995 - 1998) sont réalisés à 1 s^{-1}, 10 s^{-1} et 25 s^{-1}. Un autre exemple est dans l'étude de Hawkins et Bey (1997) où les vitesses appliquées au muscle de rat sont les mêmes que celles de cette étude, mais les taux de déformation équivalents ne sont pas mentionnés. Noonan et coll. (1993 - 1994) ont évalué l'effet de deux vitesses : 10 $mm.s^{-1}$ et 100 $mm.s^{-1}$ correspondant aux taux de déformation 0,1 s^{-1} et 1 s^{-1} sur plusieurs paramètres comme la raideur. Dans notre étude, même si les taux de déformations choisis sont inférieurs à ceux de Myers et coll. (1995 - 1998), ils sont suffisamment différents pour mettre en évidence leur effet sur la réponse du muscle.

4.2 Paramètres et étude statistique

Toutes les courbes expérimentales ont la même allure, avec une première partie linéaire suivie d'une réponse plus raide en fonction de la vitesse, comme il a été observé dans d'autres études (Best et coll., 1994, Sun et coll., 1995). A la vitesse de 1000 $mm.s^{-1}$ (5 s^{-1}), la rupture du muscle apparaît dans le corps musculaire pour chaque muscle à moins de 4% de déformation. Le profil de rupture semble suivre l'insertion tendineuse du muscle (Figure 48). Comme précédemment mentionné, cette faible valeur de déformation à rupture peut être en partie expliquée par son calcul et le protocole expérimental avec la pré-charge de 5 N. De plus, comme la vitesse appliquée au muscle est constante, l'accélération appliquée au muscle pendant la phase de chargement est quasiment équivalente à une fonction de Dirac. La fréquence d'acquisition pendant l'essai était de 1000 Hz ou 5000 Hz. En utilisant la plus basse fréquence, un lissage des données a été observé, cette fréquence est celle qui a été utilisée pour tous les muscles testés pour pouvoir comparer les résultats (Figure 42, Annexe B). Un exemple d'un essai réalisé à la vitesse de 1000 $mm.s^{-1}$ et à la fréquence de 5000 Hz est proposé Figure 49. Sur cette courbe, des effets dynamiques importants apparaissent et une onde de propagation est clairement observée le long du muscle. Les conditions aux limites liées à l'expérimentation et à l'ancrage du muscle (rotation induite dans le muscle) peuvent expliquer ce résultat : la partie tendineuse du muscle est étirée en premier et suivie par le corps musculaire dont l'inertie est plus grande. Le comportement de la structure est alors similaire à celui d'une masse en série avec un ressort sollicitée en traction.

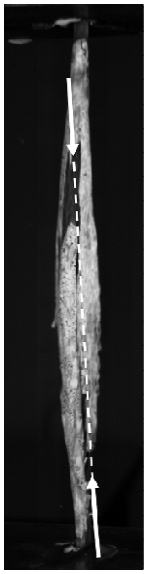


Figure 48 : Zoom sur la localisation de la rupture du muscle symbolisée par les flèches blanches

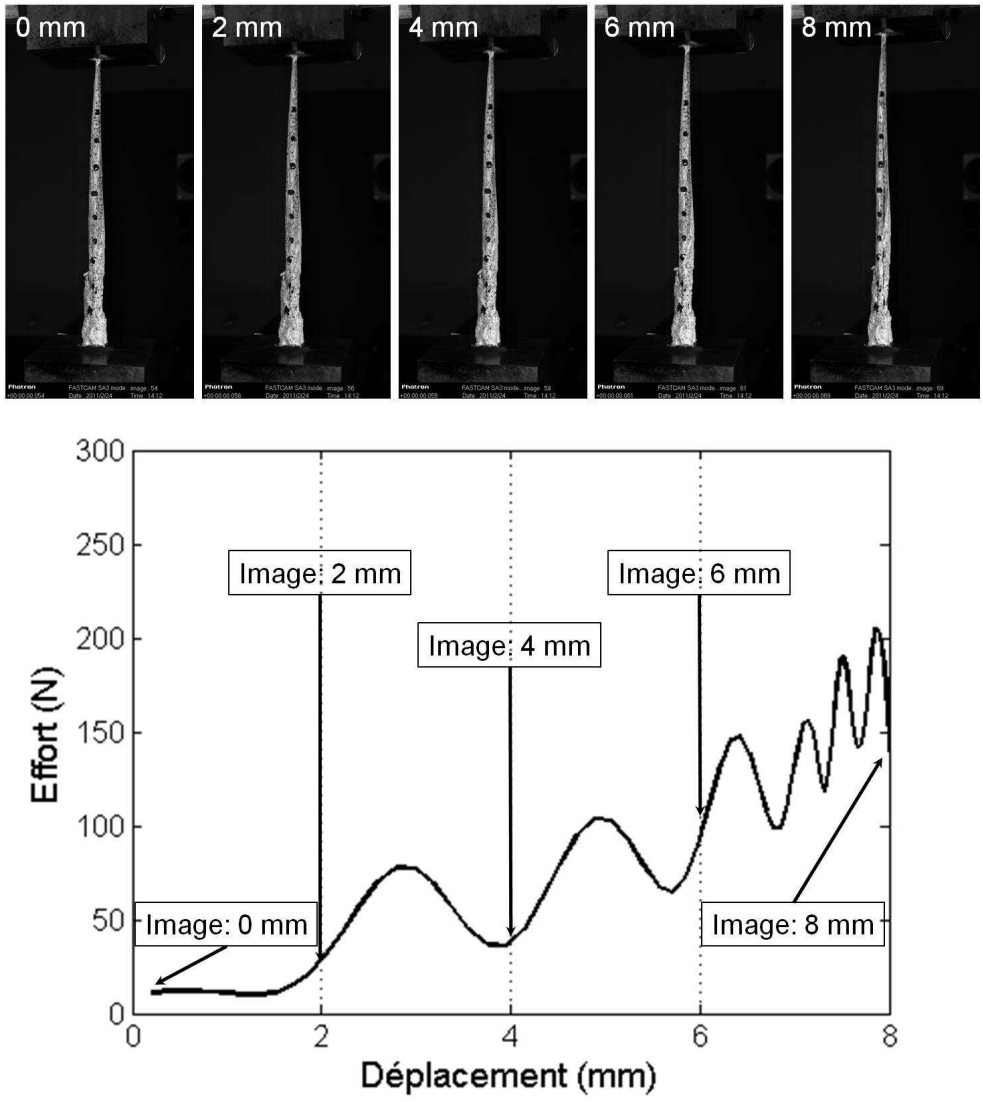


Figure 49 : Images successives pendant l'essai de traction à différents déplacements repérés sur la courbe effort-déplacement (fréquence 5000 Hz) – Muscle droit du sujet 1

Le chargement maximum est de l'ordre de 100 N pour 4% de déformation. Il atteint une valeur maximale de 268,8 N à 1000 mm.s^{-1} (5 s^{-1}). Ce résultat est difficile à comparer avec la littérature puisqu'il dépend du type de muscle (forme, fonction du muscle dans le corps), et les efforts maximums référencés dans la littérature présentent une grande variabilité. Anderson et coll. (2001) ont réalisé des essais de traction sur le muscle soleus de rat et mesuré un effort de 301 mN à 25% de déformation, alors que Myers et coll. (1995 - 1998) ont obtenu un effort à rupture (environ 45% de déformation) allant de 54,5 N à 1 s^{-1}, à 71,5 N à 25 s^{-1} pour le tibialis anterior de lapin dans des conditions passives. Gottsauner-Wolf et coll. (1995) obtiennent un effort maximum de 1497 N pour un muscle supraspinatus frais de chien à 1 s^{-1}. Yamada (1970) rapporte un essai de traction sur le muscle flexor carpi radialis humain. Ce muscle est proche du muscle extensor carpi ulnaris. La contrainte maximale est de 15 g.mm^{-2} ce qui représente 0,147 MPa. Bonnel et Marc (2009) indiquent que l'aire de la section physiologique de ce muscle est d'environ 220 mm^2 ; par conséquent, l'effort maximum pour ce muscle serait de 32 N, mais le taux de déformation atteint n'est pas spécifié.

Best et coll. (1994) qui ont étudié deux muscles différents de la patte du lapin ont essayé de normaliser leurs résultats avec des paramètres globaux communs aux deux muscles, sans succès. Ces résultats montrent la difficulté à comparer les données en effort qui dépendent du muscle et des conditions expérimentales appliquées. Une contrainte à rupture ou obtenue pour une déformation donnée serait une valeur plus générique, mais malheureusement l'enveloppe externe du muscle, et donc sa section n'a pu être acquise pendant les expérimentations.

L'influence du taux de déformation est prononcée pour F_{max}. Chaque changement de taux de déformation a affecté l'effort maximum (Figure 44). L'effort est augmenté de 14% entre 0,005 s^{-1} et 0,05 s^{-1}, de 20% entre 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1}, de 36% entre 0,005 s^{-1} et 0,5 s^{-1} et de 240% entre 0,005 s^{-1} et 5 s^{-1}. Cette tendance a également été remarquée par Best et coll. (1994) qui ont mesuré une variation de l'effort maximal jusqu'à 60% entre le plus bas (0,01 s^{-1}) et le plus haut taux de déformation (2 s^{-1}) sur 14 muscles de lapin. Noonan et coll. (1993 - 1994) ont fait les mêmes observations sur l'effort à rupture (10 muscles testés à 10 mm.s^{-1} (0,1 s^{-1}) et 10 muscles testés à 100 mm.s^{-1} (1 s^{-1})). Myers et coll. (1995 - 1998) rapportent une sensibilité avec le taux de déformation de l'effort à rupture pour 21 muscles de lapin. Seuls Sun et coll. (1995) n'ont pas noté ce comportement pour un effort mesuré à 12% de déformation (8 muscles de lapin testés) ou à 20% de déformation (8 muscles testés) avec des vitesses comprises entre 0,08 mm.s^{-1} et 16,6 mm.s^{-1} appliquées au muscle dans un ordre croissant. Le test statistique utilisé est une analyse de la variance. Sun et coll. (1995) expliquent que des déformations plastiques apparaissent dans le muscle à 20% de déformation, ce qui a pour effet de diminuer l'effort maximal au fur et à mesure que la vitesse augmente. Pour une déformation de 12%, le comportement du muscle est considéré comme élastique, d'où l'absence d'effet vitesse sur l'effort à cette déformation. Par conséquent, bien que les vitesses étudiées par Sun et coll. (1995) soient du même ordre de grandeur que les deux vitesses les plus faibles étudiées dans cette présente étude, le protocole expérimental (ordre séquentiel contre ordre aléatoire d'application des vitesses) et l'étude statistique sont différents et peuvent influer sur la conclusion de l'étude. Dans notre étude, l'effet vitesse affecte l'effort maximal, même pour des changements de vitesse faibles.

Le taux de déformation a un effet significatif sur l'effort maximum, mais il affecte également la raideur calculée à 6 mm de déplacement. Ce résultat est cohérent puisque cette raideur est liée à l'effort maximal. La raideur augmente de 32% (entre 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1}), de 62% (entre 0,005 s^{-1}

et 0,5 s^{-1}), de 249% (entre 0,5 s^{-1} et 5 s^{-1}), de 362% (entre 0,05 s^{-1} et 5 s^{-1}) et de 467% (entre 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1}). Néanmoins, K_6 n'est statistiquement pas sensible au changement de 0,005 s^{-1} à 0,05 s^{-1} ; cependant la p-value est proche de la limite de significativité. La raideur à 6 mm de déplacement est influencée par le taux de déformation, mais des expérimentations complémentaires permettraient de confirmer ce résultat.

La raideur initiale n'est pas sensible au taux de déformation pour les changements de 0,005 s^{-1} à 0,05 s^{-1} et de 0,05 s^{-1} à 0,5 s^{-1}. La différence statistique obtenue pour ce paramètre entre 0,005 s^{-1} et 0,5 s^{-1} peut être expliquée par les oscillations observées à 0,5 s^{-1} au début de la courbe expérimentale, ce qui implique une identification moins précise de la raideur. De plus, la raideur initiale à 5 s^{-1} était difficile à évaluer à cause du nombre limité de points sur la courbe expérimentale. Par conséquent, les résultats obtenus pour ce paramètre doivent être interprétés avec précaution. La sensibilité au taux de déformation du paramètre K_0 ne peut être complètement affirmée ou infirmée.

Les valeurs obtenues pour les deux raideurs sont du même ordre de grandeur ; K_0 est en moyenne de 7,7 $N.mm^{-1}$ et K_6 de 16,8 $N.mm^{-1}$. Noonan et coll. (1993 – 1994) ont calculé une raideur correspondant à la pente de la portion linéaire de la courbe effort-déplacement, et trouvé une valeur moyenne d'environ 3 $N.mm^{-1}$ pour le muscle tibialis anterior de lapin, et de 7,5 $N.mm^{-1}$ pour le muscle extensor digitorum longus. Un autre exemple est donné par Gottsauner-Wolf et coll. (1995) qui ont identifié une raideur pour des spécimens de muscle supraspinatus de chien frais de 15,5 $N.mm^{-1}$, et de 8,2 $N.mm^{-1}$ pour des spécimens décongelés. Néanmoins, même si ces données sont du même ordre de grandeur, elles sont difficilement comparables puisqu'elles font intervenir des caractéristiques géométriques des muscles. La comparaison de modules d'élasticité serait plus appropriée, mais les caractéristiques géométriques des muscles testés n'ont pu être acquises (section du muscle).

Enfin, le modèle exponentiel étudié est approprié pour simuler la réponse passive du muscle en traction (à 0,005, 0,05 et 0,5 s^{-1}) comme précédemment démontré (Nordez et coll., 2006, Sten-Knudsen, 1953). L'avantage d'un tel modèle est sa simplicité et un nombre de paramètres à identifier réduit, mais son principal inconvénient est qu'il ne prend pas en compte les effets vitesse. Un autre type de modèle, tel que Maxwell Généralisé pourrait être utilisé.

Comme pour la raideur initiale (K_0), le paramètre K_{exp} n'est pas sensible au taux de déformation. Ce résultat est évident puisque ces deux paramètres représentent la même caractéristique mécanique : une différence moyenne inférieure à 7% a été calculée entre ces deux paramètres pour le même taux de déformation.

A l'opposé, le paramètre α est lié à la courbure de la courbe expérimentale. Il est sensible au taux de déformation pour des changements entre 0,005 s^{-1} et 0,05 s^{-1} et entre 0,005 s^{-1} et 0,5 s^{-1}. Ce résultat statistique ne prend pas en compte deux points extrêmes qui sont en dehors de l'ordre de grandeur des autres données. Ces deux valeurs sont obtenues pour le muscle droit du sujet 1 et pour le muscle gauche du sujet 3 au taux de déformation 0,05 s^{-1}. Les courbes expérimentales associées montrent une courbure inversée (Annexe B). Par conséquent, le modèle exponentiel n'est plus adapté dans une telle configuration.

Le modèle exponentiel proposé dans cette étude a été testé pour le taux de déformation de 5 s^{-1} sur la portion de courbe précédent la rupture ; cependant, il ne permet pas d'avoir des résultats satisfaisants à cause d'un nombre de points expérimentaux faible et des effets dynamiques

importants à cette vitesse, comme précédemment expliqué. Néanmoins, ce modèle est simple et efficace (R^2 = 0,99) pour des taux de déformation compris entre 0,005 s^{-1} et 0,5 s^{-1}. Seul le paramètre α est sensible au taux de déformation pour des changements de 0,005 s^{-1} à 0,05 s^{-1} et de 0,005 s^{-1} à 0,5 s^{-1}, mais pas de 0,05 s^{-1} à 0,5 s^{-1}. Cela suggère que le comportement du muscle chargé en traction pour des taux compris entre 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1} peut être modélisé avec une combinaison de paramètres obtenue avec une unique expérimentation effectuée au taux de déformation approprié. Myers et coll. (1995 – 1998) ont la même conclusion avec leur propre formulation du comportement du muscle pour des taux de déformation compris entre 1 s^{-1} et 25 s^{-1}.

5. Conclusion

Des essais de traction ont été réalisés sur un muscle humain *in vitro* pour évaluer l'influence du taux de déformation sur sa réponse passive. Des paramètres mécaniques ont été extraits des courbes effort-déplacement qui ont toutes présenté la même allure pour chaque vitesse : une portion linéaire suivie d'une portion de courbe liée au taux de déformation ; la courbe entière ayant une allure exponentielle. Ces résultats contribuent à la connaissance des propriétés mécaniques de muscles humains.

Une analyse statistique a montré que l'effort maximal obtenu pour le plus grand déplacement ou mesuré à rupture est dépendant du taux de déformation. Un modèle exponentiel a été utilisé pour simuler la réponse du muscle ; il est également sensible au taux de déformation. Néanmoins, cette sensibilité est plus marquée pour des changements de taux de déformation de 0,005 s^{-1} à 0,05 s^{-1} et de 0,005 s^{-1} à 0,5 s^{-1}, alors qu'il n'y a pas d'effet significatif pour un changement de 0,05 s^{-1} à 0,5 s^{-1}. Ce résultat laisse penser que cette formulation peut être utilisée pour modéliser le comportement passif du muscle pour des taux de déformation compris entre 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1} en utilisant un unique jeu de paramètres obtenu avec une seule expérimentation de traction effectuée à un taux de déformation adéquat. Cependant ce modèle n'est plus approprié pour le taux de déformation le plus important (5 s^{-1}). A cause des effets dynamiques, ce taux de déformation a un effet important sur la réponse du muscle et plus spécifiquement sur l'effort maximum mesuré et sur la raideur en fin de chargement.

En conclusion, deux comportements ont été remarqués. Le premier pour des taux de déformation faibles (0,005 s^{-1}, 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1}) a été modélisé avec un modèle exponentiel. Le second pour un taux de déformation important (5 s^{-1}) est très différent du premier à cause d'effets dynamiques liés au muscle et aux conditions expérimentales.

Enfin, il est à noter que les expérimentations présentées dans ce chapitre comme celles présentées au chapitre précédent sont réalisées *in vitro*. Les conditions physiologiques ne sont pas respectées. Par exemple, le muscle dans le corps est dans un milieu où les conditions d'hydratation et de température sont contrôlées. Il apparaît alors légitime de se poser la question suivante : est-ce que les conditions environnementales d'expérimentation (hydratation et température) ont une influence sur la réponse passive du muscle sollicité en traction et à différentes vitesses ?

CHAPITRE III

Effet des conditions d'expérimentation et effet vitesse sur la réponse passive du muscle

1. Introduction

Les propriétés mécaniques du muscle dépendent de la vitesse de sollicitation appliquée comme il a été observé sur muscle d'origine animal (Hawkins et Bey, 1997, Myers et coll., 1995 -1998, Noonan et coll., 1993 - 1994) et sur muscle humain (Chapitre II). Pour chacune de ces expérimentations, il y a des conditions expérimentales spécifiques.

Certains muscles sont testés *in vivo* sur animaux anesthésiés (Myers et coll., 1995 - 1998, Noonan et coll., 1993 - 1994). L'expérimentation est réalisée à température ambiante, mais le muscle peut aussi être maintenu à la température du corps de l'animal ou à une température différente. En ce qui concerne les expérimentations effectuées *in vitro*, le muscle est complètement isolé de l'animal. Cette fois le muscle peut être testé à l'air libre sans prendre soin de contrôler sa température (Lin et coll., 1999) ; il peut être plongé dans un bain de solution saline sans contrôle de la température, ou encore être dans une solution saline dont la température est ajustée à la température proche de celle du corps de l'animal, ou à une température différente (Bensamoun et coll., 2006).

Par conséquent, les conditions d'expérimentation sont multiples et sont plus ou moins proches des conditions physiologiques (muscle hydraté à une température donnée). Ces différences peuvent expliquer en partie la variabilité observée entre les études, et nous pouvons supposer que les conditions expérimentales ont un impact sur les propriétés mécaniques du muscle passif.

L'objectif de ce chapitre est donc d'étudier l'influence des conditions expérimentales, mais aussi l'influence de la vitesse sur la réponse passive du muscle en traction (en complément du Chapitre II). Pour cette étude, un modèle animal a été choisi en raison de règles d'hygiène et de sécurité pour pouvoir effectuer les expérimentations au LAMEFIP (Département DuMAS de l'I2M Bordeaux – Arts et Métiers ParisTech).

2. Matériel et Méthodes

2.1 Spécimens

Le muscle étudié est le muscle extensor carpi ulnaris comme au chapitre précédent. Cependant, le muscle est ici prélevé chez le chien (Figure 50). Douze muscles ont été prélevés à l'Ecole Nationale Vétérinaire d'Alfort sur six chiens. Les muscles sont prélevés avec leur aponévrose et leurs insertions osseuses.

Les muscles sont prélevés sur des chiens de race (Labrador, Golden retriever, Berger de Beauce, Dogue Allemand, Doberman, Croisé Husky), d'âge (8 ans à 14 ans avec une moyenne d'âge de 10 ans, écart type : 2,2 ans) et de sexe différents.

Les muscles sont enveloppés dans une gaze imbibée de solution saline puis placés dans des sacs hermétiques. Ils sont ensuite congelés à -20°C. La veille de l'expérimentation, le muscle est mis à décongeler à 4°C pendant au moins douze heures. Le muscle est ensuite amené à température ambiante deux heures avant l'essai.

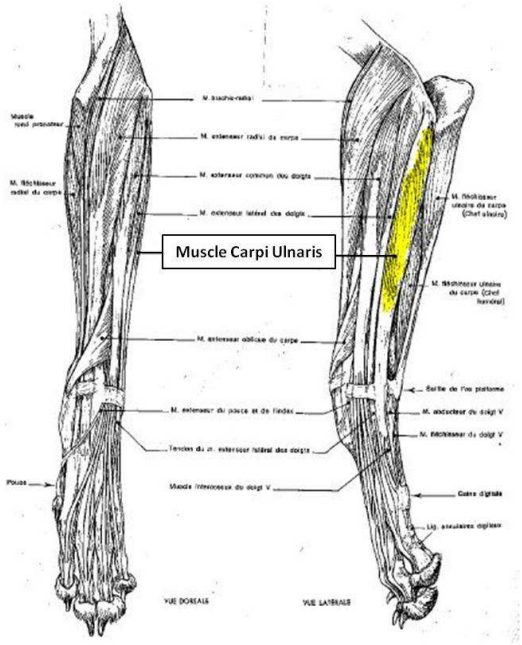


Figure 50 : Muscle extensor carpi ulnaris (en jaune) chez le chien, vue frontale et sagittale
D'après Barone, 2001

2.2 Montage expérimental

Un montage expérimental spécifique a été conçu pour cette expérimentation. Il est présenté sur la Figure 51. Il est composé d'un support inférieur sur lequel sont fixées quatre barres verticales. Ces tiges épaulées à leur extrémité supérieure servent de support à une pièce sur laquelle est placé un capteur d'effort. A l'extrémité inférieure du capteur est placé le mors supérieur en forme de U.

Sur le support inférieur, un alésage est réalisé. Il accueille une pièce qui permettra le guidage avec une bague en bronze d'une tige. Cette tige est reliée au mors inférieur. Le muscle est placé dans les mors supérieur et inférieur. Six vis pointeau permettent de fixer les parties osseuses. Un soin particulier est apporté pour placer le muscle dans sa position verticale physiologique. L'alignement du muscle est contrôlé visuellement avec un fil à plomb.

Une fois le muscle maintenu dans sa position, une cuve en plexiglas est placé autour du montage. Elle vient se loger dans les rainures réalisées sur le support inférieur. Un capot est ensuite placé au dessus de la cuve et positionné grâce aux quatre tiges verticales. Le capot est serré sur le montage. L'étanchéité est assurée par un joint en caoutchouc et un joint de colle au niveau de la rainure du support inférieur.

L'ensemble est fixé sur un vérin hydraulique (Viot et Lemaire, 2006) par le capot supérieur. La tige inférieure à laquelle est relié le mors inférieur est fixée à la tige du vérin (Figure 52, Figure 53).

La cuve peut être vide, remplie de solution saline froide (22°C) ou de solution saline chauffée (35°C). Un système de pompe facilite le remplissage. La température est mesurée avec un thermomètre placé à l'intérieur de la cuve et dans le cas d'une solution saline chauffée, la température est maintenue grâce à un chauffage placé dans la cuve (Figure 52).

Pendant l'expérimentation, l'effort est mesuré grâce au capteur de 2,5 kN (Kistler 9301B, seuil de réponse ≤ 0,02 N, sensibilité ≈ -4 $pC.N^{-1}$). Ce capteur est positionné juste au dessus du mors supérieur. Le déplacement est imposé par le vérin hydraulique. Pour avoir une autre mesure du déplacement et pour suivre le déroulement de l'expérimentation, une caméra rapide est placée devant le montage (Figure 53). Des pastilles sont placées sur les mors supérieur et inférieur pour suivre le déplacement. La caméra est une caméra rapide (Photron APX RS, résolution : 1024x1024). La caméra et le capteur d'effort sont synchronisés. Dans le cas des grandes vitesses, un spot permet d'éclairer le montage expérimental pour avoir une meilleure image puisque le temps d'exposition est plus faible (Figure 53).

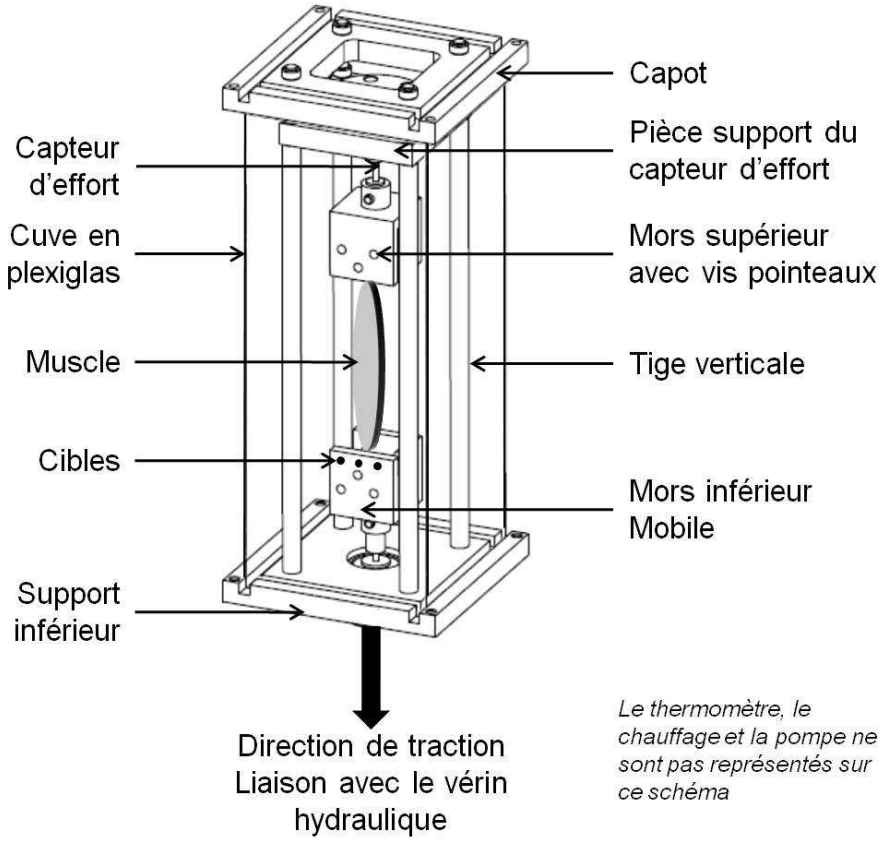


Figure 51 : Montage expérimental

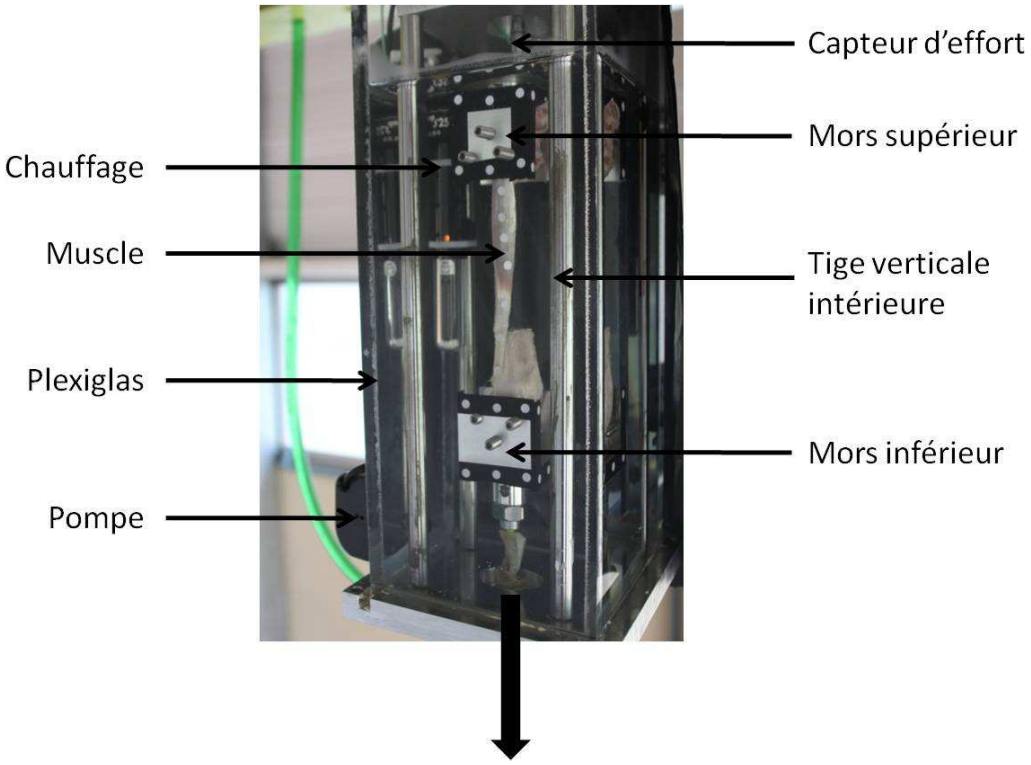


Figure 52 : Montage expérimental en place sur le vérin hydraulique, Photographie

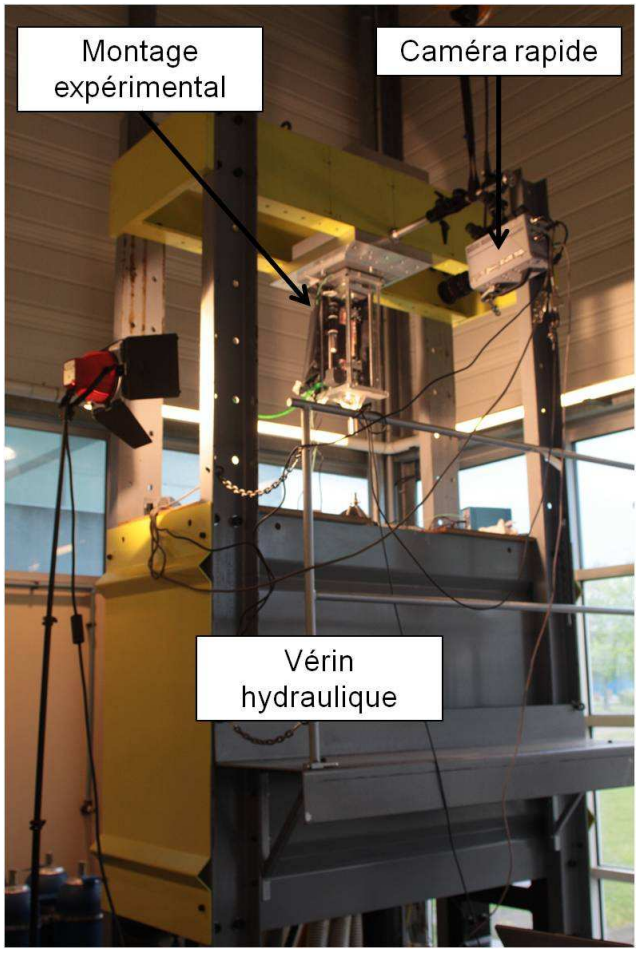


Figure 53 : Montage expérimental avec le vérin hydraulique, Photographie

2.3 Expérimentations

Le protocole expérimental commence par une phase de stabilisation du comportement mécanique du muscle. Cinquante cycles de charge-décharge sont imposés au muscle (amplitude : 1 mm, fréquence : 0,5 Hz, signal sinusoïdal) ; cette étape n'est réalisée qu'une fois en début d'expérimentation.

Le muscle est ensuite soumis à des allongements de 10 mm d'amplitude à différentes vitesses de sollicitation : 1 mm.s^{-1}, 10 mm.s^{-1} et 100 mm.s^{-1}. Les réglages caméra sont les suivants : 50 ou 60 fps pour 1 mm.s^{-1} et 500 fps pour 10 mm.s^{-1} et 100 mm.s^{-1}. Charge et décharge sont effectuées à la même vitesse. Un état stationnaire de 0,1 s est maintenu entre le chargement et le déchargement pour permettre au vérin d'atteindre sa consigne de déplacement avant d'amorcer le déchargement. Deux cycles de chargement déchargement sont imposés au muscle. Seul le deuxième cycle est exploité. Les essais de traction sont effectués dans un ordre aléatoire. Les vitesses sont testées sur le muscle dans les trois configurations d'expérimentation et selon cet ordre : conditions ambiantes d'air et de température, immersion dans une solution saline à température ambiante (22°C), et enfin immersion dans une solution saline chauffée (35°C).

Une expérimentation sur un muscle dure entre 3 et 4 heures (mise en place puis 1 heure par milieu).

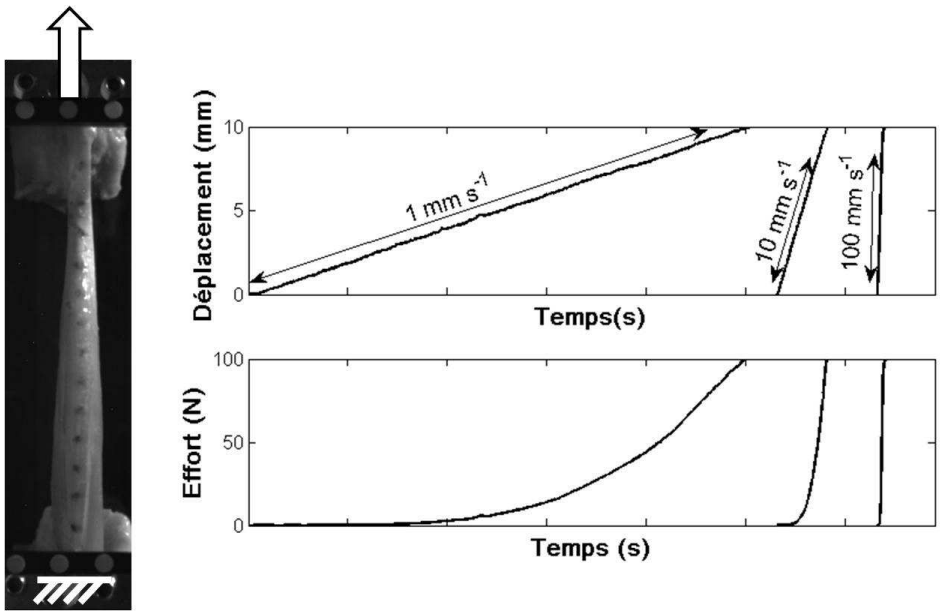


Figure 54 : Montage et protocole expérimentaux

2.4 Analyse des données

Les courbes effort-déplacement pour chaque muscle, pour chaque vitesse et pour chaque milieu sont tracées. Des paramètres mécaniques sont extraits : l'effort maximal en fin de chargement noté F_{max} et la raideur en fin de chargement. Cette raideur notée K_7 est calculée avec une régression linéaire sur la courbe expérimentale entre 7 et 8 mm de déplacement.

Un modèle exponentiel est proposé comme aux chapitres précédents (Chapitre I et Chapitre II). Il est basé sur le modèle de Sten-Knudsen (1953). L'effort expérimental et le déplacement sont liés par la relation suivante :

$$F = K_{exp}\alpha\left(e^{d/\alpha} - 1\right)$$

Équation 15

F : Effort expérimental (N)
d : Déplacement de la machine (mm)
K_{exp} : Raideur du modèle ($N.mm^{-1}$)
α : Paramètre du modèle analogue à une longueur (mm)

L'effort et le déplacement sont des données expérimentales, et les paramètres K_{exp} et α sont identifiés par une méthode des moindres carrés avec le logiciel Matlab® R2008b. Pour évaluer l'efficacité du modèle, le coefficient de détermination est calculé.

2.4 Etude statistique

Pour évaluer l'influence des conditions d'expérimentation et de la vitesse sur la réponse passive du muscle en traction, une étude statistique est réalisée sur les paramètres F_{max}, K_7, K_{exp} et α. Le test de Wilcoxon signé pour données appariées est utilisé. Le risque est fixé à 5%.

3. Résultats

Les muscles extensor carpi ulnaris testés ont tous la même forme. Ce sont des muscles fins avec une longue partie tendineuse. La longueur des muscles en position de traction et en considérant le corps charnu et les tendons, varie entre 160 et 290 mm avec une moyenne de 207 mm (écart type : 40 mm).

Les courbes expérimentales d'effort en fonction du déplacement ont toutes la même allure. La longueur des muscles étant variable, la déformation maximale est comprise entre 3% et 6% pour un allongement de 10 mm. Les courbes expérimentales pour chaque muscle, pour chaque vitesse et pour chaque milieu sont présentées Figure 55 et en Annexe C. Aucune rupture du muscle n'a été observée pendant les expérimentations.

Les valeurs moyennes et les écarts types obtenus pour chaque paramètre (K_7 et F_{max}), pour chaque vitesse et pour chaque milieu sont présentés en Annexe C. L'évolution des paramètres avec le milieu ou avec la vitesse est également présentée en Annexe C.

L'effort maximal atteint est plus faible quand le muscle est immergé dans une solution saline que quand il est testé à l'air libre. Les valeurs de F_{max} sont comprises globalement entre 39 N et 269 N. Quand le muscle est testé à l'air libre, l'effort maximal atteint est en moyenne de 145 N. Il

est de 123 N dans une solution saline froide, et de 106 N dans une solution saline chauffée. La variation de l'effort maximal avec la vitesse est faible. Par exemple, dans des conditions d'air libre, F_{max} vaut en moyenne 141 N à 1 mm.s^{-1}, 145 N à 10 mm.s^{-1} et 148 N à 100 mm.s^{-1} ; soit une augmentation de 5% entre la valeur la plus basse (à 1 mm.s-^{1}) et la plus élevée (à 100 mm.s^{-1}). La raideur du muscle mesurée entre 7 et 8 mm de déplacement présente la même tendance. La valeur moyenne dans des conditions d'air libre est de 25 N.mm^{-1}. Cette valeur passe à 21 N.mm^{-1} pour un muscle immergé dans une solution saline froide, et vaut 18 N.mm^{-1} quand le muscle est placé dans une solution saline chauffée. Elle est globalement comprise entre 7 N.mm^{-1} et 45 N.mm^{-1}. L'effet vitesse est peu marqué. Dans des conditions d'immersion dans une solution saline froide, K_7 est en moyenne de 20,2 N.mm^{-1} à 1 mm.s^{-1}, de 21,2 N.mm^{-1} à 10 mm.s^{-1} et de 21,1 N.mm^{-1} à 100 mm.s^{-1}, soit une augmentation de 5% entre la valeur la plus basse (à 1 mm.s^{-1}) et la plus élevée (à 10 mm.s^{-1}). Les raideurs sont calculées avec une régression linéaire dont le coefficient de détermination est compris entre 0,90 et 0,99.

Les paramètres moyens du modèle exponentiel et leur évolution avec la vitesse et le milieu sont présentés en Annexe C. La raideur K_{exp} est globalement comprise entre 0,06 N.mm^{-1} et 13,62 N.mm^{-1} avec une moyenne globale de 2,13 N.mm^{-1}. Dans des conditions expérimentales d'air libre, la valeur moyenne de K_{exp} est de 2,73 N.mm^{-1}. Quand le muscle est plongé dans une solution saline froide, K_{exp} vaut en moyenne 2,18 N.mm^{-1} et dans une solution saline chauffée, elle atteint 1,48 N.mm^{-1}. Le paramètre α est compris entre 1,58 mm et 9,07 mm avec une valeur moyenne globale de 2,93 mm. Quand les muscles sont testés à l'air libre, le paramètre α est en moyenne de 3,13 mm ; dans de la solution froide, il passe à 3,03 mm et est de 2,62 mm quand le muscle est dans une solution chauffée. La même tendance que pour les paramètres K_7 et F_{max} est observée aussi bien pour l'effet milieu que pour l'effet vitesse pour les deux paramètres du modèle exponentiel.

La modélisation de l'effort en fonction du déplacement avec un modèle exponentiel est efficace puisque les coefficients de détermination sont compris entre 0,98 et 0,99 (Figure 56). Nous noterons cependant que comme au Chapitre I, le pied de courbe est moins bien décrit que le reste de la courbe expérimentale.

L'analyse statistique montre que les paramètres F_{max} et K_7 sont sensibles aux conditions expérimentales, quel que soit le changement de milieu et pour chaque vitesse testée (Annexe C). En revanche, la raideur K_7 n'est pas sensible aux changements de vitesse. L'effort maximal est sensible aux changements de vitesse entre 1 mm.s^{-1} et 10 mm.s^{-1} et entre 1 mm.s^{-1} et 100 mm.s^{-1} mais seulement quand le muscle est immergé dans une solution saline chauffée.

Les paramètres du modèle exponentiel ne sont pas sensibles aux changements de vitesse quelles que soient les conditions expérimentales. K_{exp} et α sont globalement sensibles aux changements de milieu. Néanmoins, un effet non significatif est noté pour le passage de l'air libre à la solution saline froide pour K_{exp} quand la vitesse est de 1 mm.s^{-1}, et pour α quand la vitesse est de 1 mm.s^{-1} et 100 mm.s^{-1}.

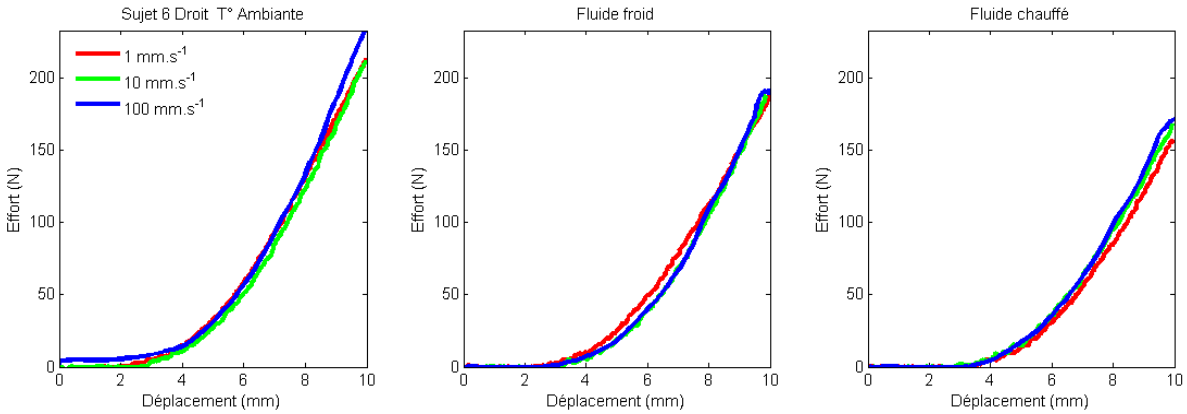


Figure 55 : Exemple de courbes expérimentales effort-déplacement pour chaque condition expérimentale Sujet 6 muscle droit – Les autres courbes sont en Annexe C

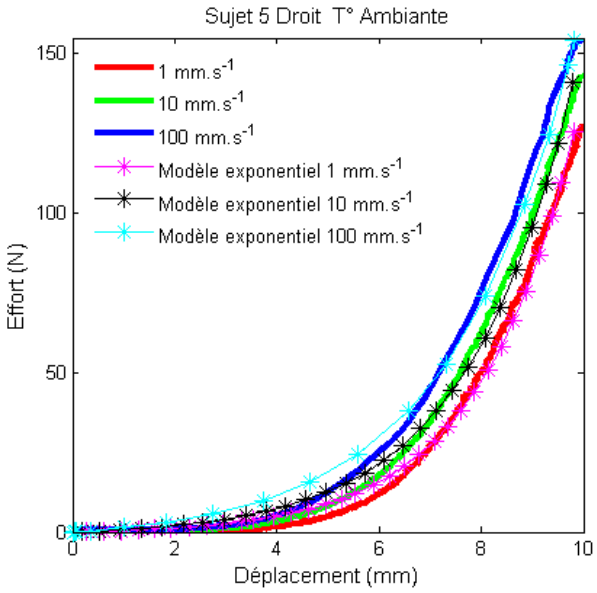


Figure 56 : Courbes effort déplacement pour le muscle droit du sujet 5, dans des conditions expérimentales ambiantes d'air et de température pour les trois vitesses testées. Modélisation de ces courbes avec un modèle exponentiel

4. Discussion

Des expérimentations de traction ont été réalisées *in vitro* sur des muscles de chien. Les conditions expérimentales et les vitesses imposées sur le muscle sont variables. L'objectif est d'évaluer leur influence sur la réponse passive du muscle. Pour atteindre cet objectif, une étude statistique est effectuée sur des paramètres biomécaniques obtenus à partir des courbes expérimentales, et sur les paramètres d'un modèle exponentiel caractérisant le comportement passif du muscle.

4.1 Expérimentations

Comme aux chapitres précédents, les muscles extensor carpi ulnaris de chien ont été congelés à -20°C avant essai. Cette méthode de conservation peut endommager les propriétés mécaniques du muscle (Van Ee et coll., 2000, Gottsauner-Wolf et coll., 1995, Ralis, 1989). Par conséquent les résultats expérimentaux doivent être interprétés avec précaution.

Le pré-cyclage est choisi identique à celui du Chapitre II, mais contrairement au protocole précédent, aucune pré-charge n'est appliquée sur le muscle avant expérimentation. Cette étape ne pouvait être réalisée puisque la mesure de l'effort au sein du muscle n'était pas une mesure exploitable instantanément. D'autre part, le capteur d'effort du vérin hydraulique n'était pas adapté pour imposer un effort de l'ordre du Newton. Néanmoins, le muscle était légèrement tendu avant chaque expérimentation, mais cet état n'a pu être contrôlé que visuellement.

Pendant les expérimentations, un déplacement de 10 mm est imposé. Ceci représente une déformation du muscle comprise entre 3% et 6%, et une déformation moyenne de 5% (écart type : 1%). Comme au chapitre précédent, cette valeur est faible par rapport aux expérimentations recensées dans la littérature. Best et coll. (1994) appliquent une déformation de 12% à des muscles de lapin. Morrow et coll. (2010) vont jusqu'à 40% d'allongement en extension longitudinale pour un muscle de lapin. Sun et coll. (1995) atteignent 20% de déformation toujours pour un muscle de lapin. Cependant, étant donné le nombre important d'essais de traction imposés au même muscle (9 au total), une déformation faible est privilégiée pour ne pas l'endommager au cours de l'expérimentation.

Les vitesses appliquées au muscle (1, 10 et 100 $mm.s^{-1}$) correspondent respectivement aux taux de déformation moyens suivants : 0,005 s^{-1}, 0,05 s^{-1} et 0,5 s^{-1}. Ils sont choisis identiques à ceux du Chapitre II, et sont de l'ordre de grandeur des taux de déformation répertoriés dans la littérature. Best et coll. (1994) imposent des taux de déformation compris entre 0,01 s^{-1} et 2 s^{-1}. Morrow et coll. (2010) appliquent un taux de déformation de 5.10^{-4} s^{-1}. Ceux imposés par Noonan et coll. (1993) sont égaux à 0,1 s^{-1} et 1 s^{-1} et correspondent aux vitesses de 10 $mm.s^{-1}$ et 100 $mm.s^{-1}$. Hawkins et Bey (1997) réalisent des expérimentations de traction aux mêmes vitesses que dans notre étude : 1, 10 et 100 $mm.s^{-1}$, mais les taux de déformation ne sont pas mentionnés. Bien que les taux de déformation appliqués dans notre étude soient plus faibles que dans la littérature, ils permettent de mettre en évidence leur effet sur la réponse passive du muscle. Une gamme plus importante de vitesses comme utilisée par Myers et coll. (1998) (1 s^{-1}, 10 s^{-1} et 25 s^{-1}) pourra être étudiée pour réévaluer et compléter les résultats de cette étude sur l'effet de la vitesse.

Les expérimentations de traction sont effectuées dans un ordre aléatoire en ce qui concerne les vitesses. Grâce à cette condition expérimentale, une augmentation régulière de la vitesse qui peut avoir un effet sur les propriétés mécaniques du muscle est évitée. Cependant, cette condition n'a pu être appliquée pour les trois configurations d'expérimentation. Chaque muscle a d'abord été testé à l'air libre, puis testé immergé dans une solution saline froide et enfin dans une solution saline chauffée. Un ordre aléatoire aurait été préférable, mais il était difficile à mettre en œuvre. En effet, pour pouvoir changer aléatoirement les conditions environnementales, entre chaque étape, le montage aurait du être totalement démonté et nettoyé. Cette étape de nettoyage et la réinstallation du montage sur le vérin peut prendre

jusqu'à une heure supplémentaire, et pendant cette durée, le muscle est à l'air libre et peut se dégrader. Pour éviter une durée d'expérimentation trop longue (durée actuelle : 3 heures à 4 heures), et une éventuelle dégradation du muscle, un ordre constant des conditions expérimentales a été choisi.

Pendant l'expérimentation, le muscle est immergé dans une grande quantité de liquide. Le muscle étant long et fin, et positionné verticalement, un phénomène de pression hydrostatique sur sa surface est à noter ; il peut jouer sur la réponse en effort du muscle. Cet effet a été supposé négligeable dans un premier temps.

4.2 Paramètres et étude statistique

Les courbes expérimentales obtenues quelle que soit la vitesse et quelles que soient les conditions expérimentales, ont toutes la même allure. Il y a d'abord le pied de courbe où l'effort est quasiment nul, puis une augmentation plus rapide de la raideur avec le déplacement. La courbe expérimentale caractéristique du comportement passif du muscle est retrouvée (Best et coll., 1994, Goubel et Lensel-Corbeil, 1998, Myers et coll., 1995 - 1998, Sun et coll., 1995, etc). Au regard de ces courbes, deux tendances émergent : la vitesse appliquée au muscle a un effet moindre sur la réponse passive du muscle, et les conditions d'expérimentation ont une influence plus importante sur cette même réponse.

L'étude de paramètres biomécaniques met en relief ces tendances. L'effort maximal mesuré pour 5% de déformation est de l'ordre de 124 N toutes vitesses et conditions expérimentales confondues (écart type : 66 N). La plus petite valeur est de 39 N pour la plus petite vitesse et pour un muscle immergé en solution saline chauffée, et la plus grande valeur est de 269 N pour un muscle testé à air ambiant à la vitesse de 100 $mm.s^{-1}$. D'un sujet à l'autre pour les mêmes conditions de vitesse et d'environnement, la variabilité peut s'expliquer par les caractéristiques de chaque chien : âge, conditions physiques, longueur du muscle etc. Pour un même sujet, les différences s'expliquent par le protocole expérimental et par une dissymétrie anatomique ; Bosboom et coll. (2001) ont obtenu une réponse différente pour le muscle droit et le muscle gauche d'un même rat.

La comparaison avec la littérature du paramètre d'effort est difficile, puisque des muscles d'espèces différentes sont testés et que ce paramètre implique des caractéristiques géométriques propres au muscle. Par exemple, pour le muscle soleus de rat, Anderson et coll. (2001) obtiennent un effort de 301 mN pour 25% de déformation. Myers et coll. (1995 – 1998) atteignent 71,5 N pour la rupture à 25 s^{-1} d'un muscle tibialis anterior de lapin à environ 45% de déformation. Les efforts maximums obtenus par Lin et coll. (1999) pour des expérimentations de traction sur des muscles de lapin à grande vitesse (310 $cm.s^{-1}$) sont de l'ordre de 150 – 200 N. Enfin, seul Gottsauner-Wolf et coll. (1995) présentent des expérimentations de traction sur des muscles de chien. Le muscle supraspinatus est testé jusqu'à rupture. Au taux de déformation de 1 s^{-1}, l'effort à rupture est de l'ordre de 616 N pour les muscles ayant été congelés. Le déplacement atteint est de l'ordre de 50 mm. Pour l'étude sur le muscle extensor carpi ulnaris humain, l'effort maximal pour 4% de déformation était compris entre 46 N et 269 N. Ces valeurs sont du même ordre de grandeur que pour le muscle animal (F_{max} compris entre 39 N et 269 N). Cependant, les efforts les plus grands pour le muscle humain sont obtenus à 1000 $mm.s^{-1}$, alors

que les plus importants pour le muscle animal sont obtenus à 100 $mm.s^{-1}$. Globalement, les muscles de chien sont plus raides que les muscles humains. Cette différence peut être liée à la bipédie ou la quadrupédie. Les muscles extensor carpi ulnaris du chien sont plus souvent sollicités que chez l'homme. Par ailleurs, n'ayant pas la section du muscle, ou sa géométrie externe, les contraintes n'ont pu être calculées ni comparées aux résultats précédents.

Le paramètre F_{max} est peu sensible aux changements de vitesse. Contrairement à l'étude du chapitre précédent, seuls des changements de vitesse de 1 à 10 $mm.s^{-1}$ et de 1 à 100 $mm.s^{-1}$ ont un effet sur l'effort maximal atteint et seulement quand le muscle est immergé dans une solution saline chauffée. Cependant, l'effet reste mitigé puisqu'une augmentation de l'effort maximal de 4% ou 5% seulement est notée. La différence avec l'étude précédente peut provenir des différences de protocole expérimental. En effet, pour le muscle humain, la condition initiale avant essai concerne la charge appliquée au muscle. Ceci implique une légère variation de longueur initiale entre chaque essai, qui peut avoir un impact sur l'effort en fin de chargement. En revanche, pour le muscle de chien, la condition initiale est basée sur la longueur du muscle. Avant chaque traction, la position initiale est conservée. Néanmoins, dans cette configuration, nous avons parfois observé un affaissement du muscle, dû peut être à l'apparition de déformations plastiques dans le tissu musculaire, ou dans le tendon. Pour essayer d'identifier la part des conditions initiales sur la réponse en effort du muscle, des essais complémentaires sur un muscle d'une même espèce dans les deux configurations pourraient être réalisés.

La faible influence de la vitesse de sollicitation est aussi en désaccord avec la littérature. Noonan et coll. (1993) ou encore Myers et coll. (1995) ont observé un effet non négligeable de la vitesse sur l'effort à rupture du muscle, mais pour des déformations plus importantes que celle étudiée ici. Néanmoins, Sun et coll. (1995) ne notent pas d'effet vitesse sur l'effort mesuré à 12% ou 20% de déformation pour des changements de vitesse entre 0,08 $mm.s^{-1}$ et 16,6 $mm.s^{-1}$. Ils expliquent que pour une déformation inférieure à 12%, le muscle a un comportement élastique, d'où l'absence d'effet vitesse sur la réponse en effort du muscle. Nos résultats concernant le paramètre F_{max} sont donc en accord avec cette dernière étude. Les différences avec l'étude du Chapitre II peuvent s'expliquer par la configuration d'expérimentation : dans un premier cas, la partie tendineuse n'est pas testée alors que dans l'autre toute la structure musculaire est soumise à la traction ; et aussi par les conditions expérimentales du début d'expérimentation : dans la première configuration, celles-ci sont maîtrisées avec une pré-charge de 5 N, alors qu'ici elles sont moins précises et moins répétables ayant un effet plus aléatoire sur la réponse du muscle.

En revanche, le paramètre F_{max} est sensible aux changements de milieu expérimental. F_{max} diminue d'en moyenne 15% pour un passage des conditions ambiantes à une immersion dans une solution saline froide, de 8% quand la solution saline est froide puis ensuite chauffée et enfin de 27% lorsque le muscle passe des conditions ambiantes à une immersion dans une solution saline chauffée. A notre connaissance, aucune étude n'a évalué l'influence des conditions d'expérimentation entre air libre et immersion sur les propriétés mécaniques des muscles. Cependant, l'effet de la température a été étudié notamment par Noonan et coll. (1993). Des muscles de lapins sont testés en traction à 10 $mm.s^{-1}$ et 100 $mm.s^{-1}$. La température des muscles de la patte droite est de 40°C avant expérimentation, alors que ceux de la patte gauche ont une température de 25°C. L'effort à rupture et la raideur sur la partie linéaire de la courbe effort-déplacement sont mesurés. L'effort à rupture pour les muscles testés à 25°C est supérieur à celui mesuré pour les muscles testés à 40°C quelle que soit la vitesse appliquée. Ce résultat est

retrouvé dans notre étude avec la différence d'effort entre un muscle immergé dans une solution saline froide et une solution saline chauffée.

Cet effet des conditions d'expérimentation sur la réponse passive du muscle se retrouve également pour la raideur mesurée entre 7 et 8 mm de déplacement. K_7 diminue de 15% entre air libre et solution froide, de 6% entre solution froide et solution chauffée et de 27% entre air ambiant et solution chauffée. Les pourcentages de diminution sont analogues à ceux mesurés pour F_{max}, et les résultats de l'effet de la température sont en accord avec Noonan et coll. (1993) qui trouvent que les muscles à 25°C sont plus raides que les muscles à 40°C.

La raideur K_7 est du même ordre de grandeur que la raideur K_6 déterminée au chapitre précédent pour le muscle extensor carpi ulnaris humain. La valeur moyenne de K_7 est de 21 $N.mm^{-1}$ et celle de K_6 est de 17 $N.mm^{-1}$. Ce résultat est lié aux résultats trouvés pour le paramètre F_{max}.

Le modèle exponentiel est encore une fois approprié pour représenter le comportement passif du muscle en traction. Le paramètre de raideur, K_{exp} est globalement sensible aux changements de milieu et peu sensible aux changements de vitesse. Ce résultat n'est pas surprenant puisque le modèle exponentiel approche correctement la courbe expérimentale (coefficient de détermination proche de 1). Nous pouvons noter que l'influence sur la valeur moyenne de ce paramètre est plus importante que pour les paramètres précédents. Une diminution moyenne de 19% est calculée entre la valeur moyenne de K_{exp} dans des conditions d'air ambiant et celle quand il y a immersion dans une solution saline froide. Cette diminution est de 26% quand on passe d'une solution froide à une solution chauffée, et de 46% quand on passe de l'air libre à une solution saline chauffée. Par conséquent, les conditions d'expérimentation ont un effet non seulement sur les paramètres caractérisant la fin de la courbe expérimentale (F_{max}, K_7) mais aussi sur celui qui caractérise le début de la courbe (K_{exp}). Cependant, une forte variabilité est observée pour ce dernier paramètre ; les résultats doivent donc être interprétés avec précaution.

Le paramètre α du modèle exponentiel est également sensible aux conditions expérimentales. Cependant, les variations sont différentes : la différence de température entre les deux solutions testées a plus d'effet sur le paramètre α (-24%) que la différence entre des conditions ambiantes d'air et de température et des conditions d'immersion (-8% pour la solution froide ou pas d'effet significatif et -16% pour la solution chauffée). Noonan et coll. (1993) ont mesuré une déformation à rupture plus importante pour les muscles à 40°C que pour les muscles à 25°C. Or, ici le rapport du déplacement machine avec le paramètre α du modèle exponentiel se rapporte à une déformation. Lorsque la température de la solution est froide, α est plus grand que lorsque la solution est chauffée ; ainsi le rapport du déplacement machine avec α est plus important quand le muscle est chauffé que quand il est froid, comme démontré par Noonan et coll. (1993). La température serait donc le facteur le plus influent sur α en comparaison à l'hydratation ; mais comme pour le paramètre K_{exp}, α présente une grande variabilité.

Les paramètres du modèle exponentiel identifiés pour le muscle de chien sont très différents de ceux identifiés pour le muscle animal (Chapitre II). Le paramètre K_{exp} pour le muscle animal est en moyenne 2,5 fois plus petit que celui pour le muscle humain. La valeur de α pour le modèle animal est 5 fois plus petite que celle du muscle humain. La différence peut s'expliquer par la

forme de la courbe expérimentale avec le pied de courbe et aussi par le protocole expérimental, comme évoqué précédemment.

5. Conclusion

Des expérimentations de traction ont été effectuées *in vitro* sur des muscles extensor carpi ulnaris de chien. L'objectif de ces expérimentations était double : étude de l'influence de la vitesse et étude de l'influence des conditions expérimentales sur la réponse passive du muscle. Le muscle est testé dans des conditions ambiantes d'air et de température, dans une solution saline à température ambiante (22°C) et dans une solution saline chauffée (35°C) et aux vitesses de 1, 10 et 100 $mm.s^{-1}$.

Des paramètres mécaniques comme l'effort maximal atteint et la raideur du muscle ont été calculés. Un modèle exponentiel à deux paramètres a été utilisé pour représenter le comportement mécanique passif du muscle en traction. Grâce à une analyse statistique sur les paramètres, deux résultats ont été mis en évidence.

La vitesse n'a pas d'effet significatif sur les paramètres mécaniques et sur les paramètres du modèle exponentiel, mais les vitesses choisies et les conditions d'expérimentations notamment en début d'essai peuvent influencer ce résultat. Une campagne d'essais sur une population plus grande, avec une gamme de vitesse plus étendue et des conditions initiales maîtrisées pourrait montrer une autre sensibilité à la vitesse.

Les conditions environnementales ont un effet significatif sur les paramètres. Les paramètres d'effort maximal (F_{max}) et de raideur (K_7 et K_{exp}) sont particulièrement sensibles au changement entre air ambiant et immersion. Lorsque le muscle est immergé, et donc parfaitement hydraté quelle que soit la température du fluide, ses propriétés mécaniques sont diminuées. L'hydratation est un paramètre important, mais la température a aussi un effet, notamment sur le paramètre α du modèle exponentiel. Lorsque le muscle est chauffé et hydraté, tous les paramètres étudiés sont diminués.

En conclusion, les conditions expérimentales ont un effet non négligeable sur la réponse passive du muscle (Diminution de 15% à 27% sur l'effort maximal pour un passage de l'air libre à des conditions d'immersion ; Diminution de 15% à 45% sur les paramètres de raideur pour un passage de l'air libre à des conditions d'immersion ; Diminution de 24% sur le paramètre de courbure avec l'augmentation de la température du fluide). Elles doivent être prises en compte dans la définition des propriétés mécaniques utilisées dans les modélisations. Cette étude donne un pourcentage moyen de l'impact des conditions d'expérimentation sur certains paramètres mécaniques du muscle. Une étude sur plusieurs muscles, de différentes espèces et pour d'autres conditions d'expérimentation pourrait aider à la quantification de ces écarts. Cela permettrait d'avoir dans les modélisations des paramètres mécaniques plus proches de la réalité et de réduire les variabilités observées dans la littérature.

Dans un contexte plus restreint, ces effets des conditions d'expérimentation peuvent être utilisés et appliqués aux propriétés mécaniques du sternocleidomastoideus identifiées sur la base

d'expérimentations réalisées dans des conditions ambiantes d'air et de température (Chapitre I). Ces propriétés pourront ensuite être intégrées à la modélisation d'un segment corporel en tenant compte de l'effet vitesse mis en évidence au Chapitre II, selon la simulation effectuée. Cette étape constitue l'une des perspectives ouvertes par cette thèse (Partie III).

PARTIE III

Perspectives :

Macro vers une modélisation complexe Modèle tête cou en éléments finis Micro vers Macro - Modélisation en éléments discrets du muscle

Sommaire

1. Introduction 117
2. Du muscle isolé vers le segment corporel : Modèle tête-cou 118
   2.1 Modélisation 118
   2.2 Simulations 120
   2.3 Discussion 121
3. Vers une approche micro : les éléments discrets 122
   3.1 La méthode des éléments discrets – GranOO 123
   3.2 Modélisation du muscle 124
      3.2.1 Les éléments 124
      3.2.2 Les liens 127
      3.2.3 Suppression d'éléments et groupes d'éléments additionnels 128
      3.2.4 Le modèle en images 129
      3.2.5 Les propriétés mécaniques et pas de temps 130
      3.2.6 Une première simulation de traction 131
   3.3. Discussion sur les résultats préliminaires 132
4. Conclusion 133

1. Introduction

Dans le premier chapitre, une modélisation en éléments finis du muscle sternocleidomastoideus est proposée et des paramètres matériau ont été identifiés. Les expérimentations menées dans la Partie II de cette thèse ont eu pour objectif d'évaluer le comportement mécanique du muscle pour différentes vitesses de sollicitation. L'intérêt de ces données est leur utilisation dans des modélisations en éléments finis complexes destinées à représenter le comportement de segments corporels.

Un modèle en éléments finis de la tête et du cou a été développé au Laboratoire de Biomécanique (Bertholon, 1999, Bertholon et coll., 2000, Frechede et coll., 2005 - 2006), puis a été personnalisé récemment en termes de géométrie (Laville, 2010). Ce modèle décrit les muscles, les vertèbres, ligaments et disques intervertébraux du rachis cervical. Le comportement mécanique des différents tissus est basé sur la littérature, cependant, la loi de comportement des muscles est choisie élastique linéaire. Pour améliorer la réponse de ce modèle, nous proposons, dans un premier temps, d'introduire les propriétés d'hyper-élasticité déterminées au Chapitre I dans les muscles du rachis cervical. Il s'agit d'une étude de faisabilité.

La modélisation en éléments finis du muscle est un outil intéressant pour pouvoir simuler la réponse de structures complexes faisant intervenir tissus mous et structures osseuses. Néanmoins, avec cette approche, le matériau est considéré comme homogène. La distinction entre les différents constituants comme les fibres musculaires, le tissu conjonctif, les tendons, n'est pas faite. Pour prendre en compte la part de chaque matériau sur la réponse globale du muscle, une modélisation en éléments discrets est proposée. Cette approche permettrait à partir d'une description géométrique et d'une description du comportement mécanique des composants du muscle, de retrouver le comportement macroscopique comme étudié dans la Partie II. En se basant sur la revue de littérature présentée dans la première partie de cette thèse, le comportement des fibres, des tendons ou du tissu conjonctif peut être approximé. Leur organisation au sein du muscle est également décrite dans la littérature. Ces données pourraient ensuite être intégrées dans une modélisation de muscle en éléments discrets, pour remonter au comportement global du muscle, moyennant les hypothèses adéquates. La première étape de ce travail qui consiste en la description géométrique du modèle de muscle, est présentée dans cette partie.

L'objectif de cette dernière partie est donc de mettre en perspective l'utilisation des résultats obtenus grâce au travail expérimental et à la synthèse bibliographique. Une première approche utilise le comportement du muscle isolé pour aller vers la réponse d'un ensemble de structures plus complet. La deuxième approche permet d'aller dans l'autre sens, c'est-à-dire de proposer une modélisation qui permettrait d'expliquer le comportement du muscle isolé à partir de données microscopiques.

2. Du muscle isolé vers le segment corporel : Modèle tête-cou

2.1 Modélisation

Le modèle en éléments finis du rachis cervical et de la tête développé au LBM par Laville (2010), est un modèle géométrique paramétré et personnalisé. Un maillage est généré à partir d'imagerie médicale. Des radiographies permettent d'identifier les structures osseuses et leurs caractéristiques géométriques, et une IRM permet de faire le même travail pour les muscles.

La description approfondie des méthodes utilisées pour générer le maillage fait l'objet du mémoire de thèse de Laville (2010). Etant donné le nombre important de muscles au niveau du rachis cervical, des groupes musculaires sont représentés. Ils sont au nombre de onze (Figure 57) :

- les muscles sternocleidomastoideus
- les muscles trapezius
- les muscles splenius capitis
- les muscles semi-spinalis capitis
- les muscles longissimus capitis
- les muscles pré-vertébraux
- les muscles scalenus
- les muscles élévateurs de la scapula
- les muscles rhomboideus
- les muscles transverso-spinalis
- les muscles hyoideus (les muscles hyoideus ne sont pas représentés sur la Figure 57 : ils sont localisés entre les sternocleidomastoideus au niveau de leur extrémité inférieure).

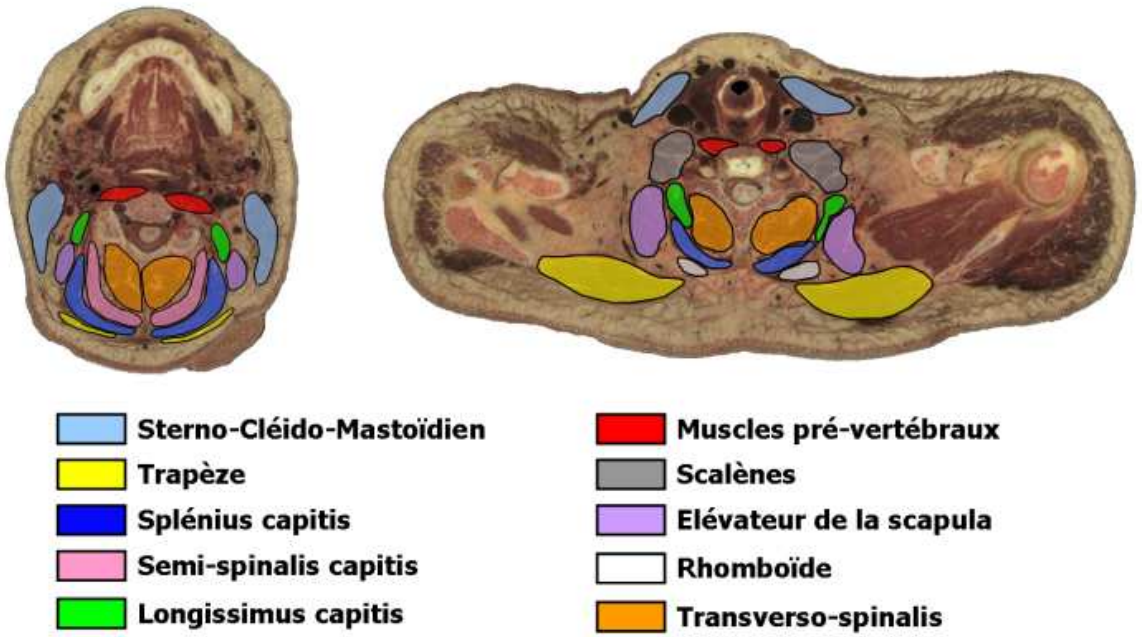


Figure 57 : Regroupements musculaires D'après Laville, 2010

Le modèle finalisé et personnalisé est présenté Figure 58.

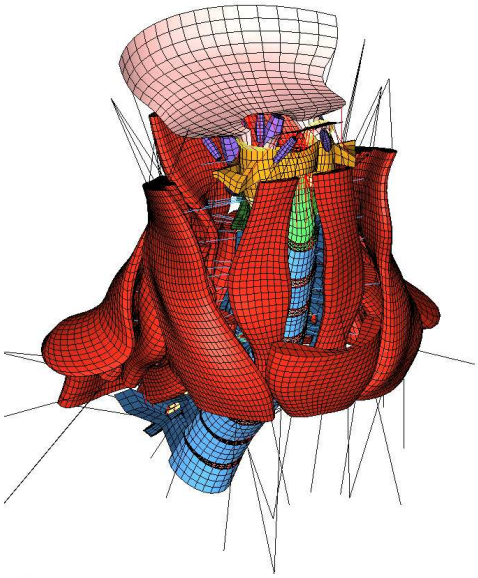


Figure 58 : Modélisation du rachis cervical avec les muscles D'après Laville, 2010

Le comportement mécanique des muscles est actuellement élastique linéaire. Le module d'élasticité est fixé à 2 MPa (pas de référence associée), et le matériau est considéré comme quasi-incompressible en choisissant un coefficient de Poisson fixé à 0,495.

Pour pouvoir intégrer le comportement hyper-élastique du muscle, une étude préliminaire sur le comportement mécanique d'un muscle isolé en traction et en compression dynamiques est réalisée (nous rappelons que les expérimentations sur le sternocleidomastoideus étaient réalisées à une vitesse de traction quasi-statique).

Le comportement du muscle hyper-élastique en traction dynamique est stable. Pour une compression selon l'axe principal du muscle (sollicitation choisie pour faire apparaître du flambement dans le muscle), le comportement observé n'est pas cohérent, et des erreurs de calcul apparaissent, avec notamment des volumes d'éléments négatifs. Ce résultat est lié à la définition même de la loi hyper-élastique. En effet, dans le cas d'une compression, l'élongation est inférieure à 1 et élevée à la puissance α (Chapitre I, Equation 2) ; l'effort généré est alors faible et l'élément se comprime sans offrir une résistance importante, d'où des volumes négatifs. Pour résoudre ce problème, des câbles sont placés sur les arrêtes des éléments, le long de l'axe longitudinal du muscle. Leur comportement est défini comme linéaire élastique en cas de compression (module d'élasticité : 100 kPa, valeur approchant le module d'élasticité en traction avec la loi hyper-élastique). Ils ne travaillent pas en traction. Ce comportement en compression devra être ajusté par rapport à des données de la littérature.

Les paramètres de la loi hyper-élastique utilisée pour les muscles sont les valeurs obtenues avec la méthode inverse pour le muscle sternocleidomastoideus du Sujet 2 muscle gauche en traction (choix arbitraire) :

- μ, module de cisaillement : 55 kPa
- α, paramètre de courbure : 27,5

2.2 Simulations

Deux simulations de Whiplash sont réalisées. La première considère des muscles élastiques (SIMU_ELAS), et la seconde des muscles hyper-élastiques (SIMU_HYPER). Les conditions aux limites appliquées au modèle sont en accord avec les données présentées dans l'article de Bertholon et coll. (2000). Les vitesses sont imposées à la première vertèbre thoracique selon les schémas suivants (Figure 59) :

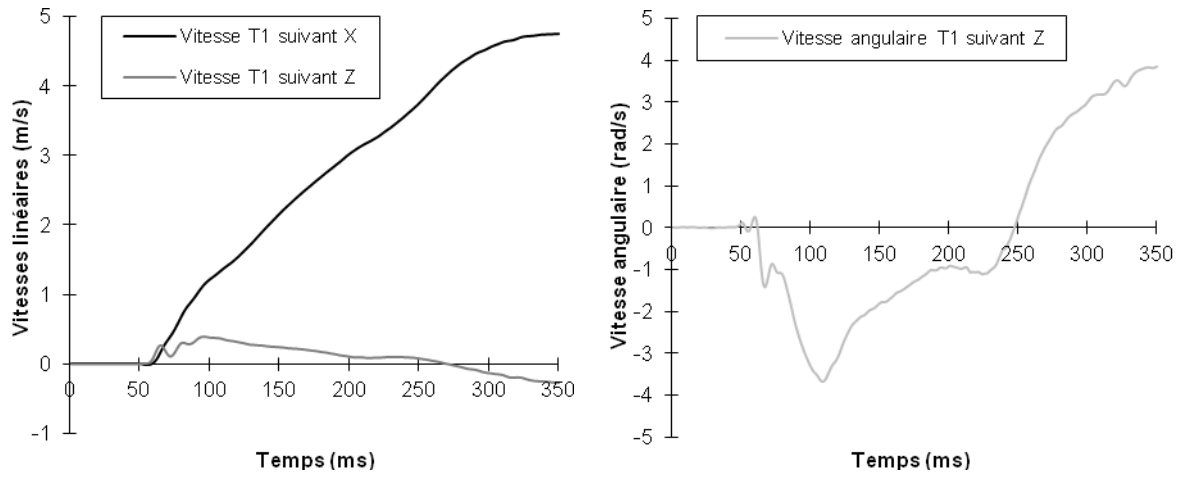


Figure 59 : Vitesses linéaires et vitesse angulaire appliquées à la vertèbre T1, D'après Bertholon et coll., 2000

Les simulations sont comparées qualitativement. La Figure 60 donne pour cinq instants la position du rachis cervical pour chacune des simulations.

Les muscles hyper-élastiques sont plus mous et leur mouvement se déclenche plus tôt que pour les muscles élastiques, plus rigides.

Des phénomènes de vibration des muscles sont présents lorsque les muscles sont élastiques, alors qu'il n'y en a pas pour les muscles hyper-élastiques.

Les éléments des muscles hyper-élastiques subissent des déformations importantes. Pour en améliorer la réponse et la stabilité, des câbles sur les arêtes des éléments dans le sens transverse à l'axe du muscle pourraient être ajoutés.

La gestion des contacts entre les muscles n'est pas optimale, et de nombreuses interpénétrations sont constatées lors des simulations. Elles sont plus nombreuses lorsque les muscles sont hyper-élastiques (déformation des muscles sternocleidomastoideus, interpénétration des muscles trapezius, etc.).

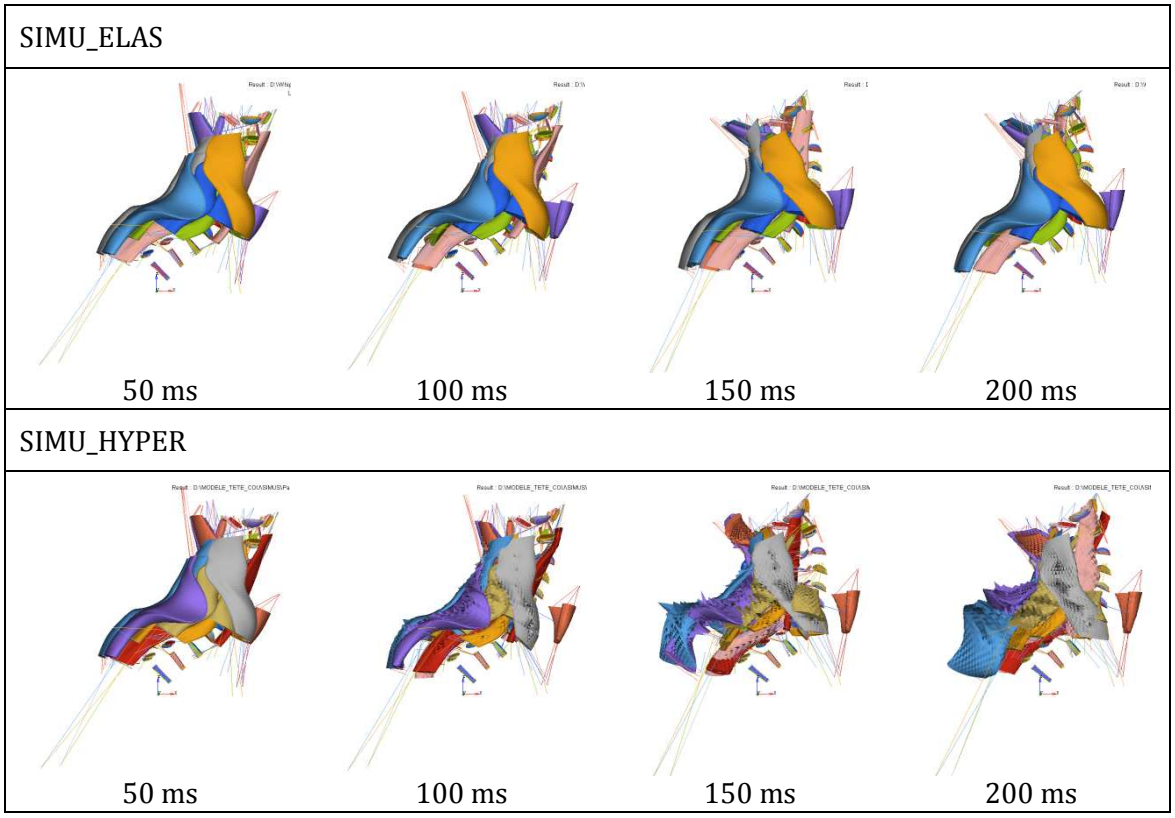


Figure 60 : Simulations de Whiplash avec dans un cas des muscles élastiques, et dans l'autre, des muscles hyper-élastiques

2.3 Discussion

Des simulations de Whiplash ont été réalisées en utilisant un modèle en éléments finis du rachis cervical. Pour une première simulation, les muscles sont choisis élastiques, et pour la seconde, ils sont hyper-élastiques. Les simulations sont comparées qualitativement.

Il s'agit d'une étude de faisabilité. Les conditions aux limites, les contacts entre les muscles et les autres structures du modèle doivent être travaillées pour être réalistes. Néanmoins, même si le modèle n'offre pas une réponse exploitable dans l'immédiat, l'apport de propriétés mécaniques hyper-élastiques, et par la suite hyper-viscoélastiques contribuera à son amélioration.

Dans cette première approche, les mêmes propriétés mécaniques sont appliquées à tous les muscles du cou. Or la variabilité notée dans la littérature sur les propriétés mécaniques des muscles, et la variabilité interindividuelle remarquée pour les expérimentations de la Partie II laissent penser que d'autres expérimentations, sur d'autres muscles seraient utiles pour l'amélioration des modélisations en éléments finis.

D'ailleurs, pour identifier et représenter au mieux le comportement du muscle, il est nécessaire de savoir quels paramètres matériau ont la plus grande influence sur sa réponse globale. En considérant la variabilité observée pour les paramètres de la loi hyper-élastique, et hyper-viscoélastique identifiés au Chapitre I, une étude de sensibilité avec un modèle en éléments finis de muscle isolé peut être envisagée pour vérifier l'importance de ces paramètres sur la réponse

globale. Les caractéristiques géométriques des muscles peuvent également faire l'objet d'une étude de sensibilité.

Pendant le Whiplash, les muscles sont étirés, comprimés, cisaillés, soumis au flambement ou encore à de la torsion. Les paramètres de la loi de comportement n'ont été évalués qu'en traction. Des travaux complémentaires sont nécessaires afin de connaître le comportement du muscle pour d'autres sollicitations, et envisager une réponse omnidirectionnelle du modèle.

Bien que la modélisation en éléments finis actuelle du rachis cervical ne soit pas optimale, les expérimentations menées dans le cadre de cette thèse contribuent à son amélioration. Des expérimentations complémentaires pour d'autres sollicitations et pour d'autres muscles, ainsi que des expérimentations numériques apporteront encore de nouvelles données. Enfin, étant donné que la modélisation géométrique du rachis cervical est ici paramétrée et personnalisée, nous pouvons envisager l'obtention de propriétés mécaniques personnalisées grâce au développement, notamment de techniques ultrasonores utilisées *in vivo* (Deffieux et coll., 2009, Gennisson et coll., 2003, Gennisson et coll., 2005, Nordez et coll., 2008).

3. Vers une approche micro : les éléments discrets

Le muscle est un matériau composite avec plusieurs constituants et une architecture précise. Les fibres musculaires sont orientées par rapport à l'axe longitudinal du muscle, elles sont enveloppées de tissu conjonctif, et l'ensemble des fibres est entouré par l'aponévrose. Cette enveloppe externe se termine aux extrémités par un tissu conjonctif plus dense, le tendon (Partie I).

Dans la modélisation en éléments finis proposée au Chapitre I, tous les composants du muscle ne sont pas représentés. Le muscle est considéré comme un matériau homogène pour lequel il n'y a pas de distinction entre tissu conjonctif et fibre musculaire. L'architecture et l'orientation des fibres n'est pas prise en compte. La description reste globale.

Pour comprendre les phénomènes apparaissant au sein du muscle : le glissement des fibres les unes par rapport aux autres, l'influence de l'orientation des fibres sur la réponse passive du muscle, le rôle de la matrice, etc. ; et pour comprendre comment à partir des propriétés mécaniques des composants du muscle, le comportement global de la structure peut être retrouvé, une description plus précise des constituants du muscle et de leurs propriétés mécaniques est nécessaire.

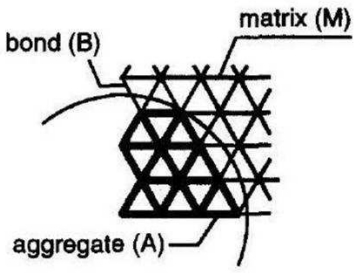
La méthode des éléments discrets utilisée pour les matériaux granulaires peut être adaptée aux matériaux fibreux comme le muscle. L'objectif de ce chapitre est de proposer une nouvelle approche de la modélisation du muscle avec un modèle en éléments discrets et de présenter les capacités d'un tel modèle pour retrouver le comportement macroscopique du muscle à partir des propriétés mécaniques de chacun de ses composants.

3.1 La méthode des éléments discrets – GranOO

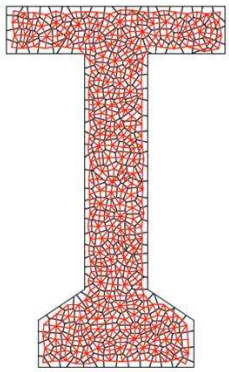
En mécanique, un matériau peut être modélisé de deux manières : en utilisant la mécanique des milieux continus ou en utilisant la mécanique des milieux discrets.

La mécanique des milieux continus considère un volume élémentaire du matériau qui a un comportement homogène. Son comportement est étudié avec des lois rhéologiques dont la solution est approchée par des méthodes numériques. Cette méthode est adaptée pour des matériaux homogènes, mais dans le cas d'un matériau hétérogène ou présentant des anisotropies, elle est moins performante. Une alternative est la méthode des éléments discrets. Avec cette méthode, le matériau est considéré comme un assemblage d'un grand nombre d'éléments en interaction les uns avec les autres. Pour chaque élément, son état physique est décrit par sa position, sa vitesse, les efforts qui lui sont soumis, etc. Chaque élément est suivi au cours du mouvement.

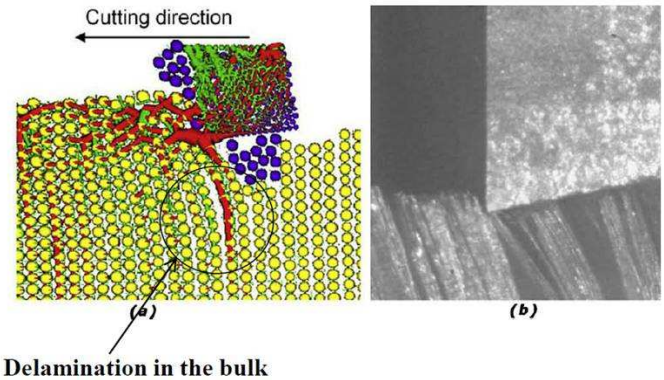
Différents types de modélisation discrète existent (Figure 61). Le 'lattice model' est un réseau de ressorts liant des nœuds, chaque lien ayant un comportement mécanique connu. Une autre méthode permet de décrire la matière comme un ensemble de particules sphériques ou polygonales ayant une masse définie. Les liaisons entre ces particules sont des contacts ou des joints cohésifs (liaison mécanique). Une formulation explicite est utilisée pour résoudre les problèmes.



Lattice model (Vervuurt et coll. 1995)



Modèle Polygonal (Delaplace et Desmorat 2007)



Modèle Sphérique (Iliescu et coll. 2010)

Figure 61 : Les différents types de modèles en éléments discrets
D'après Delaplace et Desmorat, 2007, Iliescu et coll., 2010, Vervuurt et coll., 1995

En choisissant la taille des particules et le nombre de particules étudiées, l'échelle d'étude est adaptée au phénomène que l'on veut observer. Par exemple pour le muscle, la structure complète peut être modélisée, ou bien seulement une éprouvette. Chacun des constituants peut être étudié indépendamment avec une échelle adaptée.

Pour faciliter l'accès à la méthode des éléments discrets, la plateforme GranOO a été mise en place par Ivan Iordanoff, Jean-Luc Charles et Damien André. C'est une plateforme de développement dédiée au calcul en éléments discrets. Elle permet de créer des modélisations en éléments discrets et d'effectuer les simulations en dynamique explicite.

La conception est une conception orientée objet (C++) permettant de faire évoluer la plateforme. Des bibliothèques sont à disposition pour décrire les concepts fondamentaux nécessaires à la modélisation. La libGeometrical donne les concepts de géométrie 3D, la libDEM regroupe les concepts de la méthode des éléments discrets (élément discret, joint cohésif, etc.) et la libUtil apporte les outils d'architecture informatique (PlugIn). Ces trois bibliothèques permettent de créer un domaine d'éléments discrets sur lequel une sollicitation pourra être imposée.

3.2 Modélisation du muscle

3.2.1 Les éléments

Pour la modélisation en éléments discrets du muscle, un modèle de type 'lattice model' est choisi. Un réseau de liens entre des nœuds est défini géométriquement. Le domaine discret du muscle est paramétré.

Les paramètres définis sont la longueur du muscle et sa largeur, l'angle d'inclinaison des fibres par rapport à l'axe longitudinal du muscle, le rapport entre l'épaisseur maximale du muscle et l'épaisseur du muscle au niveau de la jonction muscle tendon et le nombre de paquets de fibres parallèles dans un plan du muscle incliné selon l'angle d'inclinaison des fibres (Figure 62).

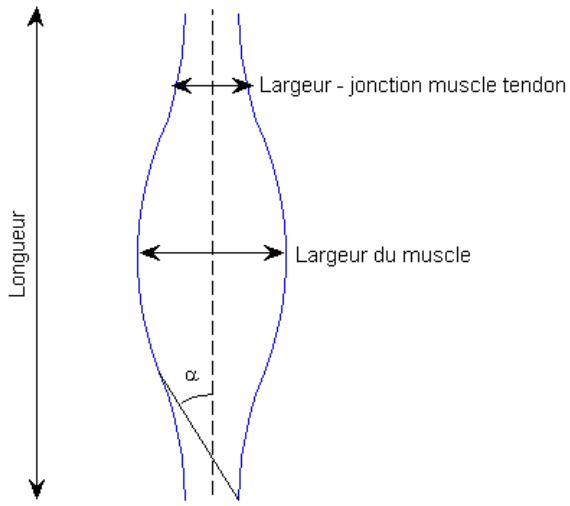


Figure 62 : Paramètres de la modélisation en éléments discrets du muscle, α : angle d'inclinaison des fibres musculaires

La première étape est la génération de la courbure générale du muscle grâce à deux sinusoïdes et une symétrie (Figure 63). La courbe symétrique est créée par rapport au plan vertical coupant le muscle sur sa longueur. Sur la première courbe, des points sont choisis espacés verticalement de la même distance, ils sont notés A. A partir de chacun de ces points, une droite inclinée selon l'angle d'inclinaison est tracée. L'intersection de cette droite avec la deuxième courbe du muscle donne le point B. Chaque couple de point A et B définit un segment coupé par l'axe vertical du muscle en un point C. Le segment AC et le segment CB définissent deux demi-axes de deux demi-ellipses : une demi-ellipse du côté de A et une demi-ellipse du côté de B. L'autre demi-axe commun à ces deux demi-ellipses est obtenu avec le point D. Le point D est l'intersection de la courbe du muscle avec la droite perpendiculaire à l'axe vertical du muscle (Figure 63).

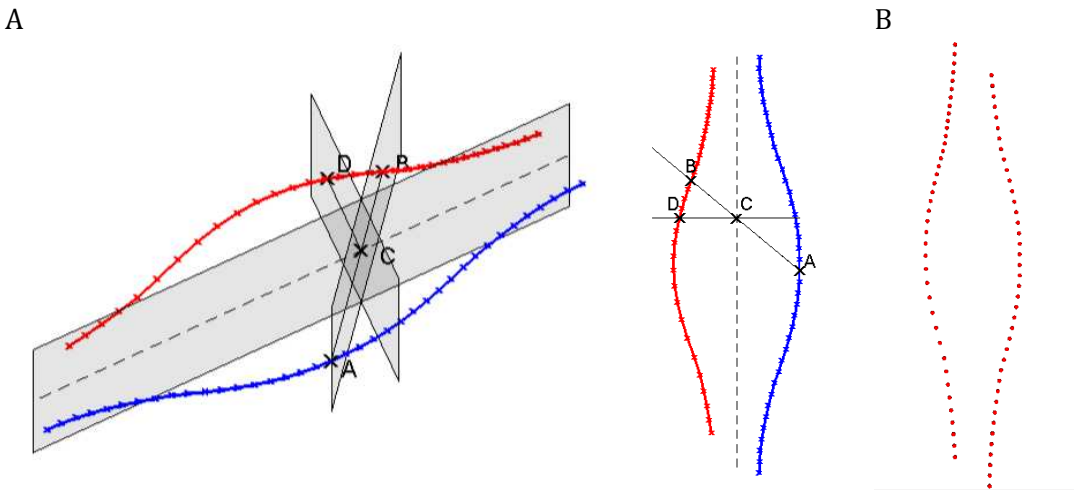


Figure 63 : Première étape de la création du modèle en éléments discrets
A. Courbe bleue : courbure du muscle, Courbe rouge : courbure du muscle symétrique
Définition des points A, B, C et D, B. Equivalent en éléments discrets

La longueur du segment DC est la longueur du demi-axe commun aux demi-ellipses. Les points E et F sont alors définis pour avoir les sommets des demi-ellipses. Sur chacun des points A, B, E et F est placé un élément discret associé à l'enveloppe externe du muscle (Figure 64, Figure 65).

Pour définir des fibres dans chaque plan incliné, des points sont placés sur le pourtour des deux demi-ellipses en fonction du nombre de fibres ou paquets de fibres par plan : N (nombre impair). La fibre centrale passe par les points A et B. Les autres fibres sont écartées de la première d'une distance constante égale à la distance EF divisée par (N+1). Si le nombre de fibres par plan est égal à cinq, les points : i, j, k, l, m, n, o et p sont positionnés. Pour chacun de ces points un élément discret est créé et associé à l'enveloppe externe du muscle (Figure 66, Figure 67).

Pour chaque fibre musculaire des éléments discrets sont créés. Le nombre d'éléments sur la fibre dépend du diamètre de l'élément discret. Pour chaque fibre, un élément est placé sur le demi-axe commun aux demi-ellipses (EF), puis sur chaque autre demi-axe, selon la longueur de la fibre le maximum d'éléments est placé. Ce nombre dépend de la longueur de la fibre et du diamètre des éléments discrets. L'ensemble des éléments créés dans cette étape est associé à l'ensemble d'éléments des fibres musculaires (Figure 68).

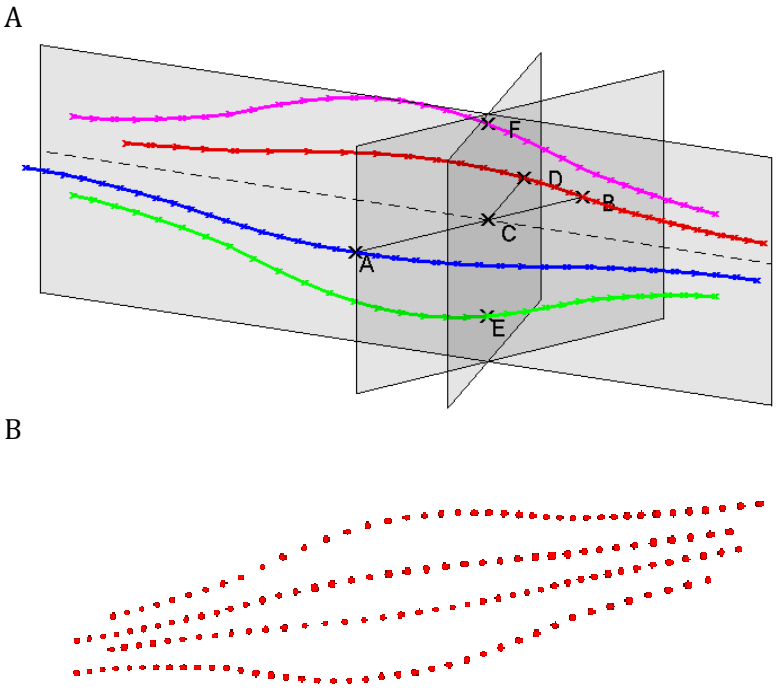


Figure 64 : A. Création des autres courbures principales du muscle. Les points A, B, C, E et F sont dans le même plan incliné de l'angle d'inclinaison par rapport à l'axe du muscle, B. équivalent en éléments discrets

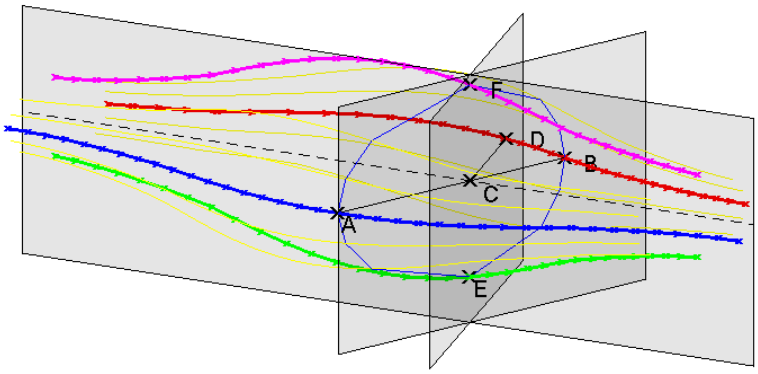


**Figure 65 : Modélisation du muscle avec les demi-ellipses dans le plan des fibres.
Les courbes jaunes, rouge, bleue, magenta et verte donnent l'allure globale du muscle**

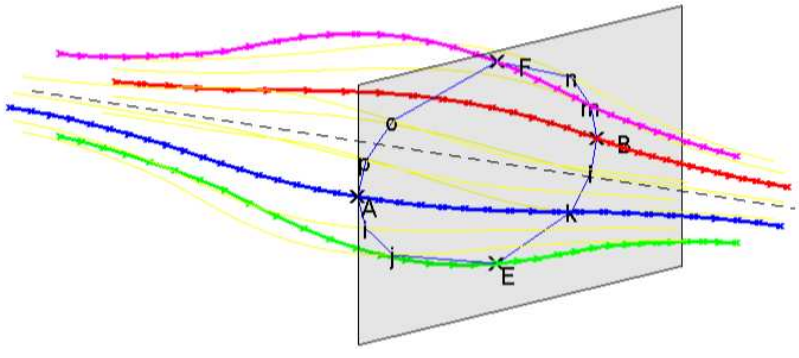


Figure 66 : Les points A, i, j, E, k, l, B, m, n, F, o, p définissent la section du muscle dans le plan des fibres

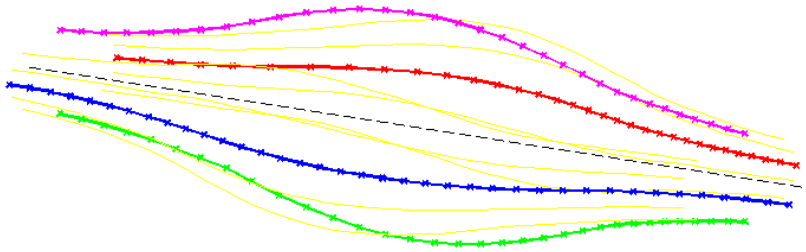


Figure 67 : Lignes principales du muscle, enveloppe externe du muscle

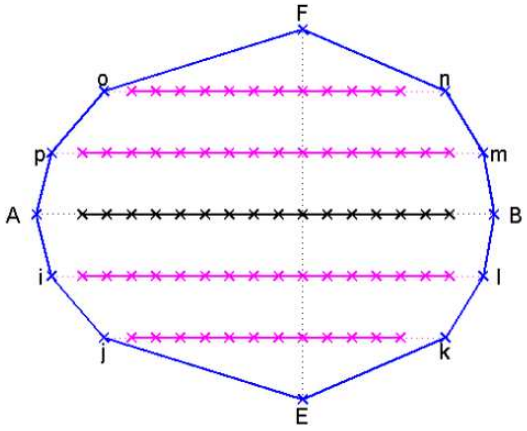


Figure 68 : Section du muscle dans le plan d'inclinaison des fibres avec les différentes fibres musculaires. Chaque croix représente un élément discret

3.2.2 Les liens

Pour finir la modélisation, les liens entre les éléments sont créés. L'enveloppe externe du muscle est composée de deux types de liens. Les liens passant par tous les points A, B, E, F, i, j, k, l, m, n, o et p sont les liens verticaux de l'enveloppe externe. Les liens inclinés lient successivement le point A au point i, puis i à j, puis j à E, puis E à k etc. jusqu'à fermer les deux demi-ellipses avec le dernier lien : p à A. L'ensemble de ces liens est appelé enveloppe externe.

Au niveau des fibres musculaires. Chaque élément discret d'une fibre est lié avec son élément suivant. Ces liens sont appelés fibres.

L'ensemble des liens entre les fibres musculaires est appelé matrice. Il est constitué de liens verticaux pour lier chaque élément d'une fibre avec son homologue sur la fibre ascendante, et des liens dans le plan des fibres pour lier entre elles chacunes des fibres du plan.

Un lien existe entre une extrémité d'une fibre musculaire et l'élément de l'enveloppe externe qui lui correspond. Par exemple, le lien entre l'élément A et le premier élément de la fibre musculaire, ou encore entre le dernier élément de cette même fibre et l'élément B. Enfin un dernier lien est placé entre l'élément E et l'élément de la fibre musculaire le plus proche, à savoir

celui qui est placé sur le demi-axe commun des demi-ellipses. Il en est de même entre l'élément F et l'élément de la dernière fibre du plan. L'ensemble de ces liens est associé à l'ensemble matrice.

3.2.3 Suppression d'éléments et groupes d'éléments additionnels

La modélisation dans son état actuel n'est pas complète. Il manque des éléments pour finir les extrémités du muscle. L'astuce est de définir un muscle dont la longueur des tendons est supérieure à celle qui est souhaitée initialement.

Une fois ce muscle long créé en éléments discrets, la longueur originelle du muscle est retrouvée en supprimant les éléments superflus. Les extrémités du muscle sont alors planes (Figure 69). La modélisation obtenue est celle qui sera utilisée pour les simulations. Deux groupes d'éléments sont créés pour définir la surface inférieure et la surface supérieure du muscle. Ces deux ensembles permettront d'appliquer les conditions aux limites.

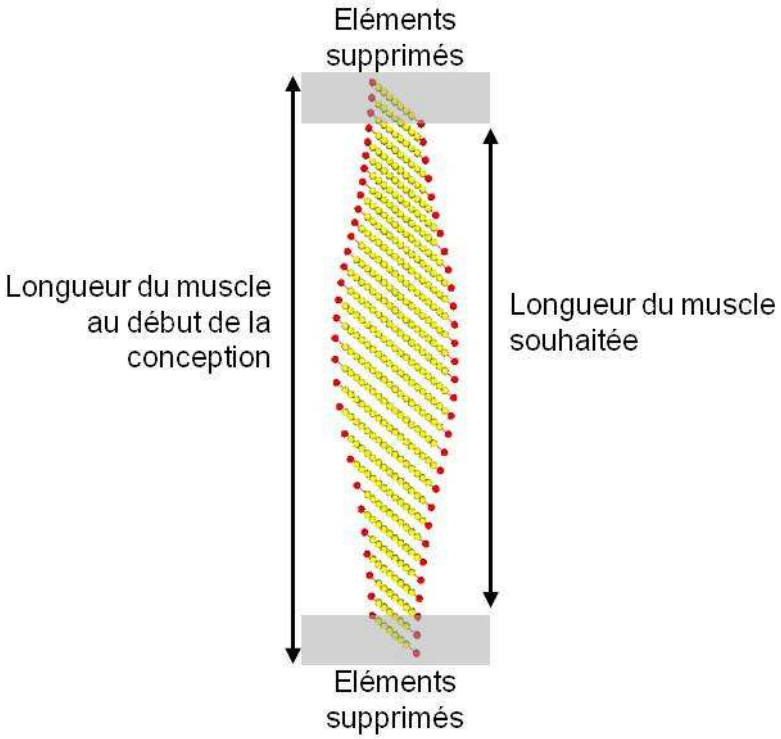


Figure 69 : Définition des extrémités supérieure et inférieure du muscle

La modélisation est maintenant en place avec des ensembles d'éléments et de liens dont les propriétés mécaniques vont pouvoir être définies

3.2.4 Le modèle en images

Ce paragraphe présente des illustrations du modèle en éléments discrets. La Figure 70 et la Figure 71 montrent l'enveloppe du muscle et ses fibres. La Figure 72 donne des exemples de modélisations avec des paramètres différents. Le nombre d'éléments varie selon les paramètres géométriques choisis.

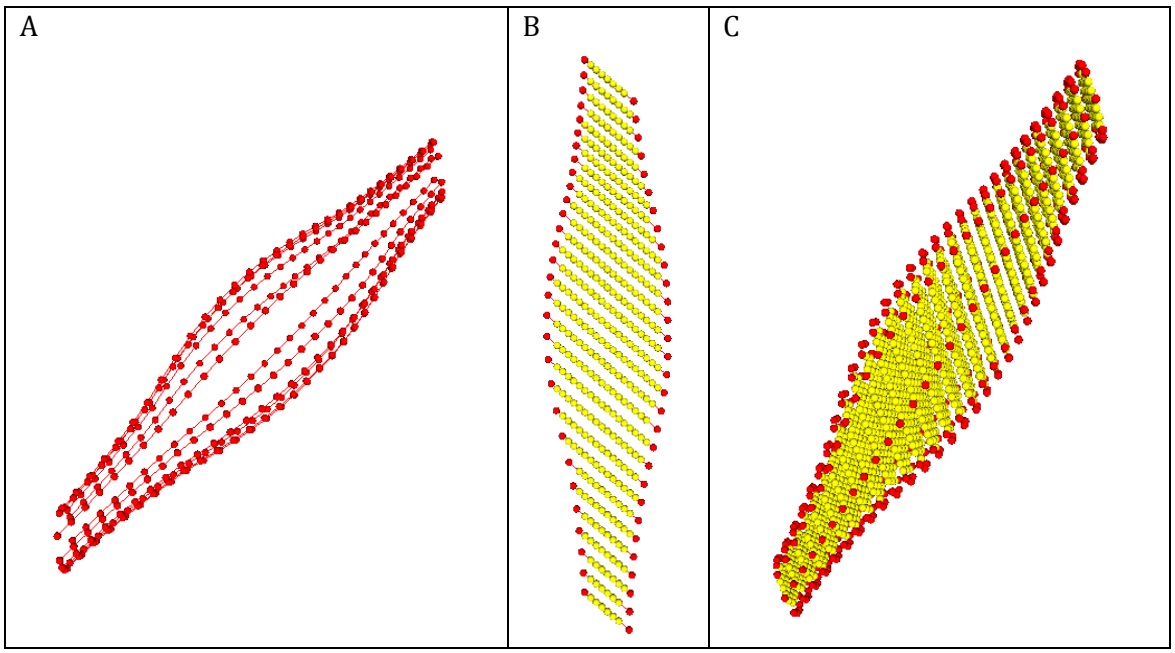


Figure 70 : A. Les courbes principales du muscle, B. Coupe longitudinale du muscle, avec les fibres musculaires, C. Vue du muscle avec l'enveloppe externe et les fibres dans les différentes sections

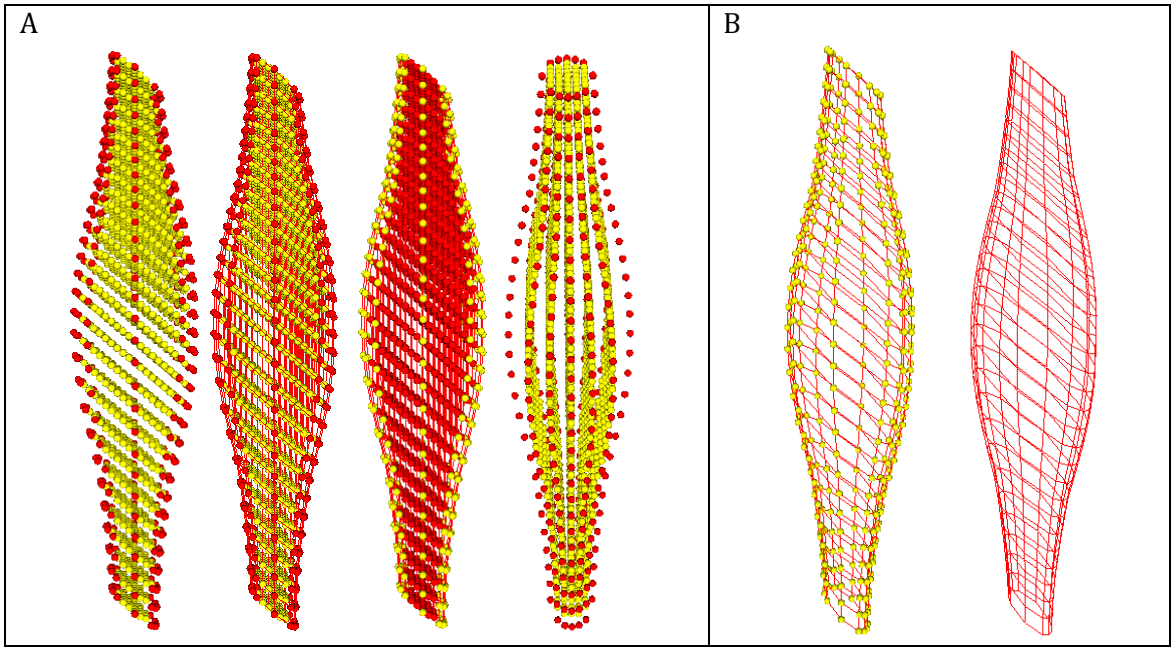


Figure 71 : A. Vues du muscle avec les différents éléments de l'enveloppe et des fibres, B. Enveloppe du muscle : les éléments et les liens puis simplement les liens

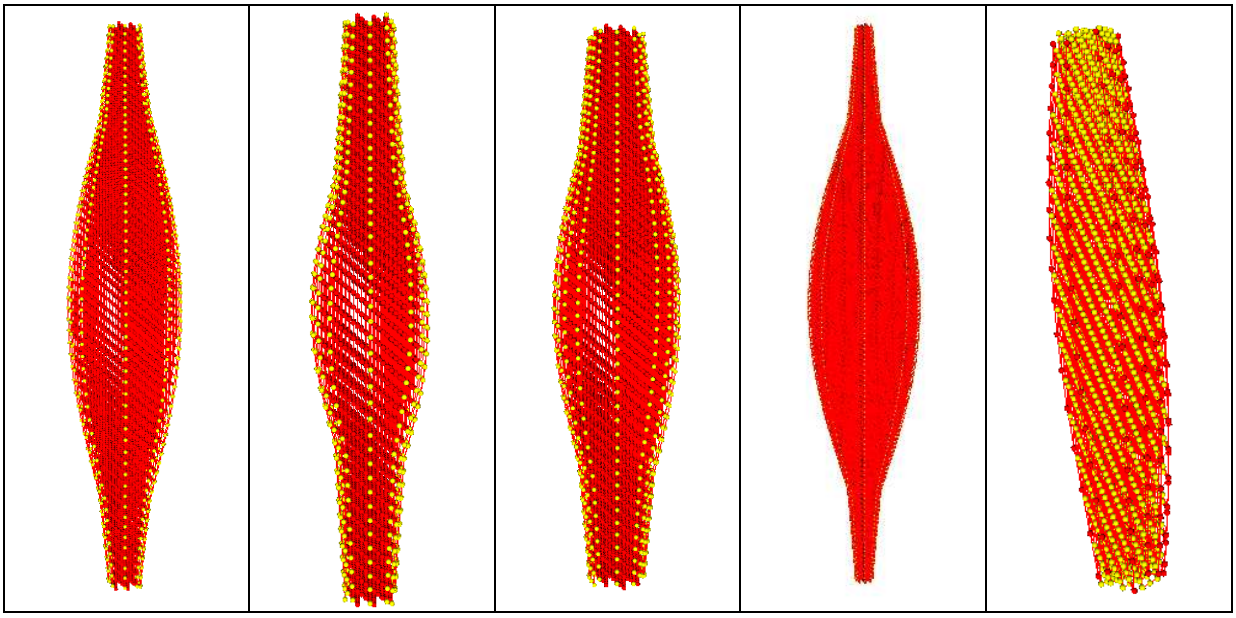


Figure 72 : Exemples de modèles de muscle, différence de longueur du corps charnu, de largeur, de longueur du tendon, de l'angle de pennation

3.2.5 Les propriétés mécaniques et pas de temps

Les propriétés mécaniques sont associées à chaque élément et à chaque lien selon les ensembles qui ont été définis. Les éléments discrets sont définis par leur rayon et par leur densité volumique. Tous les éléments discrets ont un rayon constant calculé en fonction de la plus petite épaisseur du muscle et du nombre de fibres dans une section du muscle. Leur densité est également constante et choisie en première approche égale à celle de l'eau (cette valeur sera ajustée ensuite en accord avec les résultats expérimentaux de la Partie II).

Les liens ont des propriétés mécaniques différentes selon la catégorie à laquelle ils appartiennent. Il y a trois ensembles qui sont définis par des ressorts : les fibres, l'enveloppe et la matrice. Pour choisir les propriétés mécaniques, nous avons considéré le module d'élasticité d'un paquet de fibres de 462,5 MPa identifié par Lieber et coll. (2003). Il faut définir pour chaque élément sa raideur. Un paquet de fibres pour un muscle en éléments discrets mesurant 200 mm de long, 80 mm de large et ayant un angle de pennation de 50°, a une longueur d'environ 50 mm, et une section de 8 mm^2 (la section est fonction du nombre de paquets de fibres par plan incliné). La raideur du paquet de fibre est alors de l'ordre de 70 $kN.m^{-1}$. Or pour créer un paquet de fibres, il y a au moins 5 liens en série dans la modélisation. La raideur de chacun de ces liens est donc de l'ordre de 350 $kN.m^{-1}$.

Au regard de ce résultat, les valeurs suivantes de raideur ont été choisies pour une première simulation :

- Les fibres : Raideur : 10.10^4 $N.m^{-1}$
- L'enveloppe : Raideur : 10.10^7 $N.m^{-1}$
- La matrice : Raideur : 10.10^5 $N.m^{-1}$

Les valeurs sont choisies arbitrairement. Les propriétés mécaniques des éléments et des liens permettent de définir un pas de temps optimal pour le calcul. Ce temps est égal à la racine du rapport de la masse du plus petit élément avec la raideur la plus grande. Il est choisi avec un facteur de sécurité. Ainsi dans notre étude, le pas de temps est de l'ordre de 10.10^{-8} s.

Ce pas de temps ne permet pas des calculs d'une durée importante, d'où l'utilisation de ce type de modélisation pour des situations en dynamique.

3.2.6 Une première simulation de traction

Avec le domaine en éléments discrets du muscle créé et les propriétés mécaniques attribuées aux éléments et aux joints, une simulation de traction peut être réalisée. La couche d'éléments inférieurs est encastrée, et à l'autre extrémité, un déplacement est imposé. Pour chaque pas de temps de 10.10^{-8} s, un déplacement de 10.10^{-6} m est imposé au muscle, soit une vitesse très élevée de 100 $m.s^{-1}$. Un exemple de simulation est donné Figure 73. Par la suite des simulations aux vitesses étudiées dans les Chapitres II et III seront étudiées.

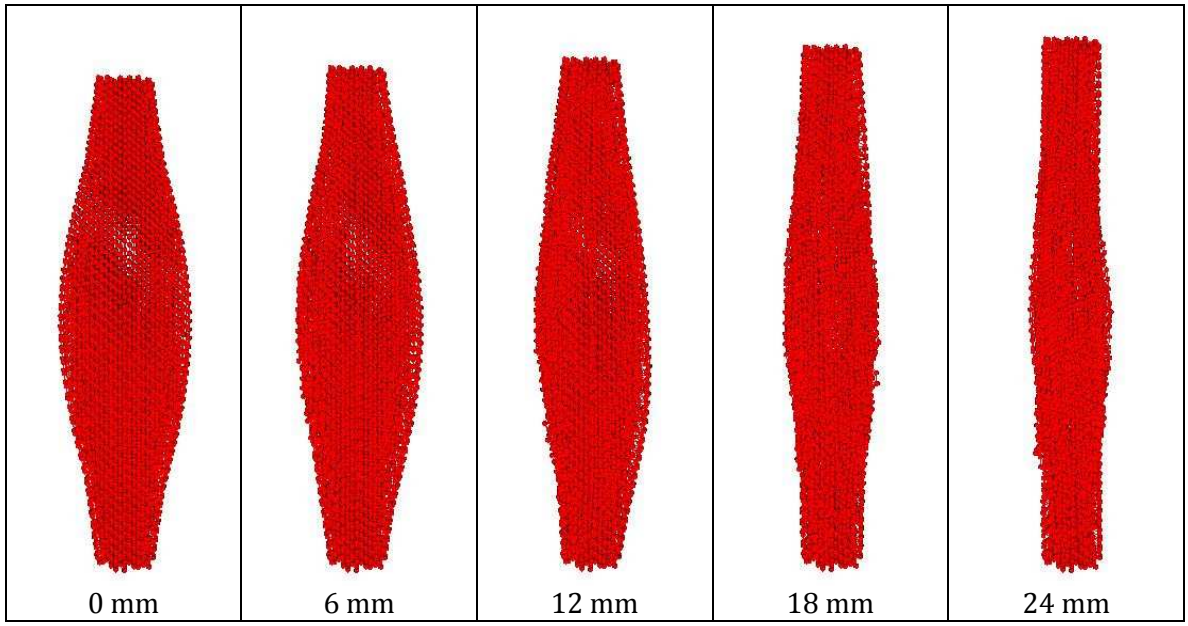


Figure 73: Simulation de traction sur le modèle en éléments discrets

Le comportement du muscle passif en traction est retrouvé, cependant les efforts mesurés ne sont pas du tout en accord avec la réalité. Ils sont beaucoup trop importants (de l'ordre de 6.10^{5} N).

3.3. Discussion sur les résultats préliminaires

Les premiers résultats, bien que totalement en désaccord avec le comportement réel du muscle prouvent qu'il est possible d'utiliser une telle modélisation. Le choix des propriétés mécaniques, la définition géométrique des composants et une vitesse de simulation de l'ordre de grandeur des expérimentations réalisées permettront d'améliorer les résultats.

Une description du muscle permettant de distinguer les différents constituants du muscle est réalisée. Le domaine en éléments discrets est basé sur une description géométrique. L'allure générale du muscle peut être ajustée à un muscle fin ou à un muscle épais. Les fibres musculaires sont inclinées par rapport à l'axe vertical du muscle. Dans l'état actuel du modèle, il n'est pas possible de représenter un muscle à fibres parallèles, mais cette transformation peut être prise en compte pour de futures études.

Dans la définition des ensembles d'éléments, la distinction entre corps musculaire et tendon n'est réalisée que géométriquement. En effet, il n'y a pas de différence de propriétés mécaniques entre les fibres appartenant au corps musculaire et celles appartenant aux tendons. Cette différence pourra être introduite par la suite.

Les liens permettant de créer la matrice, ou le tissu conjonctif sont en partie alignés avec l'axe principal du muscle. Pendant la traction ils sont donc particulièrement sollicités et cet arrangement ne garantie pas les propriétés d'anisotropie du matériau.

Les fibres étant définies géométriquement, elles sont parfaitement alignées comme si elles étaient déjà sous tension. Or un arrangement des fibres, pendant une expérimentation de traction est noté dans les publications (Clemmer et coll., 2010). En introduisant des variations aléatoires dans les coordonnées géométriques des éléments, un état plus souple pourrait être reproduit.

Les propriétés mécaniques d'un ensemble de liens sont les mêmes pour tous les liens de ce groupe. Une évolution des propriétés mécaniques du lien en fonction de sa localisation et de sa longueur pourrait améliorer la distribution des propriétés mécaniques sur l'ensemble du muscle.

Les liens choisis dans cette modélisation sont des ressorts. Des propriétés de viscosité peuvent être apportées à ces liens. Ils peuvent également être remplacés par des éléments poutre.

Par conséquent, les possibilités sont nombreuses et pour se rapprocher du résultat optimum beaucoup d'options doivent être étudiées :

- Le nombre d'éléments et leur répartition
- La définition des ensembles d'éléments
- La définition des ensembles de liens
- Le type de lien
- La définition des propriétés mécaniques en fonction des ensembles
- La distribution des propriétés mécaniques pour un même ensemble d'éléments …

Afin de choisir au mieux ces options, des études des composants du muscle devront être étudiées les unes indépendamment des autres. Une fois que la modélisation sera mise en place

avec la définition géométrique et mécanique des liens, d'autres simulations pourront être réalisées pour essayer de retrouver le comportement global du muscle.

Grâce à la description des fibres musculaires définies pas des ressorts, l'activation des fibres musculaires pourra être intégrée. Une telle modélisation paramétrée pourra servir à la compréhension, par exemple, des phénomènes de rupture dans le muscle.

4. Conclusion

Cette dernière partie avait pour objectif de proposer deux méthodes d'utilisation des données déterminées dans les deux premières parties de cette thèse.

Les données expérimentales concernant le comportement hyper-élastique du muscle ont été intégrées dans un modèle en éléments finis du rachis cervical dont les propriétés mécaniques des muscles sont décrites actuellement par une loi élastique linéaire.

Après une adaptation du modèle, une simulation de Whiplash est effectuée pour deux configurations : muscles élastiques et muscles hyper-élastiques.

Même si les résultats obtenus ne permettent pas aujourd'hui, de conclure sur la différence de comportement entre les deux modèles, l'utilisation d'une loi de comportement dont les paramètres ont été identifiés expérimentalement est une réelle plus-value.

Pour poursuivre ce travail, la gestion des contacts dans le modèle ou encore l'introduction des propriétés hyper-viscoélastiques devra être réalisée. Des expérimentations sur d'autres muscles, et pour d'autres sollicitations devront être mises en œuvre pour contribuer à l'amélioration des lois de comportement. L'étude de la sensibilité des paramètres des lois de comportement sur la réponse du modèle devra être envisagée. Elle permettra notamment, d'identifier les paramètres mécaniques les plus influents, et ainsi d'aider à la définition des protocoles expérimentaux pour obtenir ces paramètres.

Pour étudier le comportement d'un muscle isolé, et pour essayer d'appréhender la part de chaque constituant du muscle sur sa réponse globale, une modélisation en éléments discrets du muscle est proposée.

Seule une description géométrique du muscle est faite ici. Un travail complémentaire basé sur les propriétés mécaniques des composants du muscle décrites dans la littérature permettra d'affiner le comportement du modèle. Une fois que le comportement mécanique passif global du muscle sera retrouvé et bien défini, l'activation des fibres musculaires pourra être introduite afin d'obtenir la réponse complète du muscle.

Ce type de modélisation n'a pas vocation à remplacer la modélisation en éléments finis. Elle permet de mieux approcher les phénomènes mécaniques apparaissant au sein du matériau. Un couplage éléments finis – éléments discrets fait d'ailleurs l'objet de travaux de recherche en mécanique générale pour développer un outil numérique encore plus performant.

CONCLUSION

Pour contribuer à améliorer la protection des usagers dans les transports, des modèles numériques d'être humain sont développés. Ils permettent une meilleure compréhension du comportement du corps humain en situation de choc. Cependant, pour pouvoir utiliser les résultats de ces modèles et simulations, il est nécessaire de s'assurer que la réponse fournie est proche de la réalité.

Les éléments de ces modèles, et donc les constituants du corps humain doivent être décrits d'un point de vue géométrique et mécanique pour être intégrés dans les modélisations. Grâce au développement de l'imagerie médicale, la définition géométrique des os, des muscles est bien décrite dans la littérature. Les propriétés mécaniques restent toutefois mal connues pour les tissus mous et notamment les muscles. L'objectif de ce travail de thèse est par conséquent de proposer une caractérisation du comportement mécanique du muscle.

Nous avons vu dans la première partie, avec une synthèse bibliographique, que le muscle est un matériau ayant des propriétés spécifiques. C'est un matériau fibreux avec un comportement hyper-élastique auquel s'ajoutent des propriétés de viscosité, un caractère anisotrope et incompressible. C'est également un matériau actif qui peut se contracter. Cependant, seul le comportement passif du muscle sera étudié dans ce travail. Il est préférable, dans un premier temps, d'obtenir une bonne description de ce comportement avant d'étudier le comportement actif.

Le muscle peut être étudié à une échelle fine, avec des expérimentations de traction sur fibres musculaires. D'autres essais sont réalisés sur des éprouvettes de muscle, et enfin des expérimentations sur muscle entier sont menées. De toutes ces études, il ressort que le muscle a été étudié principalement chez l'animal pour des conditions expérimentales variables. Seules quelques études (Chawla et coll., 2009, Untaroiu et coll., 2005, Yamada, 1970) rapportent des expérimentations réalisées sur muscles humains. L'étude de muscles humains semble être une priorité pour étendre la base de données des propriétés mécaniques des muscles, d'autant plus qu'aucune étude ne fait état de corrélations entre les propriétés mécaniques de muscles d'animaux et de muscles humains.

La revue de littérature a également mis en évidence la dépendance des propriétés mécaniques du muscle au taux de déformation qui lui est appliqué. La problématique du choc automobile implique des variations de taux de déformation dans les différents tissus du corps humain. Par conséquent, l'influence de la vitesse sur la réponse passive du muscle en traction doit être étudiée.

L'objectif spécifique de cette thèse était donc la caractérisation du comportement mécanique passif du muscle en traction, pour différentes vitesses de sollicitation. Les muscles testés ont été choisis autant que possible d'origine humaine.

Une première étude a visé à analyser le comportement mécanique passif du muscle strenocleidomastoideus pour une sollicitation de traction quasi-statique suivie d'une relaxation. Cette expérimentation a été réalisée sur dix muscles. Etant données les propriétés d'hyper-

élasticité et de viscoélasticité du muscle, des modèles ont été proposés pour caractériser sa réponse. Le comportement hyper-élastique a été mis en évidence par la phase de traction. Un modèle exponentiel, et une loi hyper-élastique ont été proposés. Ces modèles permettent de décrire la réponse en traction du muscle mais ne prennent pas en compte les effets géométriques. Les paramètres de la loi hyper-élastique ont aussi été identifiés par méthode inverse grâce à une modélisation en éléments finis personnalisée de chaque muscle. Pour chaque modèle, un module de cisaillement a été identifié. Il est en moyenne de l'ordre de 30 kPa, et varie de 4 kPa à 98 kPa selon le muscle et selon le modèle étudié. Un paramètre de courbure a également été identifié et varie entre 17 et 52 selon les modèles.

Des paramètres de viscosité ont ensuite été introduits. La loi hyper-élastique a été couplée à un modèle de Maxwell Généralisé étudié au premier et au deuxième ordre, toujours par méthode inverse. Des temps de relaxation et des rapports de modules d'élasticité ont été identifiés. L'avantage de cette loi de comportement réside dans un nombre de paramètres restreint à quatre ou six selon l'ordre choisi. Bien que la loi ne permette pas de rendre parfaitement compte du comportement, l'allure générale de la courbe expérimentale a été retrouvée (R^2 proche de 1). L'autre avantage de la loi hyper-viscoélastique est qu'elle prend en compte les caractéristiques de viscosité du muscle.

La viscosité est liée à la vitesse de sollicitation appliquée au muscle. La deuxième étude de cette thèse avait pour objectif d'évaluer l'influence du taux de déformation sur la réponse d'un muscle humain sollicité en traction. Des expérimentations ont été réalisées sur 10 muscles extensor carpi ulnaris. Les vitesses imposées au muscle étaient 1 $mm.s^{-1}$, 10 $mm.s^{-1}$, 100 $mm.s^{-1}$ et 1000 $mm.s^{-1}$. Elles correspondent respectivement aux taux de déformation suivants : 0,005 s^{-1}, 0,05 s^{-1}, 0,5 s^{-1} et 5 s^{-1}. A la suite des expérimentations, des paramètres biomécaniques ont été mesurés sur les courbes expérimentales d'effort en fonction du déplacement : une raideur initiale, une raideur en fin de chargement et l'effort maximal atteint ou l'effort à rupture. Un modèle exponentiel a également été proposé. Il est défini avec trois paramètres : une raideur, un paramètre de courbure et un paramètre pour retrouver les conditions initiales d'expérimentation. Une étude statistique a été effectuée pour évaluer l'influence de la vitesse sur les paramètres. Les résultats indiquent que la vitesse affecte majoritairement les paramètres caractérisant la fin du chargement, et la courbure générale de la courbe. Par exemple, l'effort maximal est augmenté de 240% quand la vitesse de traction passe de 1 $mm.s^{-1}$ à 1000 $mm.s^{-1}$.

Les expérimentations présentées ici ont été réalisées *in vitro*. Or ces conditions sont très éloignées des conditions physiologiques. Une expérimentation visant à évaluer l'effet des conditions d'expérimentation sur la réponse passive du muscle en traction a fait l'objet du troisième chapitre. Douze muscles de chien ont été testés dans trois milieux expérimentaux : à l'air libre, dans une solution saline froide et dans une solution saline chauffée. Les paramètres biomécaniques de raideur en fin de chargement et d'effort maximal ont été mesurés, et les paramètres de raideur et de courbure d'un modèle exponentiel ont été identifiés. Une étude statistique a été effectuée pour évaluer l'influence des conditions expérimentales sur la réponse du muscle. Tous les paramètres sont sensibles aux changements de milieu. La différence est plus marquée entre le comportement du muscle testé à l'air libre et celui testé en immersion. La différence de température entre solution saline froide et solution saline chauffée est moins flagrante. Des expérimentations complémentaires sur une population plus grande permettraient de confirmer ou d'infirmer ces résultats. Pour savoir quelles sont les meilleures conditions

expérimentales, une comparaison entre données mesurées *in vivo* et données obtenues *in vitro* serait une véritable avancée vers la personnalisation des modélisations.

L'utilisation des propriétés mécaniques des muscles identifiées dans ce travail de thèse est importante pour des modélisations plus complexes comme par exemple la modélisation du segment tête-cou. La loi de comportement utilisée actuellement dans le modèle du rachis cervical est élastique linéaire, or nous avons vu au travers de la synthèse bibliographique et des résultats des expérimentations menées, que l'hyper-élasticité et la viscosité sont les caractéristiques principales du muscle. Elles doivent être prises en compte, d'autant plus quand la modélisation est destinée à la biomécanique des chocs. Nous faisons l'hypothèse qu'un plus grand réalisme dans la modélisation du comportement des muscles permettra de mieux prédire les sollicitations mécaniques sur les structures ostéo-articulaires sujettes à des blessures lors d'accidents de la route. Par conséquent une première implémentation de la loi de comportement hyper-élastique a été réalisée. Pour aller plus loin, les conditions aux limites du modèle devront être perfectionnées, les paramètres matériau de chaque muscle seront à ajuster et les propriétés de viscoélasticité devront être intégrées en tenant aussi compte des conditions d'expérimentation dans lesquelles elles ont été obtenues. Les résultats bien que préliminaires montrent la faisabilité de l'étude. En perspective de ce travail, étant donné que le modèle est personnalisé d'un point de vue géométrique, il serait intéressant de personnaliser ses propriétés mécaniques. Le lien entre propriétés mécaniques obtenues *in vivo* et *in vitro* apparaît comme primordial pour l'amélioration et la validation des modèles. L'apparition des techniques ultrasonores non invasives est très prometteuse pour cette problématique.

La modélisation en éléments finis du muscle proposée dans ce travail présente quelques limites. Le matériau utilisé représente globalement le comportement à la fois des fibres musculaires, du tissu conjonctif de l'enveloppe externe du muscle et de ses parties tendineuses. Pour essayer de comprendre la part de chaque matériau sur la réponse complète du muscle, une modélisation en éléments discrets a été proposée. Elle fait intervenir des éléments liés entre eux par des éléments rhéologiques dont les propriétés mécaniques peuvent être ajustées selon le matériau considéré. L'orientation des éléments et des liens contribue également à la définition de l'anisotropie du muscle. Ce type de modélisation permettra de lier des propriétés mécaniques microscopiques développées dans la littérature avec des propriétés macroscopiques. Par la suite, ces modèles pourront servir à la compréhension des mécanismes lésionnels, ou encore à la modélisation de la contraction musculaire.

L'exploration des propriétés mécaniques des muscles humains dans son comportement actif et passif, dans des conditions *in vitro* ou *in vivo* n'en est encore qu'à ses débuts. Grâce aux nouvelles technologies, aux nouvelles méthodes de quantification des propriétés mécaniques et à cette meilleure compréhension du comportement mécanique du muscle, l'amélioration des modèles numériques est constante et ouvre des perspectives pour contribuer à l'amélioration de la protection des usagers des transports.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Article de Journal International

Gras L-L, Mitton D, Crevier-Denoix N, Laporte S (2011). The non-linear response of a muscle in transverse compression: assessment of geometry influence using a finite element model. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (In press, Accepted on 15th February 2011, DOI:10.1080/10255842.2011.564162)

Articles proposés

Gras L-L, Mitton D, Viot P, Laporte S. Characterization of muscle mechanical properties, comparison of four models. *Revue visée: Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*

Gras L-L, Laporte S, Viot P, Mitton D. Influence of strain rate on human muscle passive response. *Revue visée: Journal of Biomechanics*

Gras L-L, Laporte S, Mitton D, Crevier-Denoix N, Viot P. Influence of experimental conditions on muscle passive response. *Revue visée: Experimental mechanics ou Journal of Biomechanical Engineering*

Conférences

Gras L-L, Laporte S, Viot P, Mitton D(2011) Human muscle passive response under various strain rates. ISN Workshop on Biomechanical experiments with human subjects, Krakow, Poland, 13 September

Gras L-L, Mitton D, Viot P, Laporte S (2011) Characterisation of muscle mechanical properties using an inverse method. Simbio-M International Conference – Simulations in Biosciences and multiphysics, Marseille, France, 20-22 June

Gras L-L, Mitton D, Viot P, Laporte S (2010). Modeling of human muscle behavior with a hyper-elastic constitutive law. 35ème Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Le Mans, France, 25-27 August

Gras L-L, Mitton D, Viot P, Laporte S (2010). Identification of muscle mechanical properties from a quasi-static tension test using inverse approach. 9th International Symposium Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Valencia, Spain, 24-27 February

Gras L-L, Mitton D, Crevier-Denoix N, Laporte S (2009). Quasi-static compression on dog muscles at high strain. 34ème Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Toulon, France, 31 August-2 September

Gras L-L, Mitton D, Crevier-Denoix N, Laporte S (2009). Transverse quasi-static compression on muscle at high strain: Mechanical properties identified from geometrically pre-personalized finite element model. 22nd Congress of International Society of Biomechanics, Cape Town, South Africa, 5-9 July (Poster)

Liste de Figures

Figure 1 : Le muscle strié squelettique - une structure multi échelles, d'après SEER Training website 16

Figure 2 : Les trois types d'arrangement musculo-tendineux, A. Fibres parallèles B. Muscle unipenné C. Muscle bipenné D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998 16

Figure 3 : Identification des fibres lentes et rapides - Histologie, Coloration ATPase de la myosine après préincubation acide pH 4,3 (A) et pH 4,6 (B) D'après Choi et Kim, 2008 17

Figure 4 : Modèle de Hill (1951) CEP : composante élastique parallèle ; CES : composante élastique série ; CC : composante contractile - D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998 18

Figure 5 : Relation force-longueur du muscle a. force passive, b. force globale, c. force active F : force générée par le muscle, F_0 : effort actif maximal, L : longueur du muscle, L_0 : longueur du muscle pour laquelle l'effort actif maximal est généré. D'après Goubel et Lensel-Corbeil, 1998 . 18

Figure 6 : Relation force longueur de sarcomère pour trois différentes fibres dans une solution de Ringer ; (Fibre 1 : triangles ouverts, Fibre 2 : cercles, Fibre 3 : triangles pleins, Courbe en trait plein : moyenne) D'après Lännergren, 1971 21

Figure 7 : Relation force-longueur de sarcomère pour des fibres lentes et rapides chez le rat jeune (A) et le rat adulte (B) D'après Mutungi et coll., 2003 23

Figure 8 : Paquet de fibres dans le sens longitudinal, et une section D'après Lieber et coll., 2003 23

Figure 9 : Matrice extracellulaire en vue oblique D'après Purslow, 2002 24

Figure 10 : Organisation des fibres de collagène pour l'éprouvette de contrôle (A), et aux taux de déformation 0,001 (B) 0,1 (C) et 0,7 s^{-1} (D) D'après Clemmer et coll., 2010 24

Figure 11 : Courbe contrainte déformation pour différentes orientations des fibres et modélisation avec un Module d'Young dépendant de la déformation D'après Van Loocke et coll., 2006 28

Figure 12 : Courbes contrainte-elongation mettant en avant l'effet vitesse Données pour les différentes orientations testées D'après Van Loocke et coll., 2008 29

Figure 13 : Courbe typique contrainte-déformation pour les différents taux de déformation testés D'après Van Sligtenhorst et coll., 2006 30

Figure 14 : Expérimentation de traction *in vivo* D'après Calvo et coll., 2010 35

Figure 15 : Expérimentation de traction sur muscle entier *in vitro* D'après Bensamoun et coll., 2006 36

Figure 16 : Apparence d'une rupture musculaire en traction D'après Lin et coll., 1999 37

Figure 17 : Courbes contrainte-déformation pour trois essais D'après Morrow et coll., 2010 38

Figure 18 : Compression d'un muscle de chien, acquisition géométrique (a), reconstruction 3D pour générer le modèle en éléments finis (b), l'essai de compression (c) D'après Gras et coll., 2011 39

Figure 19 : Modélisation en éléments finis du rachis cervical D'après Laville, 2010 44

Figure 20 : Modélisation en éléments finis du muscle avec câbles actifs D'après Behr et coll., 2006 44

Figure 21 : Localisation du sternocleidomastoideus (SCM) D'après Kamina, 2006 56

Figure 22 : Mouvements du rachis cervical - Position de départ, Inclinaison et Rotation D'après Kamina, 2006 56

Figure 23 : Acquisition de la géométrie du muscle A. muscle en position avec la grille, B. Acquisition avec HandyScan 3D ®, C. Reconstruction 3D du muscle 57

Figure 24 : Déroulement d'un essai, déplacement en fonction du temps 58

Figure 25 : Reconstruction 3D du muscle, A. Contours libres et plans de définition du corps musculaire, B. Longueur initiale du muscle et plan de section ; C. Section médiane du muscle 58

Figure 26 : Etapes de la modélisation en éléments finis du muscle, de la reconstruction 3D au maillage 62

Figure 27 : Modèle de Maxwell Généralisé. Ressort hyper-élastique en parallèle d'éléments de Maxwell 64

Figure 28 : Courbe effort – temps, Estimation du temps de relaxation pour un modèle au 1er ordre avec la pente initiale de la courbe de relaxation et l'asymptote de cette même courbe 66

Figure 29 : Reconstruction 3D du muscle (Jaune) et modèle en éléments finis associé (Rouge) pour les deux muscles du sujet 1, A. Muscle droit, B. Muscle gauche 67

Figure 30 : A. Evolution de l'énergie dissipée pendant les trois cycles de charge-décharge pour tous les muscles B. Un exemple de stabilisation des propriétés mécaniques, les trois cycles de charge-décharge superposés – courbe effort-déplacement, C. Un deuxième exemple de stabilisation 68

Figure 31 : Courbes effort déplacement pour la phase de traction ; Modèle exponentiel, Loi hyper-élastique, Loi hyper-élastique par méthode inverse. A. Muscle droit du sujet 1, B. Muscle gauche du sujet 1 69

Figure 32 : Comparaison des paramètres μ et α pour les 3 modèles, A. Paramètre μ pour chaque sujet et pour le modèle exponentiel, loi hyper-élastique, loi hyper-élastique par méthode inverse et calcul avec la pente initiale de la courbe expérimentale effort-déplacement, B. Paramètre α pour chaque sujet et pour les 3 modèles 70

Figure 33 : Moyenne des écarts pour tous les sujets en Newton entre expérimentation et modélisation pour 6 déplacements choisis et pour les 3 modèles 70

Figure 34 : Paramètres du modèle hyper-viscoélastique au premier ordre pour chaque sujet, A. Paramètre μ, B. Paramètre α, C. Paramètre τ, D. Paramètre γ 72

Figure 35 : Courbes effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation Courbe expérimentale, Simulation avec loi hyper-viscoélastique au 1er ordre et au 2ème ordre A. Muscle droit du sujet 1, B. Muscle gauche du sujet 1 73

Figure 36 : Comparaison des modèles hyper-viscoélastiques au 1er et au 2ème ordre pour différents instants sur la phase de traction (comparaison complémentaire avec la loi hyper-élastique) et sur la phase de relaxation 73

Figure 37 : Paramètres du modèle hyper-viscoélastique au deuxième ordre pour chaque sujet, A. Paramètre μ, B. Paramètre α, C. Paramètre τ_1, D. Paramètre γ_1, E. Paramètre τ_2, F. Paramètre γ_2 74

Figure 38 : Muscle extensor carpi ulnaris D'après Gray, 1918 86

Figure 39 : Mise en place du muscle dans les mors, 1. Le muscle avec sa partie tendineuse enroulée, 2. Mise en place d'une extrémité dans la résine, 3. Le muscle dans le mors, 4. Positionnement final du muscle dans les mors 86

Figure 40 : Montage et protocole expérimentaux 87

Figure 41 : Calcul des paramètres sur la courbe expérimentale : K_0, K_6 et F_{max} 88

Figure 42 : Courbes expérimentales effort-déplacement pour les muscles du sujet 2 90

Figure 43 : Courbes effort-déplacement pour un seul muscle à chaque vitesse, courbes expérimentales, courbes simulées 90

Figure 44 : Valeurs moyennes et étude statistique pour les paramètres K_0, K_6 et F_{max} Pour chaque paramètre, la valeur moyenne et l'écart type sont tracés. Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif du taux de déformation (n=10) * p value = 0,005 ** p value < 0,01 *** p value < 0,02 91

Figure 45 : Valeurs des paramètres K_0, K_6 et F_{max} pour chaque muscle et pour chaque vitesse 91

Figure 46 : Valeurs moyennes et étude statistique pour les paramètres K_{exp}, α et γ Pour chaque paramètre, la valeur moyenne et l'écart type sont tracés. Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif du taux de déformation (n=10) * p value = 0,005 92

Figure 47 : Valeurs des paramètres K_{exp}, α et γ pour chaque muscle et pour chaque vitesse 92

Figure 48 : Zoom sur la localisation de la rupture du muscle symbolisée par les flèches blanches 95

Figure 49 : Images successives pendant l'essai de traction à différents déplacements repérés sur la courbe effort-déplacement (fréquence 5000 Hz) – Muscle droit du sujet 1 95

Figure 50 : Muscle extensor carpi ulnaris (en jaune) chez le chien, vue frontale et sagittale D'après Barone, 2001 102

Figure 51 : Montage expérimental 103

Figure 52 : Montage expérimental en place sur le vérin hydraulique, Photographie 104

Figure 53 : Montage expérimental avec le vérin hydraulique, Photographie 104

Figure 54 : Montage et protocole expérimentaux 105

Figure 55 : Exemple de courbes expérimentales effort-déplacement pour chaque condition expérimentale Sujet 6 muscle droit – Les autres courbes sont en Annexe C 108

Figure 56 : Courbes effort déplacement pour le muscle droit du sujet 5, dans des conditions expérimentales ambiantes d'air et de température pour les trois vitesses testées. Modélisation de ces courbes avec un modèle exponentiel 108

Figure 57 : Regroupements musculaires D'après Laville, 2010 118

Figure 58 : Modélisation du rachis cervical avec les muscles D'après Laville, 2010 119

Figure 59 : Vitesses linéaires et vitesse angulaire appliquées à la vertèbre T1, D'après Bertholon et coll., 2000 120

Figure 60 : Simulations de Whiplash avec dans un cas des muscles élastiques, et dans l'autre, des muscles hyper-élastiques 121

Figure 61 : Les différents types de modèles en éléments discrets D'après Delaplace et Desmorat, 2007, Iliescu et coll., 2010, Vervuurt et coll., 1995 123

Figure 62 : Paramètres de la modélisation en éléments discrets du muscle, α : angle d'inclinaison des fibres musculaires 124

Figure 63 : Première étape de la création du modèle en éléments discrets A. Courbe bleue : courbure du muscle, Courbe rouge : courbure du muscle symétrique Définition des points A, B, C et D, B. Equivalent en éléments discrets 125

Figure 64 : A. Création des autres courbures principales du muscle. Les points A, B, C, E et F sont dans le même plan incliné de l'angle d'inclinaison par rapport à l'axe du muscle, B. équivalent en éléments discrets 126

Figure 65 : Modélisation du muscle avec les demi-ellipses dans le plan des fibres. Les courbes jaunes, rouge, bleue, magenta et verte donnent l'allure globale du muscle 126

Figure 66 : Les points A, i, j, E, k, l, B, m, n, F, o, p définissent la section du muscle dans le plan des fibres 126

Figure 67 : Lignes principales du muscle, enveloppe externe du muscle 127

Figure 68 : Section du muscle dans le plan d'inclinaison des fibres avec les différentes fibres musculaires. Chaque croix représente un élément discret 127

Figure 69 : Définition des extrémités supérieure et inférieure du muscle 128

Figure 70 : A. Les courbes principales du muscle, B. Coupe longitudinale du muscle, avec les fibres musculaires, C. Vue du muscle avec l'enveloppe externe et les fibres dans les différentes sections..... 129

Figure 71 : A. Vues du muscle avec les différents éléments de l'enveloppe et des fibres, B. Enveloppe du muscle : les éléments et les liens puis simplement les liens..... 129

Figure 72 : Exemples de modèles de muscle, différence de longueur du corps charnu, de largeur, de longueur du tendon, de l'angle de pennation..... 130

Figure 73: Simulation de traction sur le modèle en éléments discrets 131

Liste des Tableaux

Tableau 1: Expérimentations *in vitro* sur fibres musculaires – E : Module d'Young, κ : Module de compressibilité, ν : Coefficient de Poisson.....26

Tableau 2 : Expérimentations *in vitro* sur éprouvettes de muscle – K : Raideur, κ : Module de compressibilité, G : Module de cisaillement.....32

Tableau 3 : Expérimentations *in vivo* sur muscles entiers – F : effort, σ : Contrainte, E : Module d'Young, K : raideur.....41

Tableau 4 : Expérimentations *in vitro* sur muscles entiers – E : Module d'Young, K : Raideur, G : Module de cisaillement.....42

Tableau 5 : Modélisations en éléments finis des muscles Partie 1.....47

Tableau 6 : Modélisations en éléments finis des muscles Partie 2.....48

Tableau 7 : Caractéristiques géométriques des muscles.....68

Références

Aimedieu, P., Mitton, D., Faure, J. P., Denninger, L., and Lavaste, F. (2003). Dynamic stiffness and damping of porcine muscle specimens. *Medical Engineering & Physics*, 25(9):795–799.

Anderson, J., Li, Z., and Goubel, F. (2001). Passive stiffness is increased in soleus muscle of desmin knockout mouse. *Muscle & Nerve*, 24(8):1090–1092.

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

Bagni, M. A., Cecchi, G., Colomo, F., and Garzella, P. (1995). Absence of mechanical evidence for attached weakly binding cross-bridges in frog relaxed muscle fibres. *J Physiol*, 482 (Pt 2):391–400.

Barone, R. (2001). *Anatomie Comprée Des Mammifères Domestiques - Tome 2, Arthrologie Et Myologie*. VIGOT.

Behr, M., Arnoux, P.-J., Serre, T., Thollon, L., and Brunet, C. (2006). Tonic finite element model of the lower limb. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(2):223–228.

Bensamoun, S., Stevens, L., Fleury, M. J., Bellon, G., Goubel, F., and Tho, M. C. H. B. (2006). Macroscopic-microscopic characterization of the passive mechanical properties in rat soleus muscle. *Journal of Biomechanics*, 39(3):568–578.

Bertholon, N. (1999). *Modélisation 3D du cou humain en situation de chocs omnidirectionnels analyse cinématique et aspects lésionnels*. PhD thesis, ENSAM.

Bertholon, N., Robin, S., and Lecoz, J. (2000). Human head and cervical spine behaviour during low-speed end impacts: Pmhs sled tests with a rigid seat. In *IRCOBI Conference, Montpellier, France*.

Best, T. M., McElhaney, J., Garrett, W. E., and Myers, B. S. (1994). Characterization of the passive responses of live skeletal muscle using the quasi-linear theory of viscoelasticity. *Journal of Biomechanics*, 27(4):413–419.

Blemker, S. S. and Delp, S. L. (2006). Rectus femoris and vastus intermedius fiber excursions predicted by three-dimensional muscle models. *Journal of Biomechanics*, 39(8):1383–1391.

Blemker, S. S., Pinsky, P. M., and Delp, S. L. (2005). A 3d model of muscle reveals the causes of nonuniform strains in the biceps brachii. *Journal of Biomechanics*, 38(4):657–665.

Bonnel, F. and Marc, T. (2009). *Le muscle Nouveaux concepts : Anatomie - Biomécanique - Chirurgie - Rééducation*. SAURAMPS.

Bosboom, E. M., Hesselink, M. K., Oomens, C. W., Bouten, C. V., Drost, M. R., and Baaijens, F. P. (2001). Passive transverse mechanical properties of skeletal muscle under in vivo compression. *Journal of Biomechanics*, 34(10):1365–1368.

Bouisset, S. and Maton, B. (1999). *Muscles, posture et mouvement : Bases et applications de la méthode electromyographique*. HERMANN.

Breuls, R. G., Bouten, C. V., Oomens, C. W., Bader, D. L., and Baaijens, F. P. (2003). A theoretical analysis of damage evolution in skeletal muscle tissue with reference to pressure ulcer development. *Journal of Biomechanical Engineering*, 125(6):902–909.

Brolin, K., Halldin, P., and Leijonhufvud, I. (2005). The effect of muscle activation on neck response. *Traffic Inj Prev*, 6(1):67–76.

Brooke, M. H. and Kaiser, K. K. (1970). Muscle fiber types: how many and what kind? *Arch Neurol*, 23(4):369–379.

Calisse, J., Rohlmann, A., and Bergmann, G. (1999). Estimation of trunk muscle forces using the finite element method and in vivo loads measured by telemeterized internal spinal fixation devices. *Journal of Biomechanics*, 32(7):727–731.

Calvo, B., Ramírez, A., Alonso, A., Grasa, J., Soteras, F., Osta, R., and Muñoz, M. J. (2010). Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: experimental results and model formulation. *J Biomech*, 43(2):318–325.

Cendre, E., Mitton, D., Roux, J. P., Arlot, M. E., Duboeuf, F., Burt-Pichat, B., Rumelhart, C., Peix, G., and Meunier, P. J. (1999). High-resolution computed tomography for architectural characterization of human lumbar cancellous bone: relationships with histomorphometry and biomechanics. *Osteoporos Int*, 10(5):353–360.

Chawla, A., Mukherjee, S., and Karthikeyan, B. (2009). Characterization of human passive muscles for impact loads using genetic algorithm and inverse finite element methods. *Biomech Model Mechanobiol*, 8(1):67–76.

Chevallier, J. (2004). *Anatomie Appareil locomoteur*. Médecine-Sciences.

Choi, Y. M. and Kim, B. C. (2009). Muscle fiber characteristics, myofibrillar protein isoforms, and meat quality. *Livest. Sci.*, 122:105–118.

Christensen, M., Kok, C., and Ertbjerg, P. (2006). Mechanical properties of type i and type iib single porcine muscle fibres. *Meat Science*, 73:422–425.

Clemmer, J., Liao, J., Davis, D., Horstemeyer, M. F., and Williams, L. N. (2010). A mechanistic study for strain rate sensitivity of rabbit patellar tendon. *J Biomech*, 43(14):2785–2791.

Colombini, B., Benelli, G., Nocella, M., Musarò, A., Cecchi, G., and Bagni, M. A. (2009). Mechanical properties of intact single fibres from wild-type and mlc/migf-1 transgenic mouse muscle. *J Muscle Res Cell Motil*, 30(5-6):199–207.

Dauvilliers, F., Bendjellal, F., Weiss, M., Lavaste, F., and Tarrière, C. (1994). Developement of a finite element model of the neck. In *Stapp car crash conference*.

Davis, J., Kaufman, K. R., and Lieber, R. L. (2003). Correlation between active and passive isometric force and intramuscular pressure in the isolated rabbit tibialis anterior muscle. *Journal of Biomechanics*, 36(4):505–512.

Deffieux, T., Montaldo, G., Tanter, M., and Fink, M. (2009). Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity. 28(3):313–322.

Delaplace, A. and Desmorat, R. (2007). Discrete 3d model as complimentary numerical testing for anisotropic damage. *International Journal of Fracture*, 148:115–128.

De Winkel, M. E. D., Blangé, T., and Treijtel, B. W. (1994). High frequency characteristics of elasticity of skeletal muscle fibres kept in relaxed and rigor state. *J Muscle Res Cell Motil*, 15(2):130–144.

Dresner, M. A., Rose, G. H., Rossman, P. J., Muthupillai, R., Manduca, A., and Ehman, R. L. (2001). Magnetic resonance elastography of skeletal muscle. *Journal of Magnetic Resonance Imaging*, 13(2):269–276.

Eng, C. M., Smallwood, L. H., Rainiero, M. P., Lahey, M., Ward, S. R., and Lieber, R. L. (2008). Scaling of muscle architecture and fiber types in the rat hindlimb. *J Exp Biol*, 211(Pt 14):2336–2345.

Ettema, G. J. and Huijing, P. A. (1994). Frequency response to rat gastrocnemius medialis in small amplitude vibrations. *Journal of Biomechanics*, 27(8):1015–1022.

Fraysse, F., Dumas, R., Cheze, L., and Wang, X. (2009). Comparison of global and joint-to-joint methods for estimating the hip joint load and the muscle forces during walking. *J Biomech*, 42(14):2357–2362.

Frechede, B., Bertholon, N., Lecoz, J., Lavaste, F., and Skalli, W. (2005). Finite element model of the human neck during omni-directional impacts part i: Kinematics and injury. *European Journal of Computational Mechanics*, 14:463–485.

Frechede, B., Bertholon, N., Saillant, G., Lavaste, F., and Skalli, W. (2006). Finite element model of the human neck during omni-directional impacts. part ii: relation between cervical curvature and risk of injury. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9(6):379–386.

Gennisson, J., Cornu, C., Catheline, S., Fink, M., and Portero, P. (2005). Human muscle hardness assessment during incremental isometric contraction using transient elastography. *Journal of Biomechanics*, 38:1543–1550.

Gennisson, J.-L., Catheline, S., Chaffaï, S., and Fink, M. (2003). Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles. *J Acoust Soc Am*, 114(1):536–541.

Gosselin, L. E., Adams, C., Cotter, T. A., McCormick, R. J., and Thomas, D. P. (1998). Effect of exercise training on passive stiffness in locomotor skeletal muscle: role of extracellular matrix. *Journal of Applied Physiology*, 85(3):1011–1016.

Gottsauner-Wolf, F., Grabowski, J. J., Chao, E. Y., and An, K. N. (1995). Effects of freeze/thaw conditioning on the tensile properties and failure mode of bone-muscle-bone units: a biomechanical and histological study in dogs. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(1):90–95.

Goubel, F. and Lensel-Corbeil, G. (1998). *Biomécanique : Elements de mécanique musculaire*. MASSON.

Gras, L.-L., Mitton, D., Crevier-Denoix, N., and Laporte, S. (2011). The non-linear response of a muscle in transverse compression: assessment of geometry influence using a finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, In press.

Gray (1918). *Anatomy of the Human Body*.

Grover, J. P., Corr, D. T., Toumi, H., Manthei, D. M., Oza, A. L., Vanderby, R., and Best, T. M. (2007). The effect of stretch rate and activation state on skeletal muscle force in the anatomical range. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 22(3):360–368.

Hawkins, D. and Bey, M. (1997). Muscle and tendon force-length properties and their interactions in vivo. *Journal of Biomechanics*, 30(1):63–70.

Hedenstierna, S., Halldin, P., and Brolin, K. (2008). Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 11(6):627–639.

Herzog, W., Leonard, T. R., Renaud, J. M., Wallace, J., Chaki, G., and Bornemisza, S. (1992). Force-length properties and functional demands of cat gastrocnemius, soleus and plantaris muscles. *Journal of Biomechanics*, 25(11):1329–1335.

Hitomi, Y., Kizaki, T., Watanabe, S., Matsumura, G., Fujioka, Y., Haga, S., Izawa, T., Taniguchi, N., and Ohno, H. (2005). Seven skeletal muscles rich in slow muscle fibers may function to sustain neutral position in the rodent hindlimb. *Comp Biochem Physiol B Biochem Mol Biol*, 140(1):45–50.

Iliescu, D., Gehin, D., Iordanoff, I., Girot, F., and Gutiérrez, M. (2010). A discrete element method for the simulation of cfrp cutting. *Composites Science and Technology*, 70:73–80.

Ivancic, P. C. and Sha, D. (2010). Comparison of the whiplash injury criteria. *Accid Anal Prev*, 42(1):56–63.

Johansson, T., Meier, P., and Blickhan, R. (2000). A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *Journal of Theoretical Biology*, 206(1):131–149.

Jolivet, E., Laredo, J., Bonneau, D., and Skalli, W. (2009). Patient specific finite element model of the hip muscles and bones. *European Journal of Computational Mechanics*, 18:117–129.

Jolivet, E., Pomero, V., and Skalli, W. (2001). Finite element model of muscle. In *5th international symposium on computer methods in biomechanics and biomedical engineering*.

Kamibayashi, L. K. and Richmond, F. J. (1998). Morphometry of human neck muscles. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(12):1314–1323.

Kamina (2006). *Anatomie clinique : Tome 2, Tête, Cou, Dos*. Maloine.

Krylow, A. M. and Sandercock, T. G. (1997). Dynamic force responses of muscle involving eccentric contraction. *Journal of Biomechanics*, 30(1):27–33.

Lannergren, J. (1971). The effect of low-level activation on the mechanical properties of isolated frog muscle fibers. *The Journal of General Physiology*, 58:145–162.

Laville, A. (2010). *Modélisation géométrique et mécanique du complexe musculo-squelettique du rachis cervical sous facteur de charge*. PhD thesis, Arts et Métiers ParisTech.

Lieber, R. L., Runesson, E., Einarsson, F., and Fridén, J. (2003). Inferior mechanical properties of spastic muscle bundles due to hypertrophic but compromised extracellular matrix material. *Muscle & Nerve*, 28(4):464–471.

Lin, R., Chang, G., and Chang, L. (1999). Biomechanical properties of muscle-tendon unit under high-speed passive stretch. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 14(6):412–417.

Linder-Ganz, E. and Gefen, A. (2004). Mechanical compression-induced pressure sores in rat hindlimb: muscle stiffness, histology, and computational models. *Journal of Applied Physiology*, 96:2034–2049.

Martins, J., Pires, E., Salvado, R., and Dinis, P. (1998). A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151:419–433.

Maughan, D. and Godt, R. (1979). Stretch and radial compression studies on relaxed skinned muscle fibers of the frog. *Biophys. J.*, 28:391–402.

McElhaney, J. H. (1966). Dynamic response of bone and muscle tissue. *Journal of Applied Physiology*, 21(4):1231–1236.

Morrow, D., Donahue, T. H., Odegard, G., and Kaufman, K. (2008). Tensile material properties of skeletal muscle tissue in longitudinal and transverse directions. In *Proceedings of the ASME 2008 Summer Bioengineering Conference, Marco Island, FL*.

Morrow, D. A., Donahue, T. L. H., Odegard, G. M., and Kaufman, K. R. (2010). Transversely isotropic tensile material properties of skeletal muscle tissue. *J Mech Behav Biomed Mater*, 3(1):124–129.

Mutungi, G., Trinick, J., and Ranatunga, K. W. (2003). Resting tension characteristics in differentiating intact rat fast- and slow-twitch muscle fibers. *J Appl Physiol*, 95(6):2241–2247.

Myers, B. S., Ee, C. A. V., Camacho, D. L. A., Woolley, C. T., and Best, T. M. (1995). On the structural and material properties of mammalian skeletal muscle and its relevance to human cervical impact dynamics. In *Proceedings of the 39th stapp car crash conference*, pages 203–214. 952723.

Myers, B. S., Woolley, C. T., Slotter, T. L., Garrett, W. E., and Best, T. M. (1998). The influence of strain rate on the passive and stimulated engineering stress–large strain behavior of the rabbit tibialis anterior muscle. *Journal of Biomechanical Engineering*, 120(1):126–132.

Noonan, T. J., Best, T. M., Seaber, A. V., and Garrett, W. E. (1993). Thermal effects on skeletal muscle tensile behavior. *Am J Sports Med*, 21(4):517–522.

Noonan, T. J., Best, T. M., Seaber, A. V., and Garrett, W. E. (1994). Identification of a threshold for skeletal muscle injury. *Am J Sports Med*, 22(2):257–261.

Nordez, A., Cornu, C., and McNair, P. (2006). Acute effects of static stretching on passive stiffness of the hamstring muscles calculated using different mathematical models. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(7):755–760.

Nordez, A., Gennisson, J. L., Casari, P., Catheline, S., and Cornu, C. (2008). Characterization of muscle belly elastic properties during passive stretching using transient elastography. *J Biomech*, 41(10):2305–2311.

Ogden, R. W. (1997). *Non-linear Elastic Deformations*. Dover Publications Inc.

Oomens, C. W. J., Maenhout, M., van Oijen, C. H., Drost, M. R., and Baaijens, F. P. (2003). Finite element modelling of contracting skeletal muscle. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 358(1437):1453–1460.

Palevski, A., Glaich, I., Portnoy, S., Linder-Ganz, E., and Gefen, A. (2006). Stress relaxation of porcine gluteus muscle subjected to sudden transverse deformation as related to pressure sore modeling. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(5):782–787.

Pappas, G. P., Asakawa, D. S., Delp, S. L., Zajac, F. E., and Drace, J. E. (2002). Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol*, 92(6):2381–2389.

Prasad, P., Kim, A., and Weerappuli, D. (1997). Biofidelity of anthropomorphic test devices for rear impact. In *41st Stapp Car Crash Conference, November*.

Purslow, P. P. (2002). The structure and functional significance of variations in the connective tissue within muscle. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol*, 133(4):947–966.

Ralis, Z. A. (1989). Freezing of orthopaedic specimens before mechanical testing. *J Bone Joint Surg Br*, 71(1):55–57.

Rydevik, B. (2008). Esj: Expert comment on number and cost of claims linked to minor cervical trauma. *Eur Spine J*, 17(10):1361.

Schatzmann, L., Brunner, P., and Stäubli, H. U. (1998). Effect of cyclic preconditioning on the tensile properties of human quadriceps tendons and patellar ligaments. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 6 Suppl 1:S56–S61.

Scott, S. H. and Loeb, G. E. (1995). Mechanical properties of aponeurosis and tendon of the cat soleus muscle during whole-muscle isometric contractions. *J Morphol*, 224(1):73–86.

Siegmund, G. P., Sanderson, D. J., Myers, B. S., and Inglis, J. T. (2003). Rapid neck muscle adaptation alters the head kinematics of aware and unaware subjects undergoing multiple whiplash-like perturbations. *J Biomech*, 36(4):473–482.

Song, B., Chen, W., Ge, Y., and Weerasooriya, T. (2007). Dynamic and quasi-static compressive response of porcine muscle. *Journal of Biomechanics*, 40(13):2999–3005.

Sten-Knudsen, O. (1953). Torsional elasticity of the isolated cross striated muscle fibre. *Acta Physiologica Scandinavica*, 28(supl 104):1–240.

Su, W.-R., Chen, H.-H., and Luo, Z.-P. (2008). Effect of cyclic stretching on the tensile properties of patellar tendon and medial collateral ligament in rat. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 23(7):911–917.

Sun, J.-S., Tsuang, Y.-H., Liu, T.-K., Hang, Y.-S., Cheng, C.-K., and Lee, W. (1995). Viscoplasticity of rabbit skeletal muscle under dynamic cyclic loading. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 10(5):258–262.

Svensson, M. Y., Boström, O., Davidsson, J., Hansson, H. A., Håland, Y., Lövsund, P., Suneson, A., and Säljö, A. (2000). Neck injuries in car collisions–a review covering a possible injury mechanism and the development of a new rear-impact dummy. *Accid Anal Prev*, 32(2):167–175.

Teran, J., Sifakis, E., Blemker, S. S., Ng-Thow-Hing, V., Lau, C., and Fedkiw, R. (2005). Creating and simulating skeletal muscle from the visible human data set. *IEEE Trans Vis Comput Graph*, 11(3):317–328.

Untaroiu, C., Darvish, K., Crandall, J., Deng, B., and Wang, J. T. (2005). Characterization of the lower limb soft tissues in pedestrian finite element models. In *19th International technical conference on the Enhanced Safety of Vehicles*.

Van Ee, C. A. V., Chasse, A. L., and Myers, B. S. (2000). Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage. *Journal of Biomechanical Engineering*, 122(1):9–14.

Van Loocke, M. V., Lyons, C. G., and Simms, C. K. (2006). A validated model of passive muscle in compression. *Journal of Biomechanics*, 39(16):2999–3009.

Van Loocke, M. V., Lyons, C. G., and Simms, C. K. (2008). Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: stress-relaxation behaviour and constitutive modelling. *Journal of Biomechanics*, 41(7):1555–1566.

Van Loocke, M. V., Simms, C. K., and Lyons, C. G. (2009). Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression-cyclic behaviour. *Journal of Biomechanics*, 42(8):1038–1048.

Van Sligtenhorst, C. V., Cronin, D. S., and Brodland, G. W. (2006). High strain rate compressive properties of bovine muscle tissue determined using a split hopkinson bar apparatus. *Journal of Biomechanics*, 39(10):1852–1858.

Vervuurt, A., Vliet, M. V., Mier, J. V., and Schlangen, E. (1995). Smulations of tensile fracture in concrete. *Fracture Mechanics of Concrete Structures*, pages 353–362.

Viot, P. and Lemaire, C. (2006). Mise en place d'une plate-forme d'essais pour l''etude dynamique d'amortisseurs automobile. *Mécanique & Industries*, 6:655–660.

Weiss, J. A., Makerc, B. N., and Govindjeed, S. (1996). Finite element implementation of incompressible, transversely isotropic hyperelasticity. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 135:107–128.

Yamada, H. (1970). *Strength of biological materials*. The Williams & Wilkins Company, in Baltimore.

Yucesoy, C. A., Koopman, B. H. F. J. M., Huijing, P. A., and Grootenboer, H. J. (2002). Three-dimensional finite element modeling of skeletal muscle using a two-domain approach: linked fiber-matrix mesh model. *Journal of Biomechanics*, 35(9):1253–1262.

ANNEXE A

Courbes expérimentales Essais de traction et modélisation sur le muscle sternocleidomastoideus

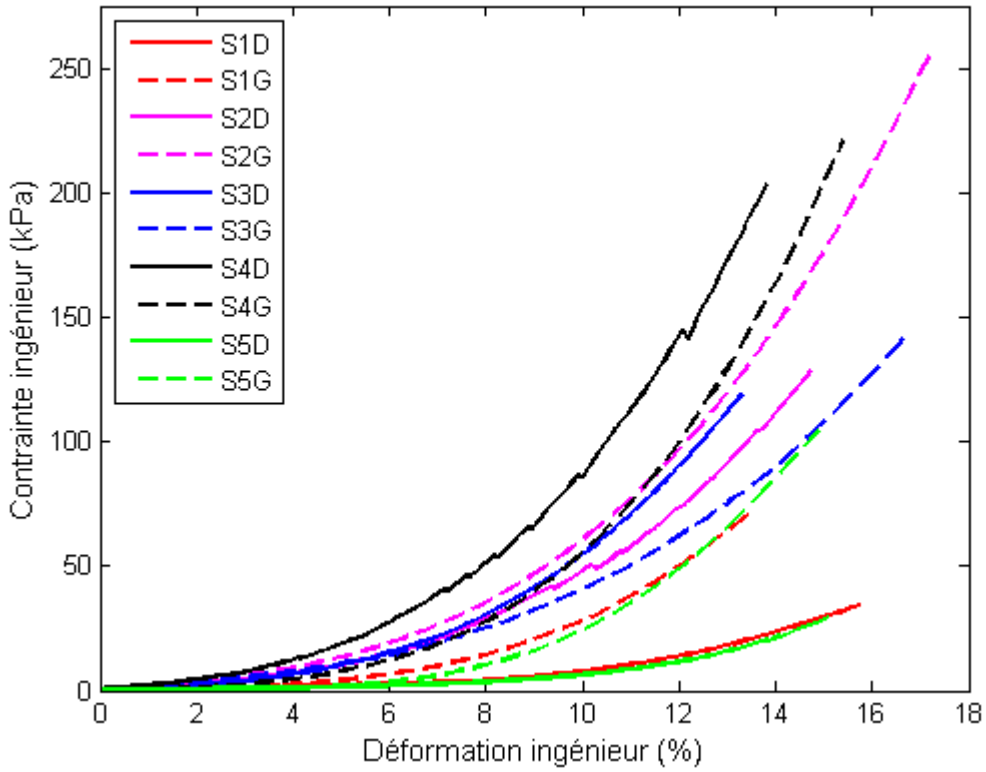
Sommaire

Hyper-élasticité 158
Sujet 1 : 159
Sujet 2 : 159
Sujet 3 : 160
Sujet 4 : 160
Sujet 5 : 160
Hyper-viscoélasticité 161
Sujet 1 : 161
Sujet 2 : 161
Sujet 3 : 162
Sujet 4 : 162
Sujet 5 : 162
Loi Hyperélastique : 163

Cette annexe détaille les courbes expérimentales et les résultats des différentes modélisations proposées pour le comportement hyper-élastique et hyper-viscoélastique du muscle sternocleidomastoideus. Elle détaille également les calculs liés à la loi hyper-élastique.

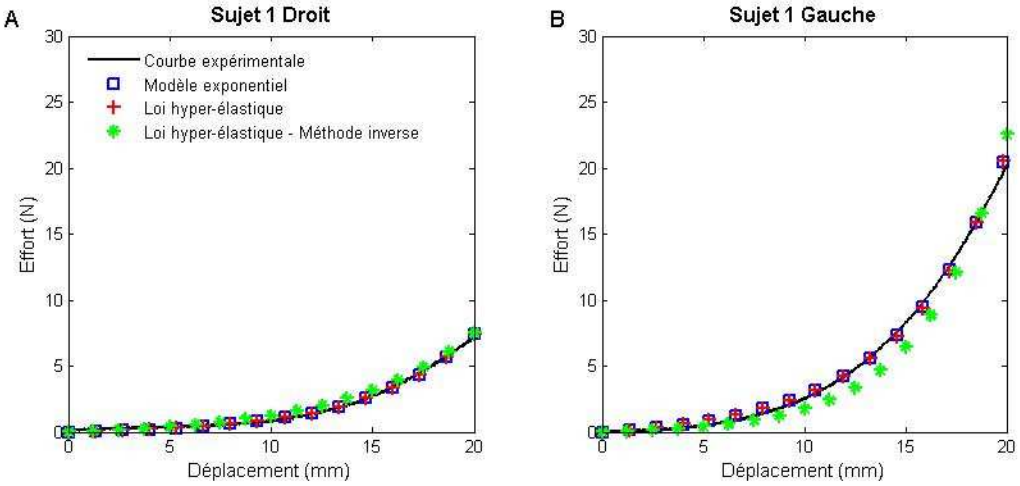
Hyper-élasticité

Courbes expérimentales de traction ramenées à des courbes de contrainte ingénieur en fonction de la déformation ingénieur pour tous les muscles testés.

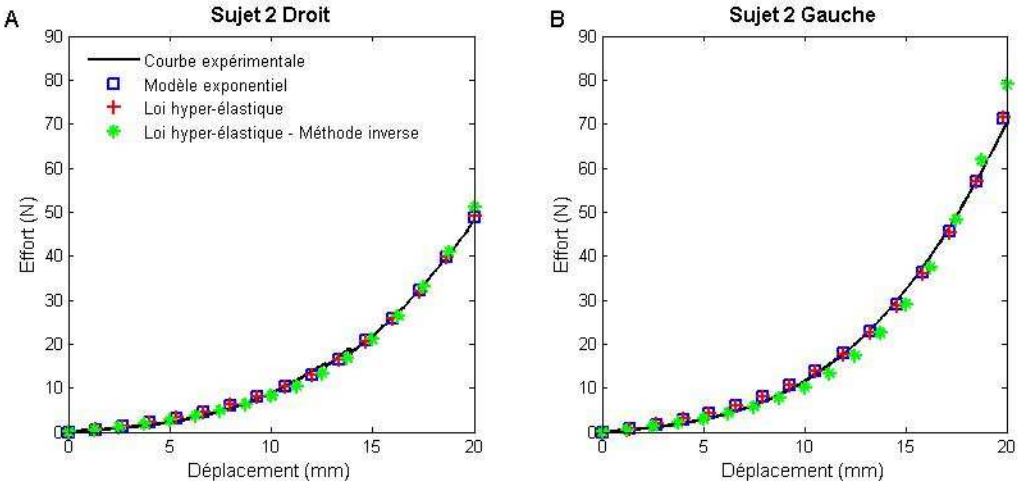


Courbes expérimentales de traction, modélisation avec un modèle exponentiel, modélisation avec une loi hyper-élastique, modélisation avec une loi hyper-élastique – méthode inverse.

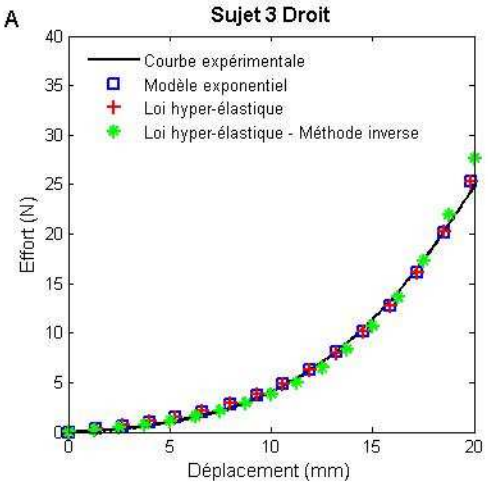
Sujet 1 :

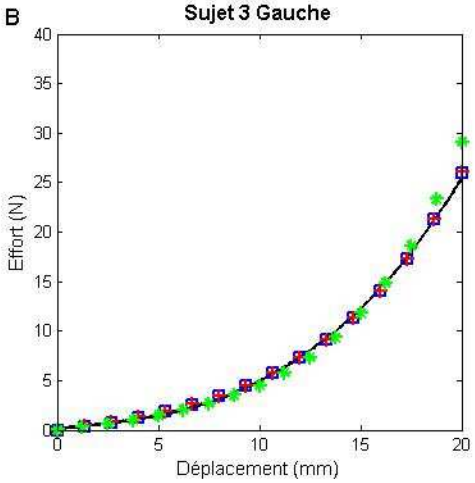


Sujet 2 :

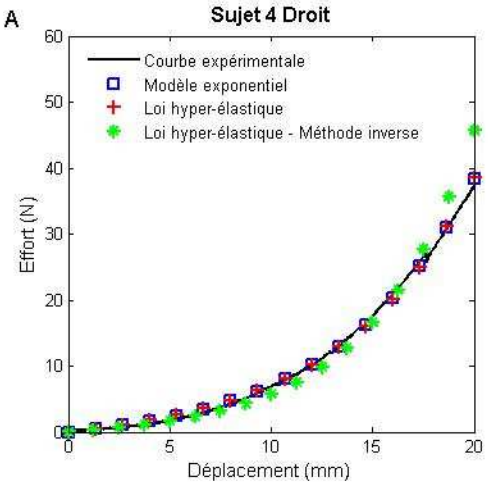


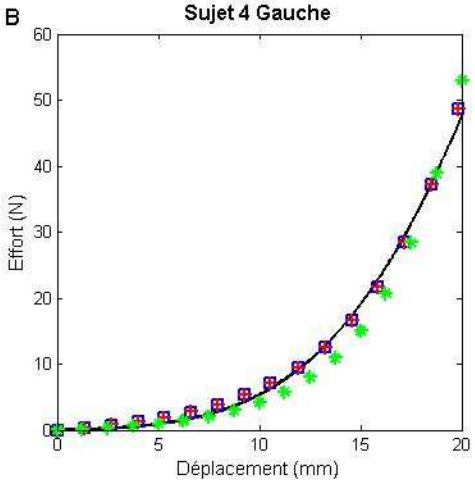
Sujet 3 :



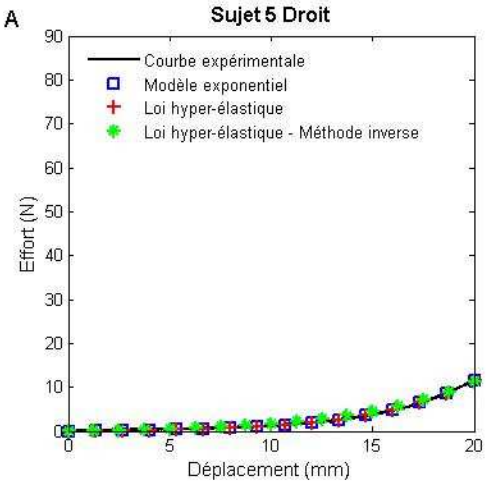


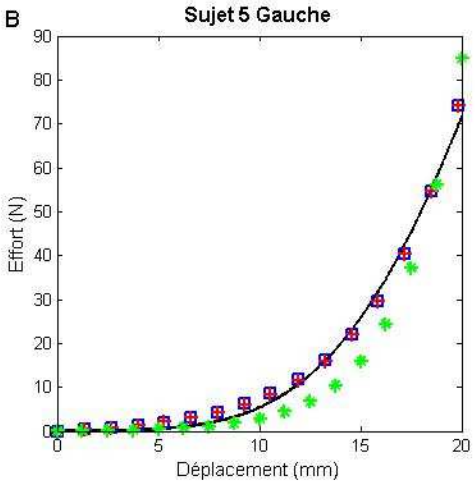
Sujet 4 :





Sujet 5 :

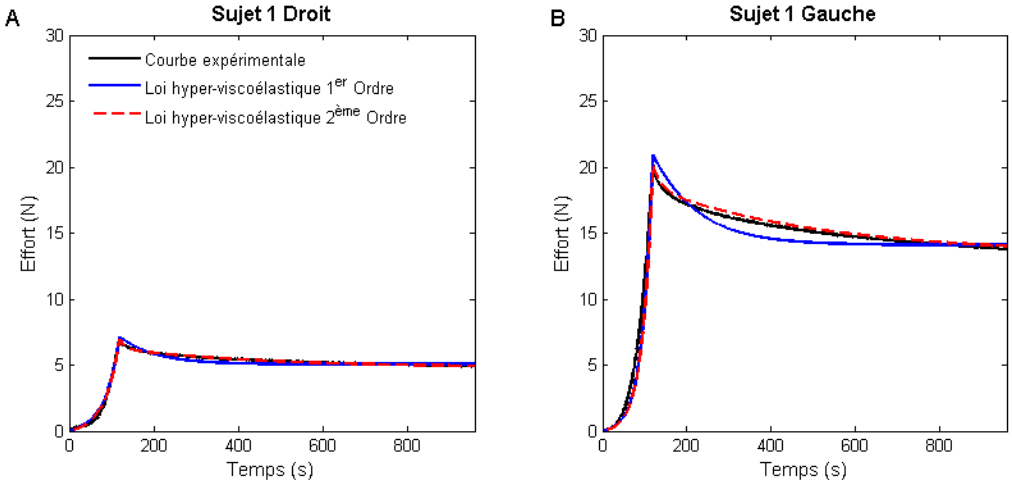




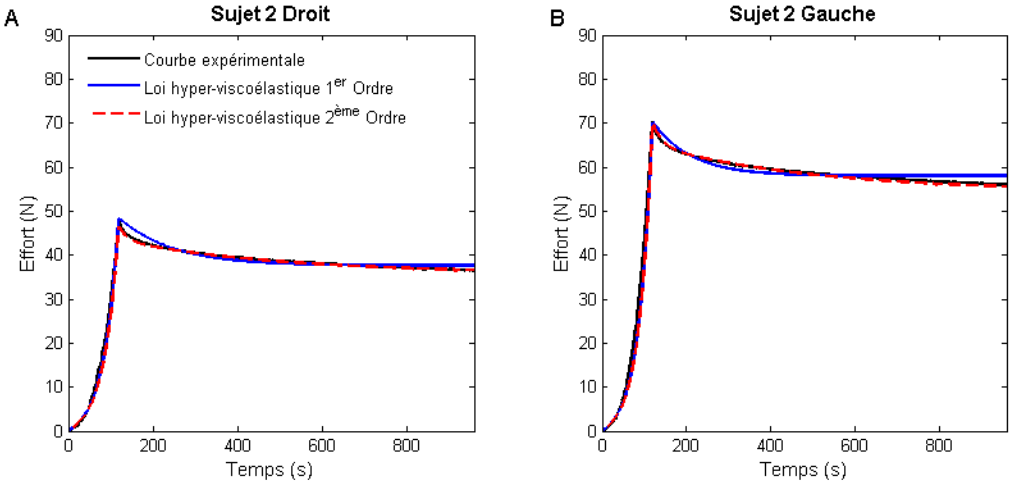
Hyper-viscoélasticité

Courbes expérimentales de traction et relaxation, modélisation avec une loi hyper-viscoélastique
Méthode inverse pour un modèle au 1er ordre et au 2ème ordre.

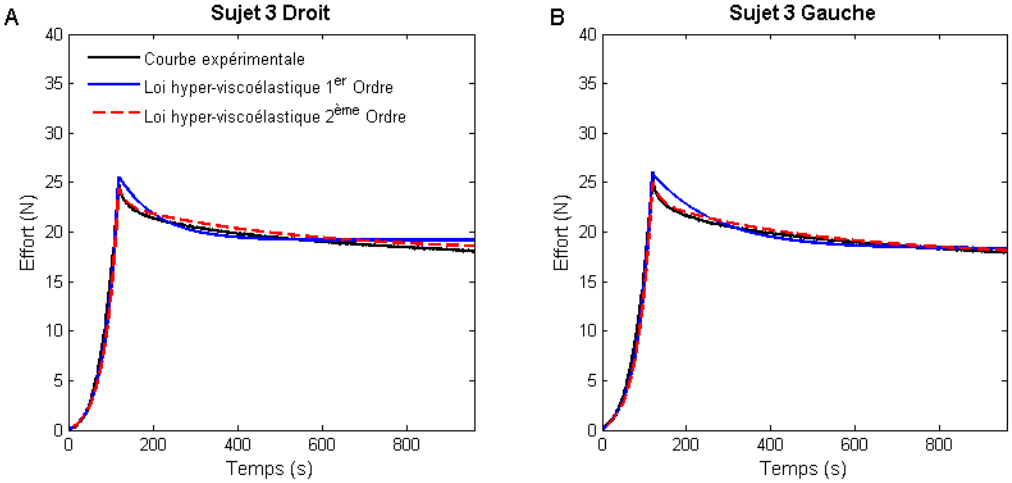
Sujet 1 :



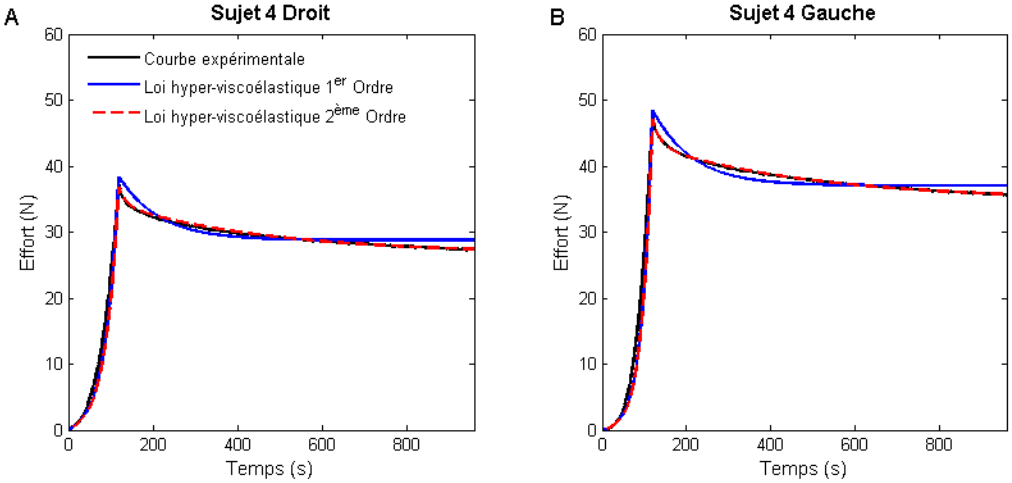
Sujet 2 :



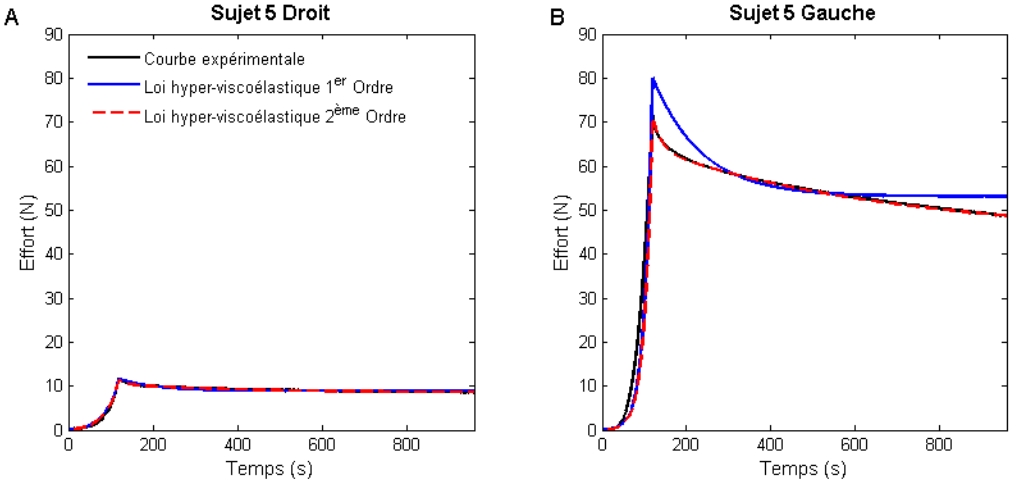
Sujet 3 :



Sujet 4 :



Sujet 5 :



Loi Hyperélastique :

Par hypothèse, la transformation appliquée au muscle est décrite comme suit :

$$\underline{\underline{F}} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3 \end{bmatrix}$$

$\underline{\underline{F}}$:	Gradient de la transformation
λ_i :	Elongation principale (Sans dimension), $\lambda_1 = 1 + \frac{d}{l_0}$

$$\underline{\underline{C}} = \begin{bmatrix} \lambda_1^2 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_2^2 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_3^2 \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{C}} = \underline{\underline{F}}^T . \underline{\underline{F}}$$

$\underline{\underline{C}}$:	Tenseur des dilatations de Cauchy-Green.

$$\underline{\underline{E}} = \begin{bmatrix} \frac{\lambda_1^2 - 1}{2} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{\lambda_2^2 - 1}{2} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{\lambda_3^2 - 1}{2} \end{bmatrix} \quad \underline{\underline{E}} = \frac{1}{2}\left(\underline{\underline{C}} - \underline{\underline{I}}\right)$$

$\underline{\underline{E}}$:	Déformation de Green-Lagrange

La loi hyper-élastique utilisée est définie par une énergie de déformation :

$$W = \rho_0 \psi = \frac{2\mu}{\alpha^2}\left[\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3 + \frac{1}{\beta}\left(J^{-\alpha\beta} - 1\right)\right]$$

W :	Energie de déformation par unité de volume ($J.m^{-3}$)
ψ :	Energie libre par unité de volume ($J.m^{-3}$)
ρ_0 :	Densité (Sans dimension), masse volumique du matériau rapportée à la masse volumique de l'eau
λ_i :	Elongation principale (Sans dimension)
J :	Déformation volumique (Sans dimension) $J = \det\left(\underline{\underline{F}}\right) = \lambda_1\lambda_2\lambda_3$
β :	Paramètre lié au coefficient de Poisson (ν)
	$\beta = \frac{\nu}{1 - 2\nu}$
μ :	Module de cisaillement (Pa)
α :	Paramètre de courbure (Sans dimension)

La loi étant hyper-élastique, elle ne dépend que de $\underline{\underline{F}}$, le gradient de la transformation. Par conséquent, le tenseur des contraintes nominales s'écrit :

$$\underline{\underline{S}} = \frac{\partial W}{\partial \underline{\underline{F}}} = \underline{\underline{P}}.\underline{\underline{F}}^T$$

$\underline{\underline{S}}$:	Tenseur des contraintes nominales
$\underline{\underline{P}}$:	Second tenseur de Piola-Kirchhoff

Et par conséquent la contrainte de Cauchy s'écrit :

$$\underline{\underline{\sigma}} = \frac{1}{J}\frac{\partial W}{\partial \underline{\underline{F}}}\underline{\underline{F}}^T$$

$\underline{\underline{\sigma}}$:	Contrainte de Cauchy

En considérant la direction principale n°1,

$$S_{11} = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} = \frac{2\mu}{\alpha}\frac{1}{\lambda_1}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]$$

$$\sigma_{11} = \frac{\lambda_1}{J} S_{11}$$

$$\boxed{\sigma_{11} = \frac{2\mu}{\alpha}\frac{1}{J}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]}$$

L'effort est relié à la contrainte par la relation :

$$F_1 = S\sigma_{11}$$

F_1 :	Effort expérimental selon la direction principale
σ_{11} :	Contrainte de Cauchy selon la direction principale
S :	Section du muscle prise en son milieu

Or la section est variable :

$$S = S_0\lambda_2\lambda_3 = S_0\frac{J}{\lambda_1}$$

S :	Section du muscle
S_0 :	Section initiale du muscle

L'effort s'écrit :

$$F_1 = \frac{J}{\lambda_1}\sigma_{11}S_0$$

$$\boxed{F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha}\frac{1}{\lambda_1}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]}$$

Si on se place dans un cas où le muscle est isochore, la limite de la déformation volumique élevée à la puissance -αβ est $J^{-\alpha\beta} \approx \lambda_1^{-\alpha/2}$ et l'effort peut s'écrire :

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha}\left[\lambda_1^{\alpha} - \lambda_1^{-\alpha/2}\right]\lambda_1^{-1}$$

Par ailleurs, avec cette formulation, on retrouve un effort nul lorsque le déplacement imposé au muscle est nul.

Une étude en petites déformations permet de retrouver un cas d'élasticité linéaire.

En hypothèse de Petites Perturbations, l'élongation principale s'écrit :

$$\lambda_1 = 1 + \varepsilon_1$$

ε_1 :	Déformation de Green-Lagrange linéarisée

La déformation volumique s'écrit :

$$J = 1 + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 = 1 + trace(\underline{\underline{\varepsilon}})$$

$\underline{\underline{\varepsilon}}$:	Tenseur des déformations de Green-Lagrange linéarisé

La contrainte de Cauchy vaut alors :

$$\sigma_{11} = \frac{2\mu}{\alpha}\frac{1}{J}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\mu}{\alpha}\left[(1+\varepsilon_1)^{\alpha} - (1+\varepsilon_1+\varepsilon_2+\varepsilon_3)^{-\alpha\beta}\right]\frac{1}{(1+\varepsilon_1+\varepsilon_2+\varepsilon_3)}$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\mu}{\alpha}\left[1+\alpha\varepsilon_1 - 1 + \alpha\beta(\varepsilon_1+\varepsilon_2+\varepsilon_3)\right](1-(\varepsilon_1+\varepsilon_2+\varepsilon_3))$$

$$\sigma_{11} \approx 2\mu\left[\varepsilon_1 + \frac{\nu}{1-2\nu}trace(\underline{\underline{\varepsilon}})\right]$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\nu}{1-2\nu}\mu.trace\left(\underline{\underline{\varepsilon}}\right)+2\mu\varepsilon_1$$

Par extension on a :

$$\boxed{\underline{\underline{\sigma}} \approx 2\mu\underline{\underline{\varepsilon}}+\frac{2\nu}{1-2\nu}\mu.trace\left(\underline{\underline{\varepsilon}}\right)\underline{\underline{I}}}$$

On retrouve les constantes de Lamé :

$$\mu = G = \frac{E}{2(1+\nu)}$$

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1+\nu)(1-2\nu)} = \frac{2\nu\mu}{1-2\nu}$$

De même si on considère l'effort en petites déformations,

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha}\frac{1}{\lambda_1}\left[\lambda_1^{\alpha} - J^{-\alpha\beta}\right]$$

$$F_1 \approx \frac{2\mu S_0}{\alpha}\left[1+\alpha\varepsilon_1 - 1+\alpha\beta(\varepsilon_1+\varepsilon_2+\varepsilon_3)\right]\frac{1}{1+\varepsilon_1}$$

$$F_1 \approx \frac{2\mu S_0}{1+\varepsilon_1}\left[\varepsilon_1+\frac{\nu}{1-2\nu}trace\left(\underline{\underline{\varepsilon}}\right)\right]$$

$$F_1 \approx 2\mu S_0\left[\varepsilon_1+\frac{\nu}{1-2\nu}trace\left(\underline{\underline{\varepsilon}}\right)\right]$$

Or $trace\left(\underline{\underline{\varepsilon}}\right) = (1-2\nu)\varepsilon_1$, d'où :

$$F_1 \approx 2\mu S_0\left[\varepsilon_1+\nu\varepsilon_1\right]$$

$$\boxed{F_1 \approx 2\mu(1+\nu)\varepsilon_1 S_0}$$

$$F_1 \approx ES_0\varepsilon_1$$

On retrouve la formulation en élasticité linéaire.

ANNEXE B

Courbes expérimentales
Essais de traction sur le muscle extensor carpi ulnaris humain

Sommaire

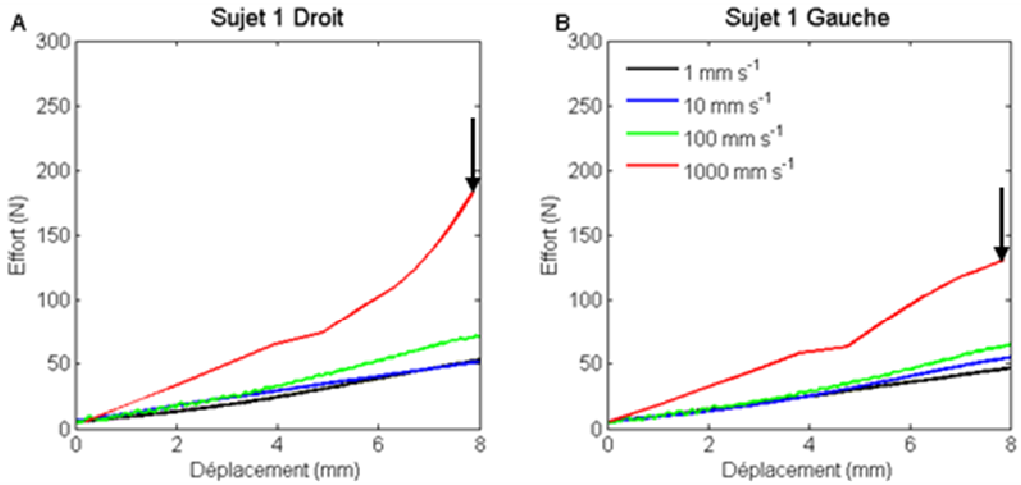
Courbes expérimentales 168
Sujet 1 : 168
Sujet 2 : 168
Sujet 3 : 169
Sujet 4 : 169
Sujet 5 : 169

Cette annexe détaille les courbes expérimentales obtenues pour les expérimentations de traction réalisées sur les muscles extensor carpi ulnaris humains.

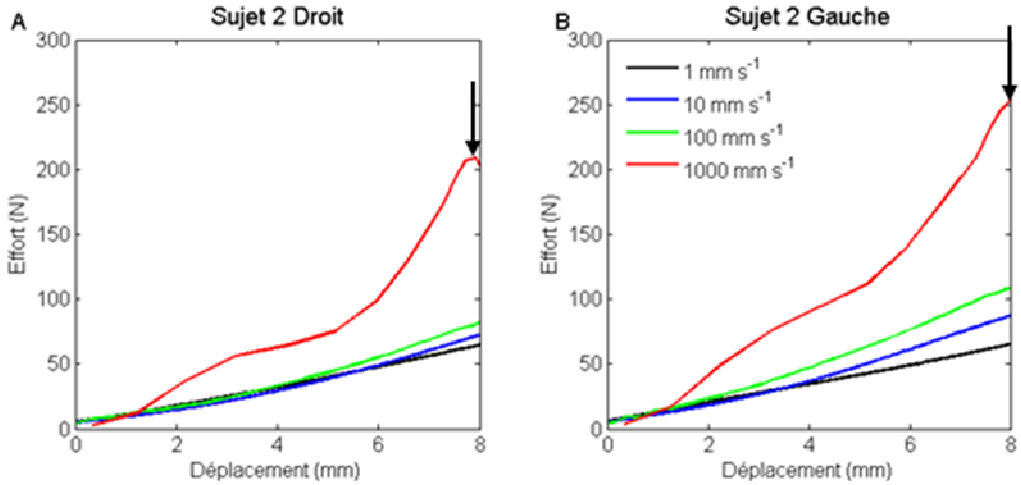
Courbes expérimentales

Les courbes effort-déplacement pour chaque vitesse de sollicitation sont présentées pour chaque sujet testé. Une flèche verticale indique la rupture du muscle.

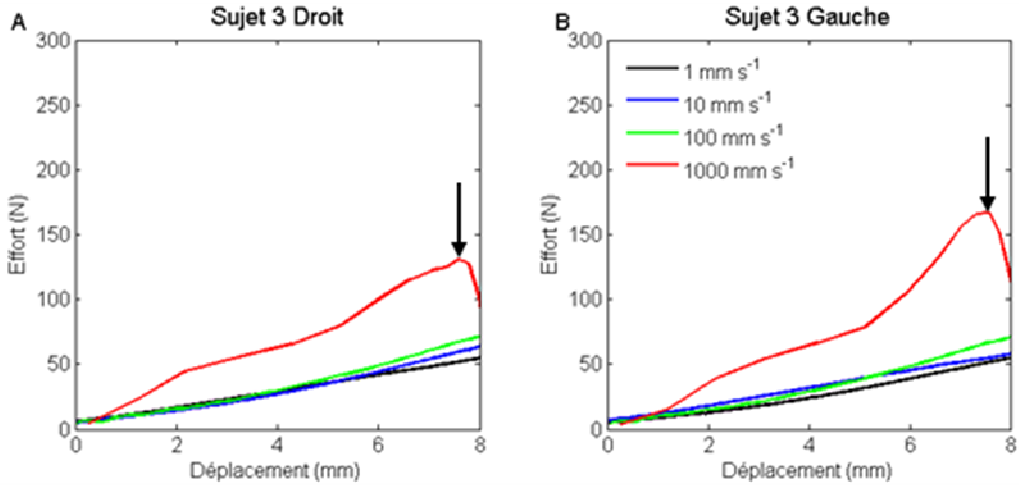
Sujet 1 :



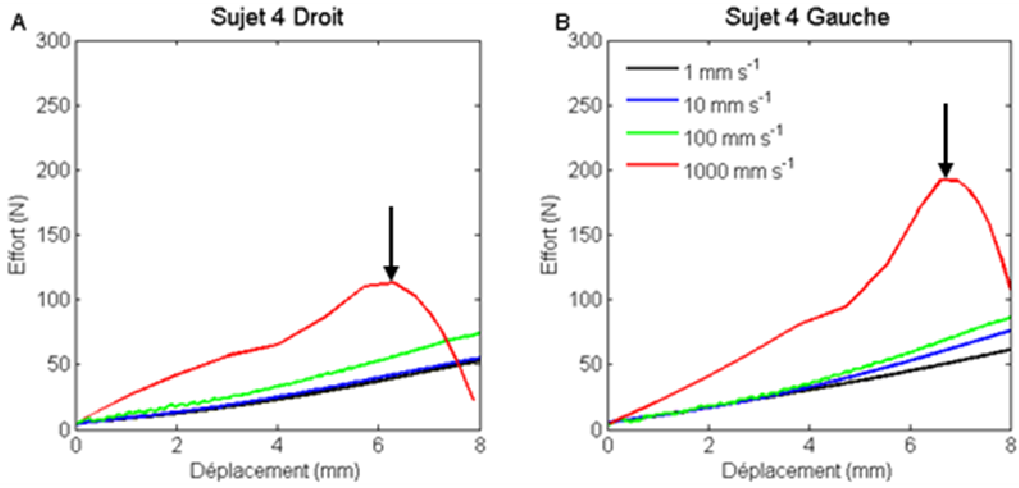
Sujet 2 :



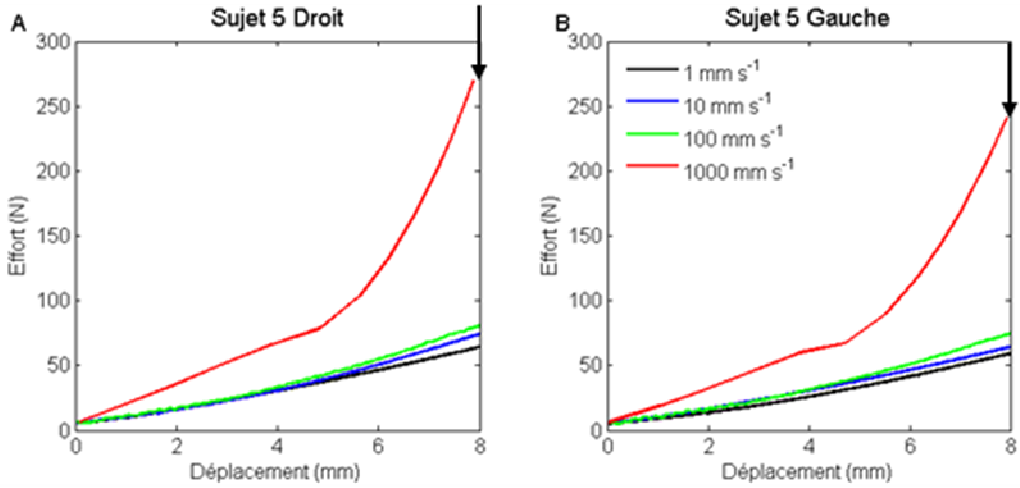
Sujet 3 :



Sujet 4 :



Sujet 5 :



ANNEXE C

Courbes expérimentales Essais de traction sur le muscle extensor carpi ulnaris animal et analyse statistique

Sommaire

Courbes expérimentales 172
Sujet 1 : 173
Sujet 2 : 174
Sujet 3 : 175
Sujet 4 : 176
Sujet 5 : 177
Sujet 6 : 178
Effet des conditions expérimentales 179
Paramètre K_7 180
Paramètre F_{max} 181
Paramètre K_{exp} 182
Paramètre α 183
Effet vitesse 184
Paramètre K_7 185
Paramètre F_{max} 186
Paramètre K_{exp} 187
Paramètre α 188

Cette annexe détaille les courbes expérimentales obtenues pour les expérimentations de traction réalisées sur les muscles extensor carpi ulnaris de chien, et les résultats des études statistiques.

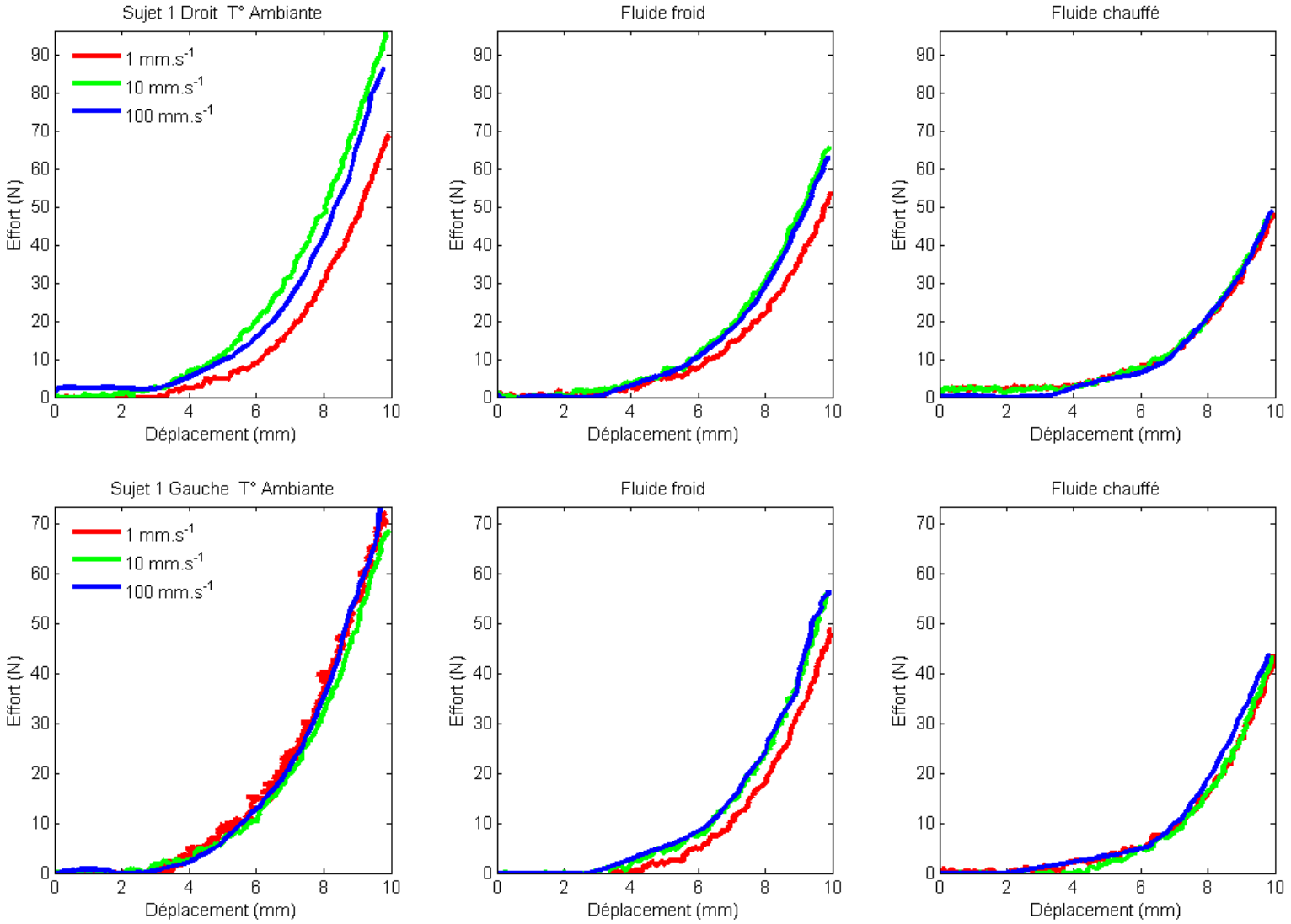
Courbes expérimentales

Les courbes expérimentales effort-déplacement pour chaque muscle de chien, pour chaque vitesse et pour chaque condition d'expérimentation sont présentées sur les courbes suivantes.

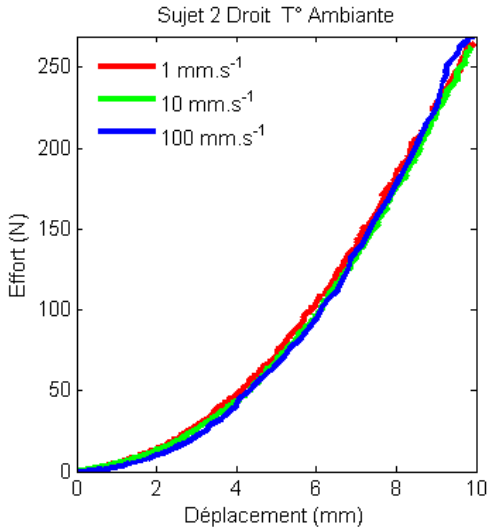
Sur chaque page, la figure supérieure donne les résultats pour le muscle droit, et la figure inférieure donne ceux pour le muscle gauche.

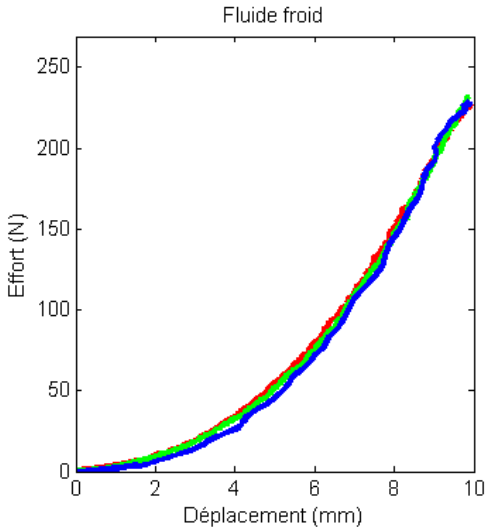
La vitesse de 1 $mm.s^{-1}$ est représentée en rouge, 10 $mm.s^{-1}$ est en vert et 100 $mm.s^{-1}$ est en bleu.

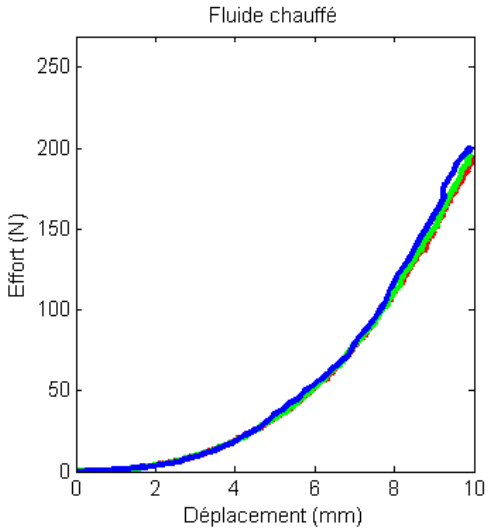
Sujet 1 :

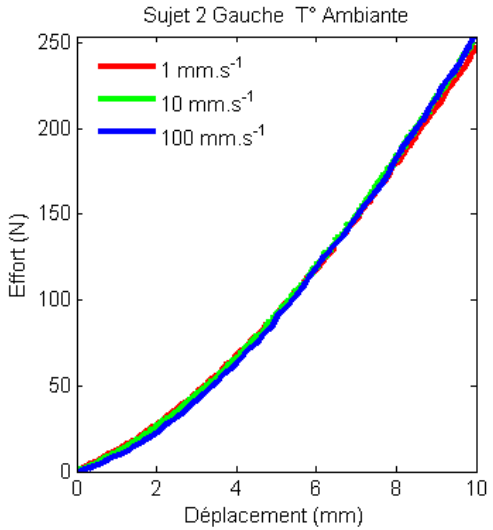

Sujet 1 Droit T° Ambiante
Fluide froid
Fluide chauffé
Sujet 1 Gauche T° Ambiante
Fluide froid
Fluide chauffé
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)

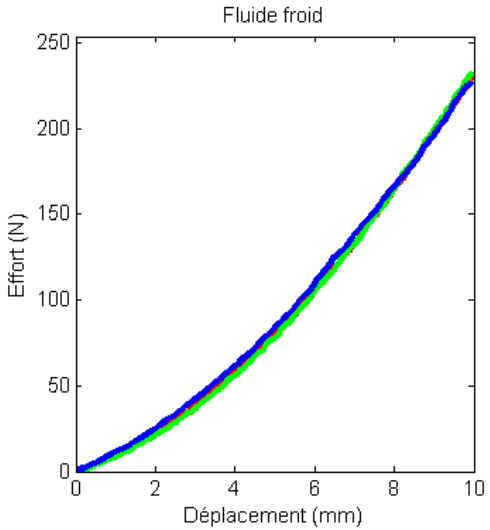
Sujet 2 :

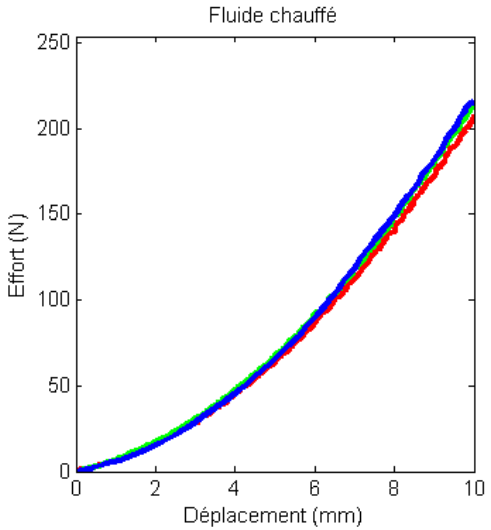

Sujet 2 Droit T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

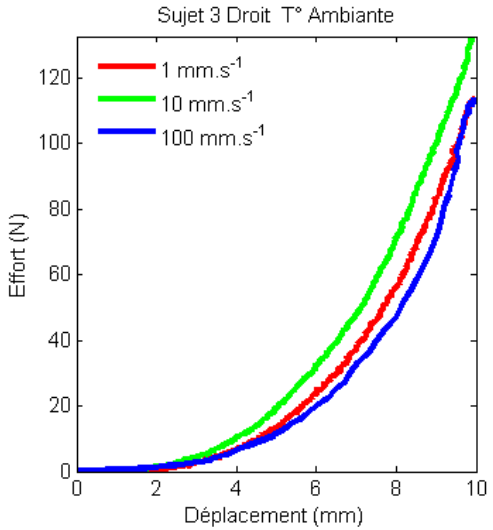

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

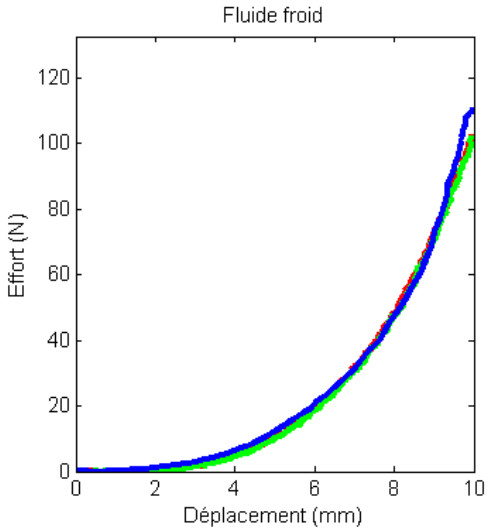

Sujet 2 Gauche T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)

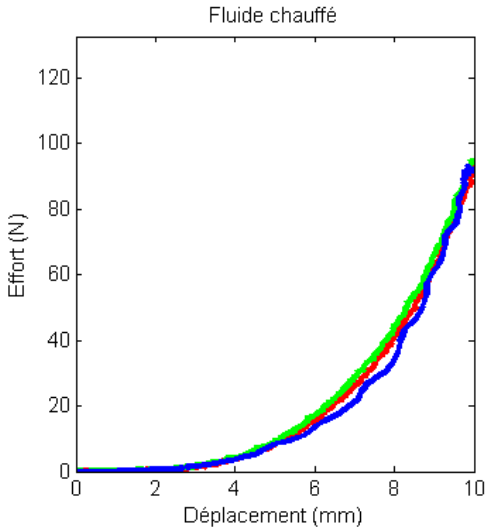

Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

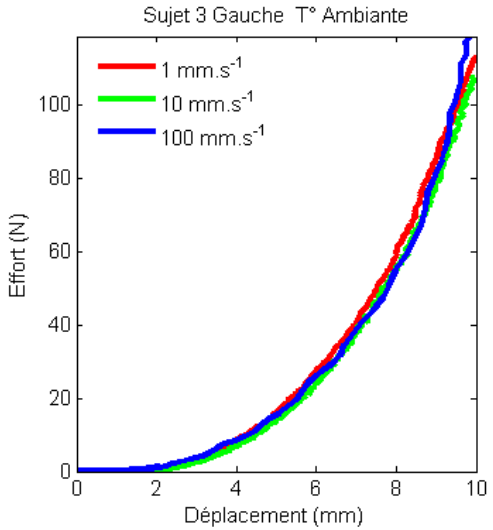

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

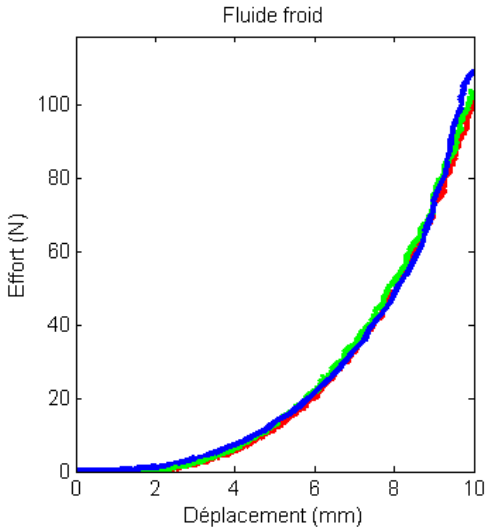
Sujet 3 :

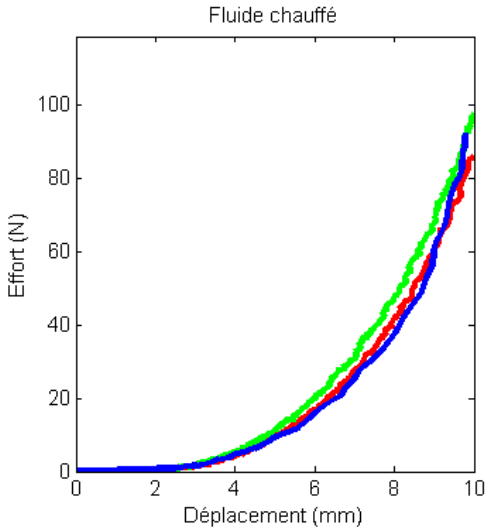

Sujet 3 Droit T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

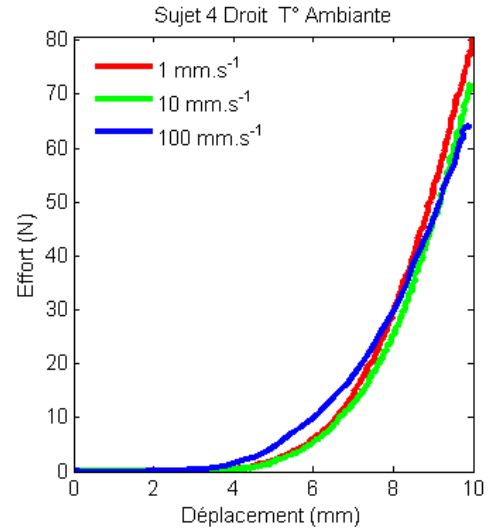

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

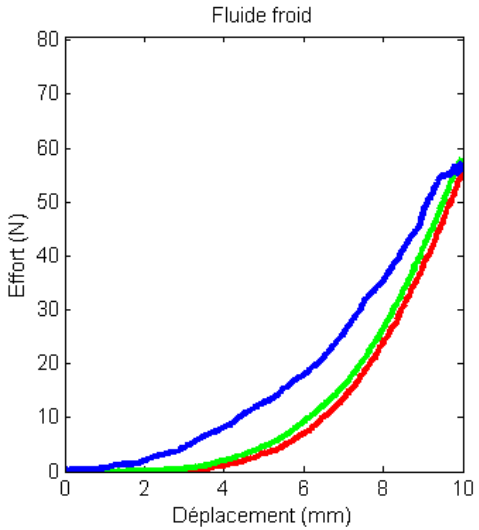

Sujet 3 Gauche T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)

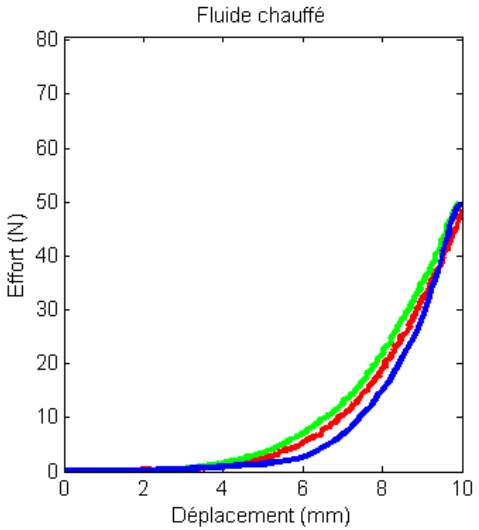

Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

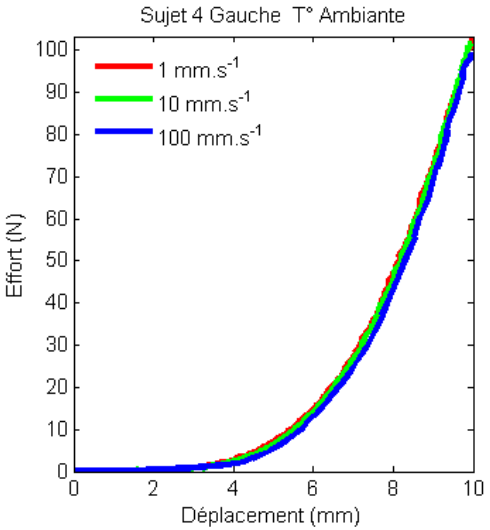

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

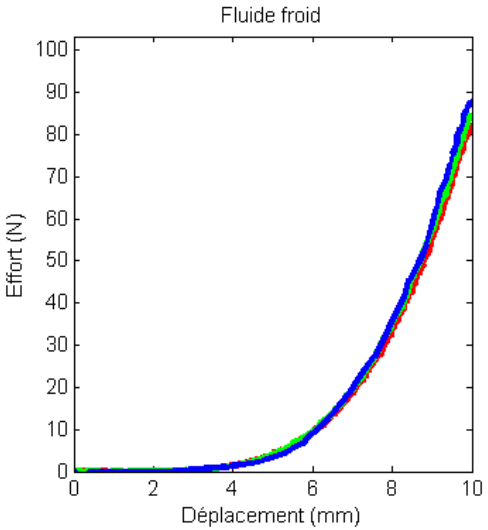
Sujet 4 :

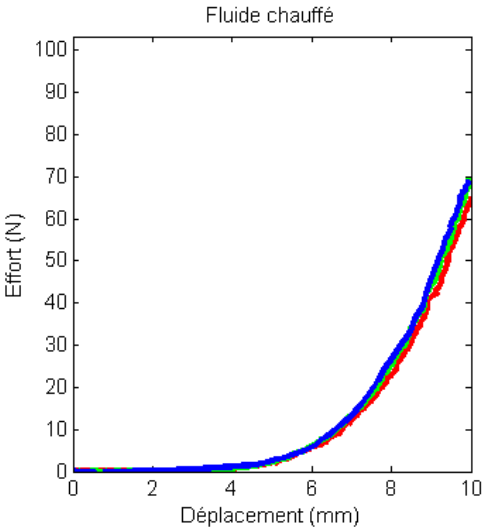

Sujet 4 Droit T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

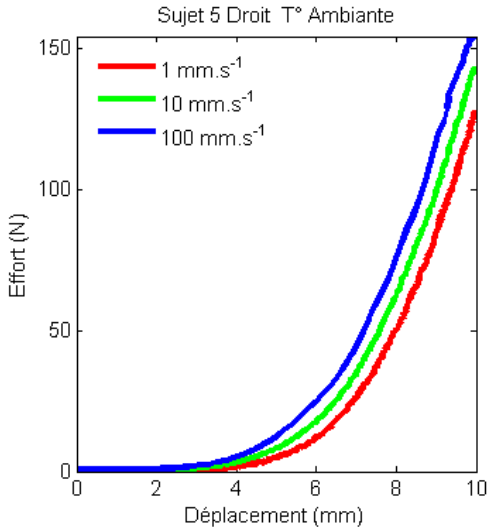

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

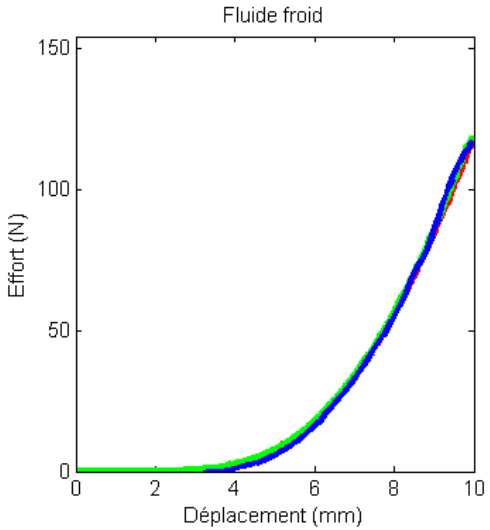

Sujet 4 Gauche T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)

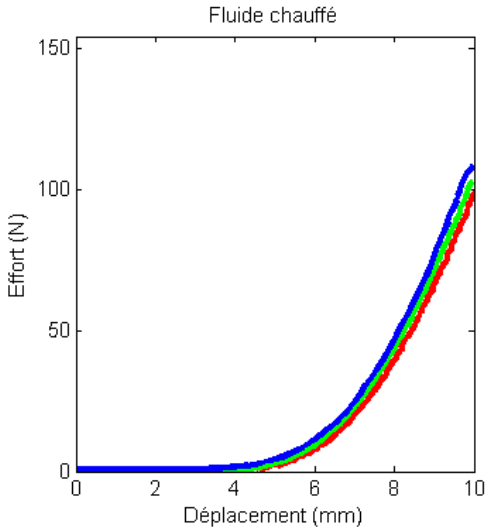

Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

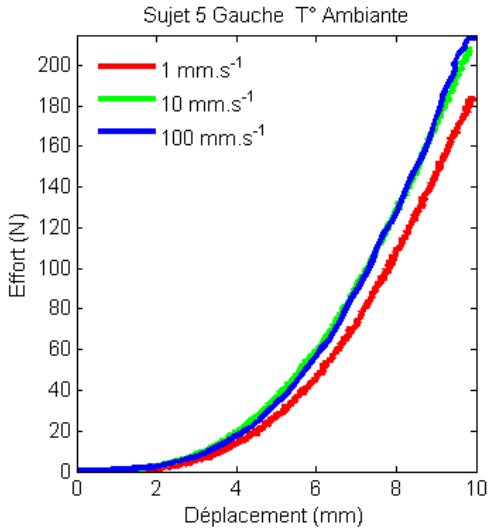

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

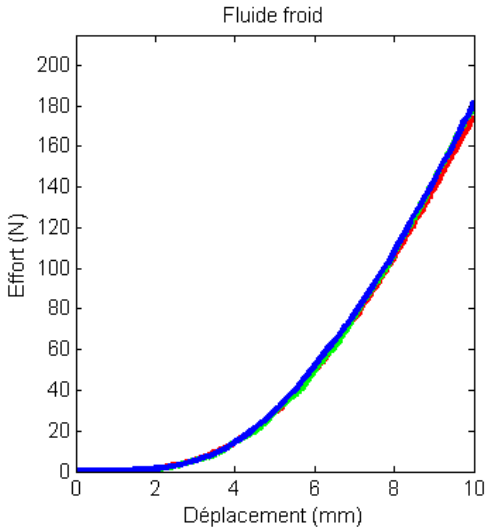
Sujet 5 :

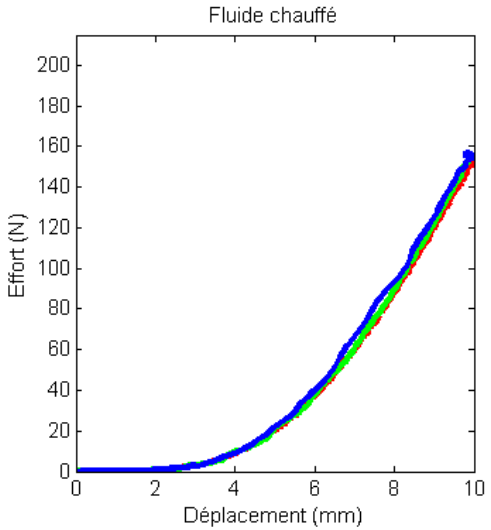

Sujet 5 Droit T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

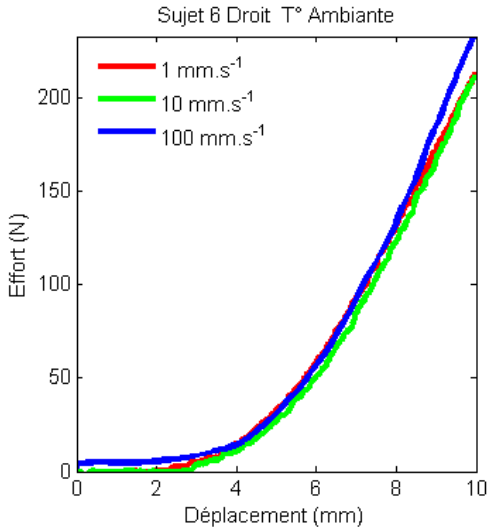

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

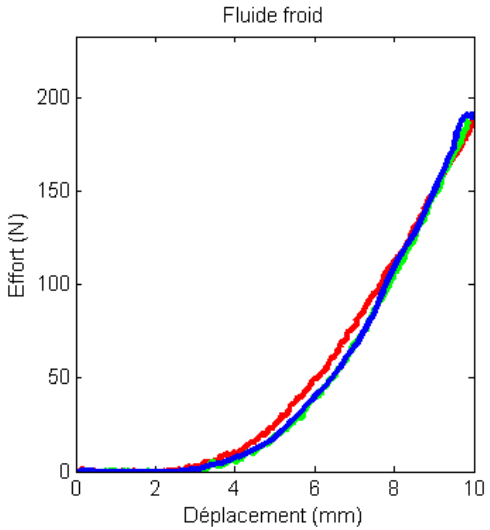

Sujet 5 Gauche T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)

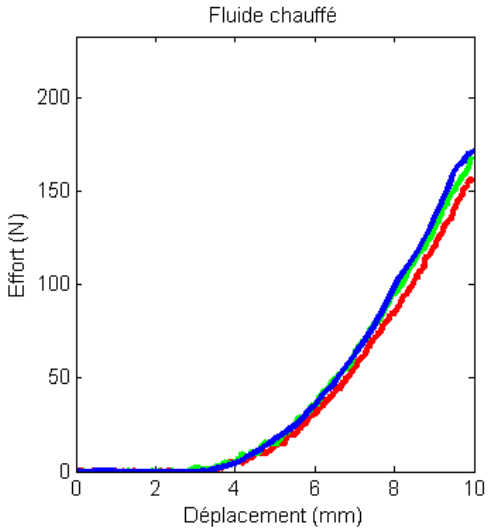

Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)

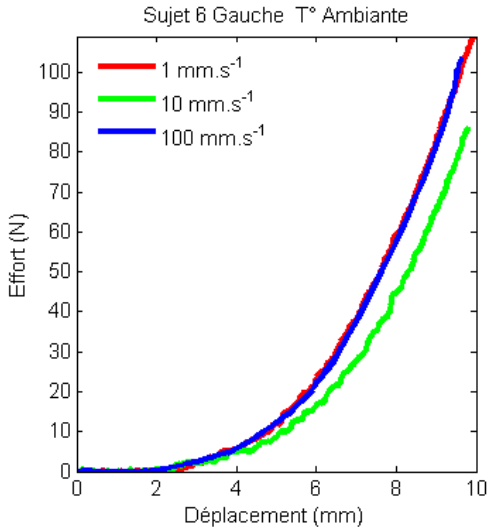

Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

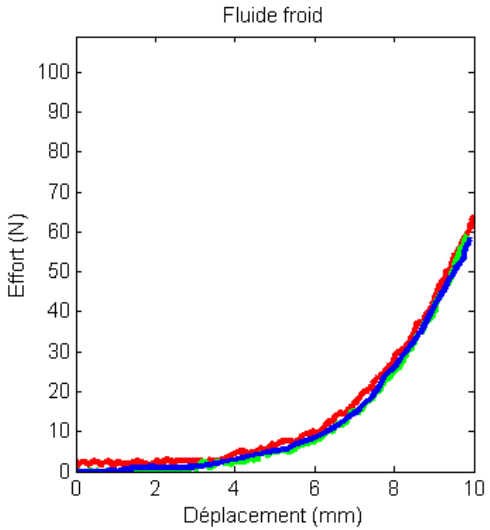
Sujet 6 :

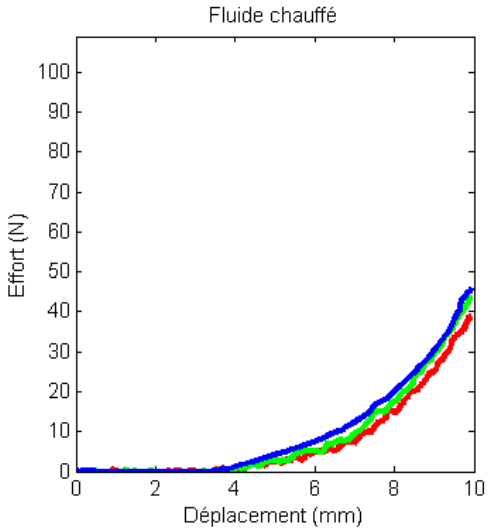

Sujet 6 Droit T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)


Sujet 6 Gauche T° Ambiante
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide froid
Effort (N)
Déplacement (mm)


Fluide chauffé
Effort (N)
Déplacement (mm)

Effet des conditions expérimentales

Les figures suivantes présentent les résultats des études statistiques visant à évaluer l'effet des conditions d'expérimentation sur les paramètres identifiés :

- Les paramètres K_7 et F_{max}
- Les paramètres du modèle exponentiel K_{exp} et α

Pour chaque paramètre, la première figure représente les valeurs moyennes et écart type du paramètre ainsi que les résultats statistiques pour chaque vitesse.

Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif des conditions d'expérimentales.

(n = 12)

* p-value < 0,05

** p-value < 0,02

*** p-value < 0,01

'' p-value = 0,002

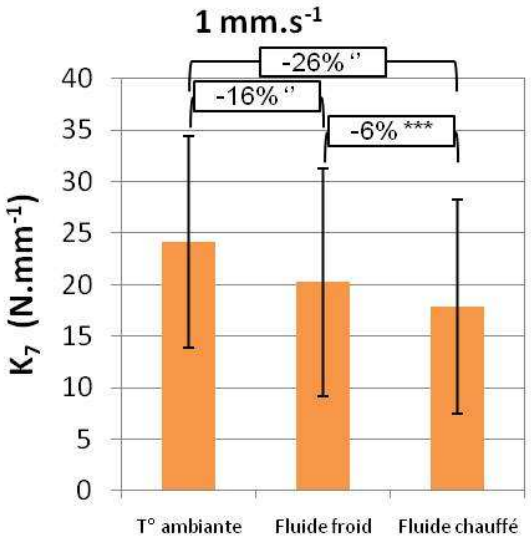
La deuxième figure donne l'évolution du paramètre considéré pour chaque muscle en fonction du milieu. Les graphes sont tracés pour chaque vitesse.

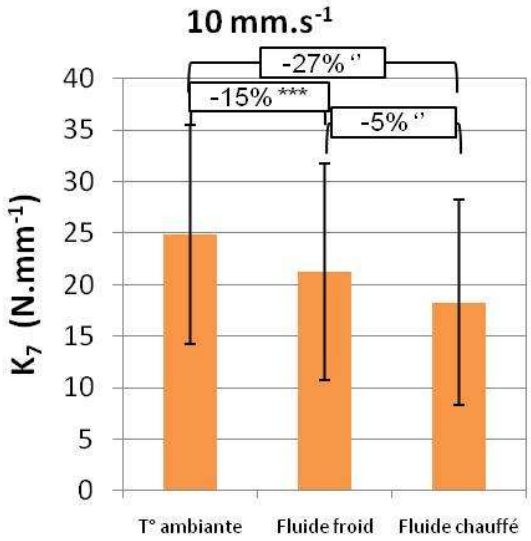
Les traits pleins sont pour les muscles de droite, et les pointillés sont pour les muscles de gauche.

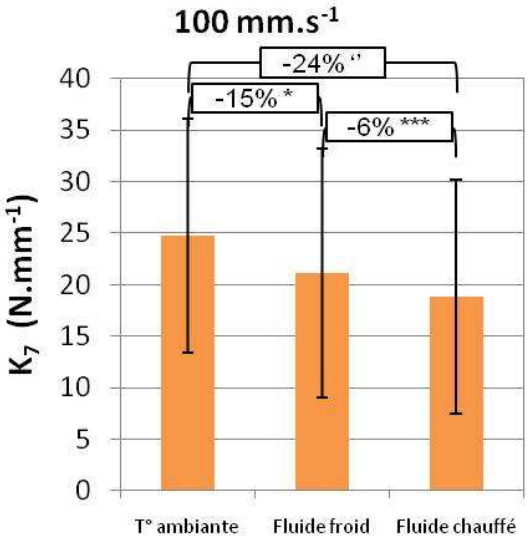
- Sujet 1 : bleu
- Sujet 2 : rouge
- Sujet 3 : vert
- Sujet 4 : jaune
- Sujet 5 : magenta
- Sujet 6 : cyan

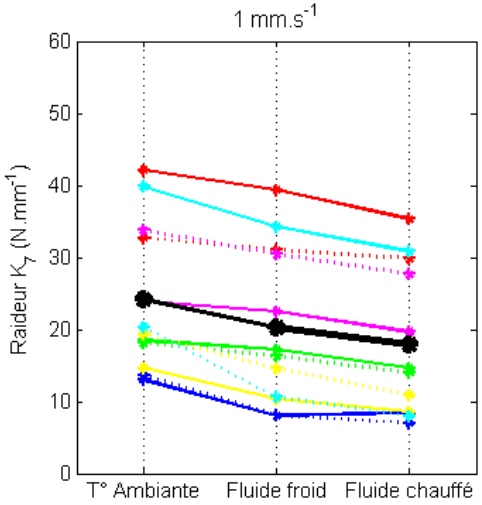
- Moyenne : noir

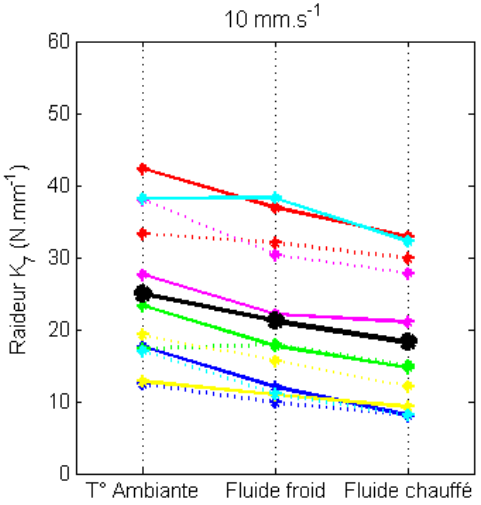
Paramètre K_7

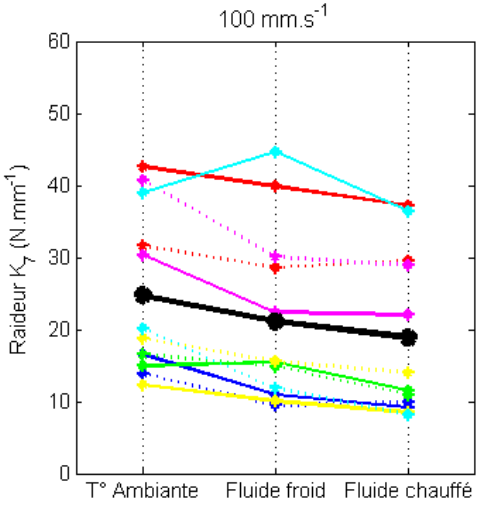




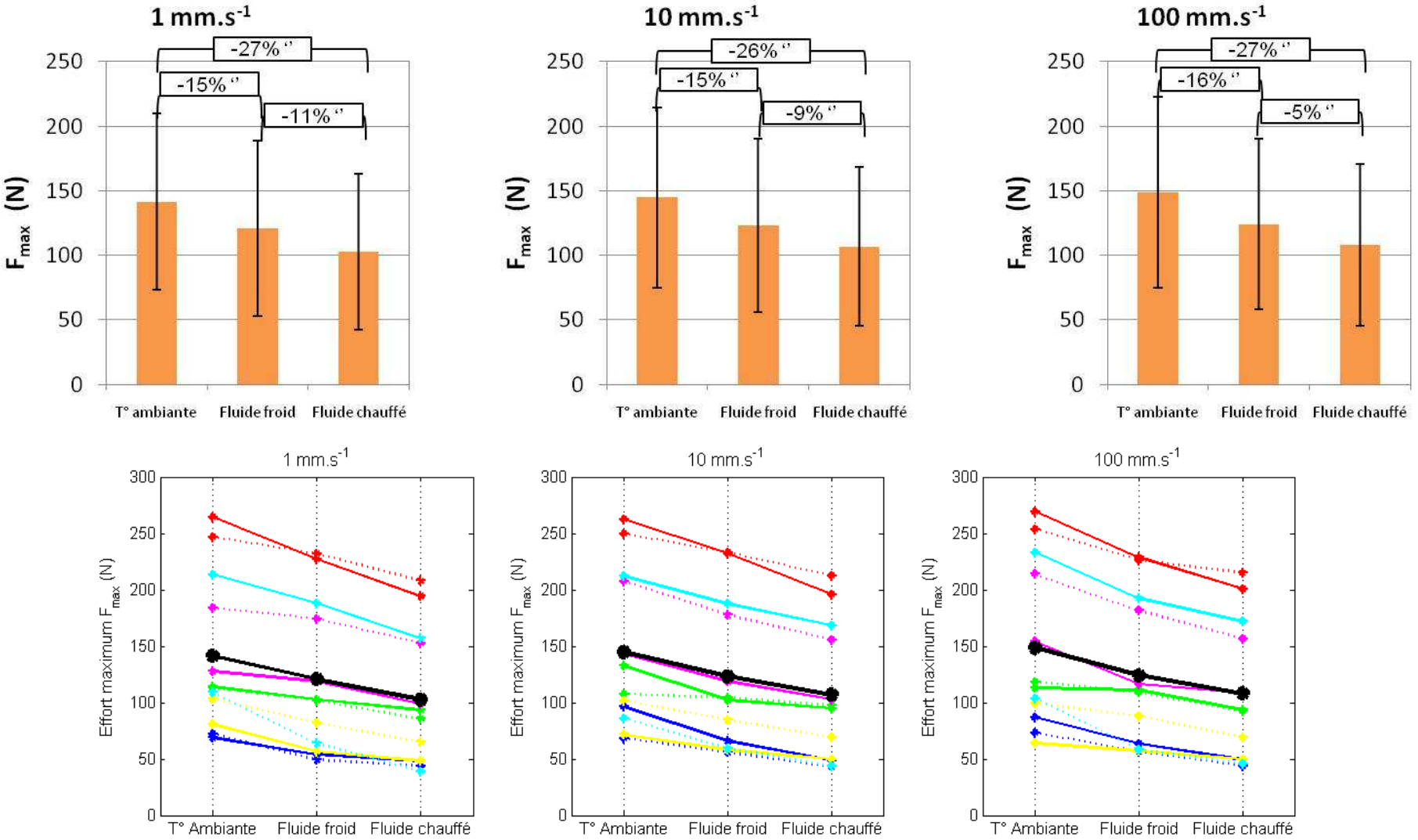




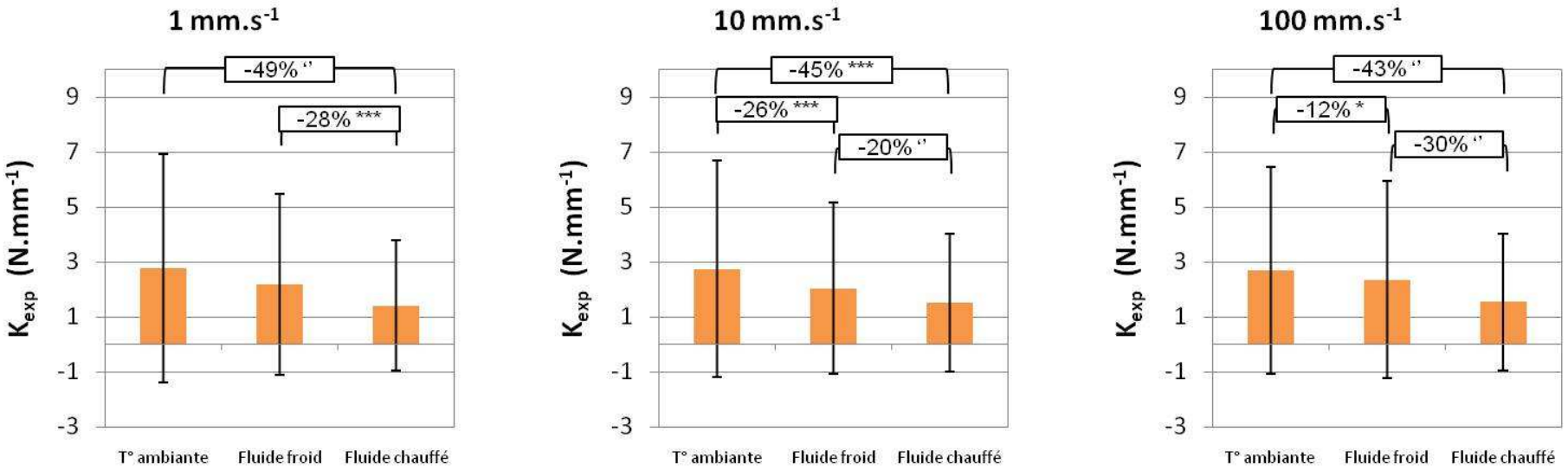


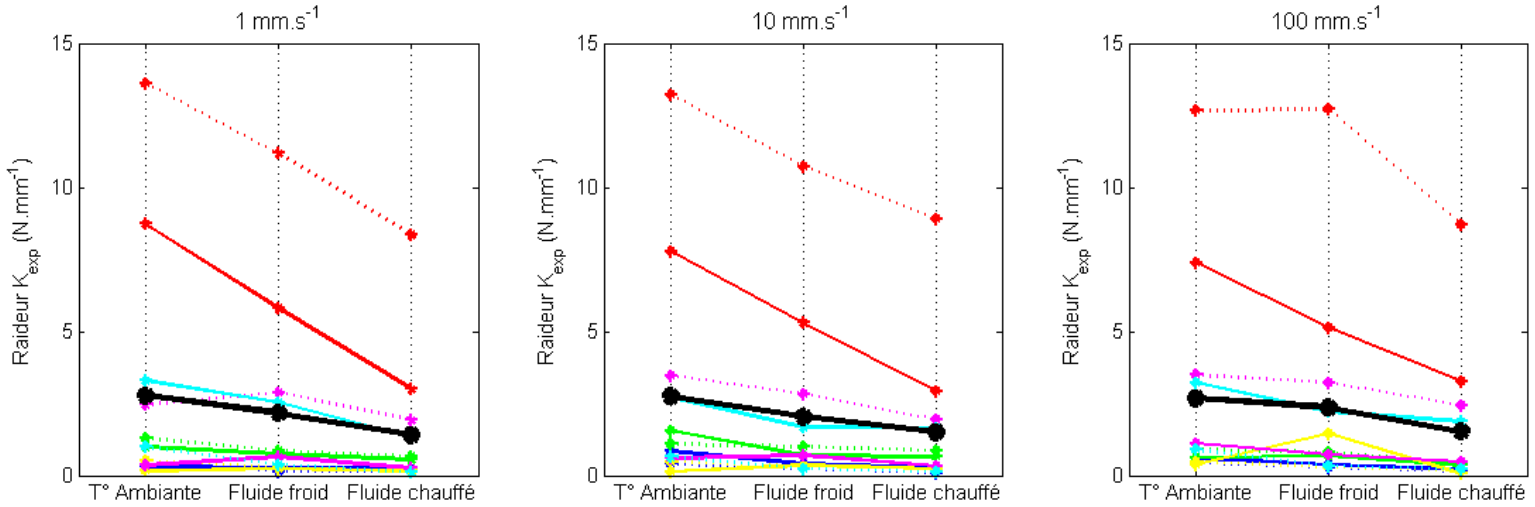


Paramètre F_{max}

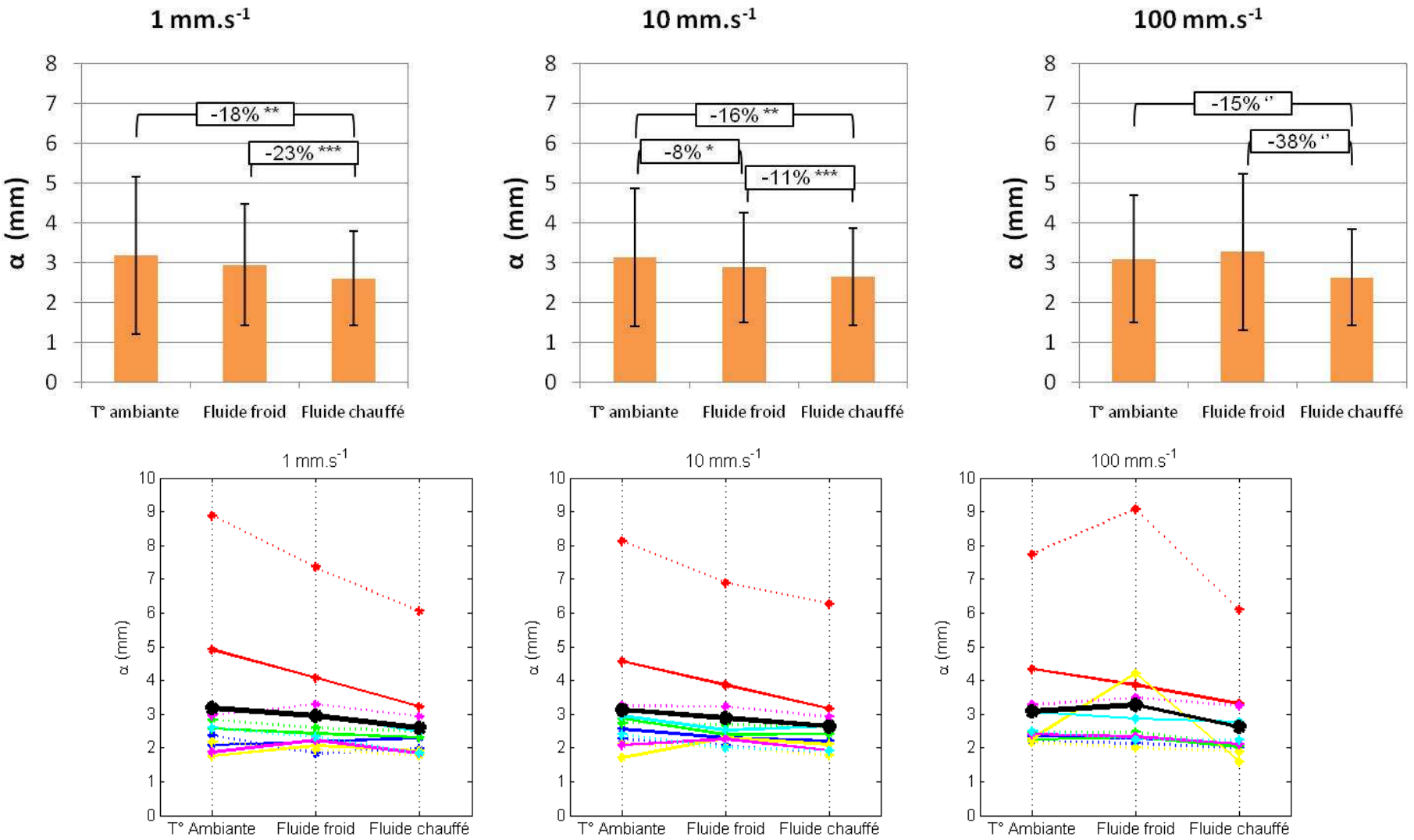


Paramètre K_{exp}





Paramètre α


1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1
α (mm)
-18% **
-23% ***
-16% **
-8% *
-11% ***
-15% ''
-38% ''
T° ambiante
Fluide froid
Fluide chauffé
T° Ambiante

Effet vitesse

Les figures suivantes présentent les résultats des études statistiques visant à évaluer l'effet vitesse sur les paramètres identifiés :

- Les paramètres K_7 et F_{max}
- Les paramètres du modèle exponentiel K_{exp} et α

Pour chaque paramètre, la première figure représente les valeurs moyennes et écart type du paramètre ainsi que les résultats statistiques pour chaque vitesse.

Les différences entre moyennes sont données en pourcentage quand il y a un effet significatif de la vitesse.

(n = 12)

* p-value < 0,05

** p-value < 0,02

*** p-value < 0,01

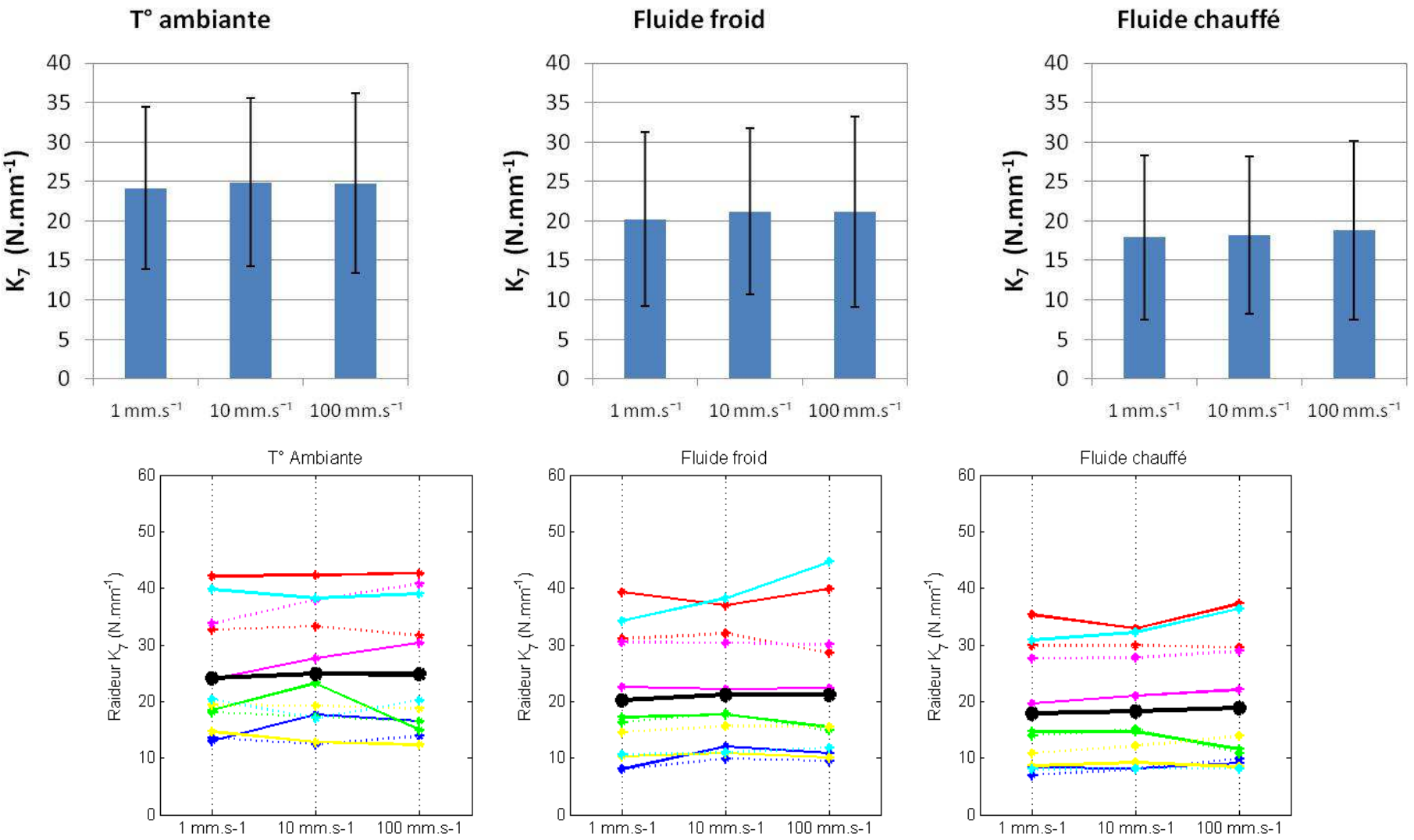
La deuxième figure donne l'évolution du paramètre considéré pour chaque muscle en fonction de la vitesse. Les graphes sont tracés pour chaque milieu.

Les traits pleins sont pour les muscles de droite, et les pointillés sont pour les muscles de gauche.

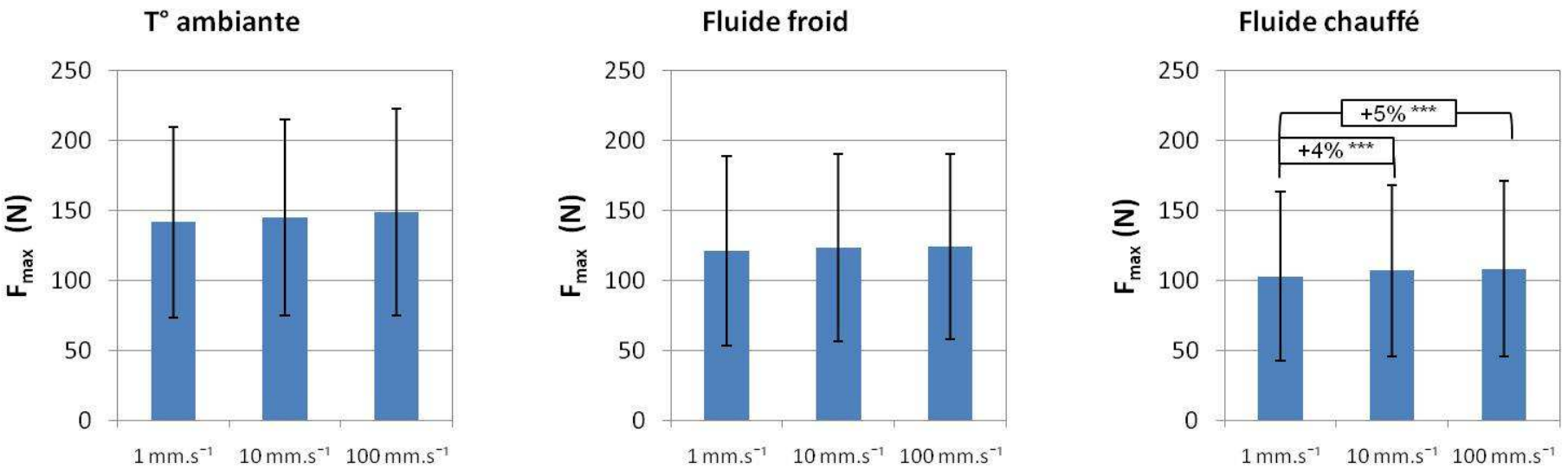
- Sujet 1 : bleu
- Sujet 2 : rouge
- Sujet 3 : vert
- Sujet 4 : jaune
- Sujet 5 : magenta
- Sujet 6 : cyan

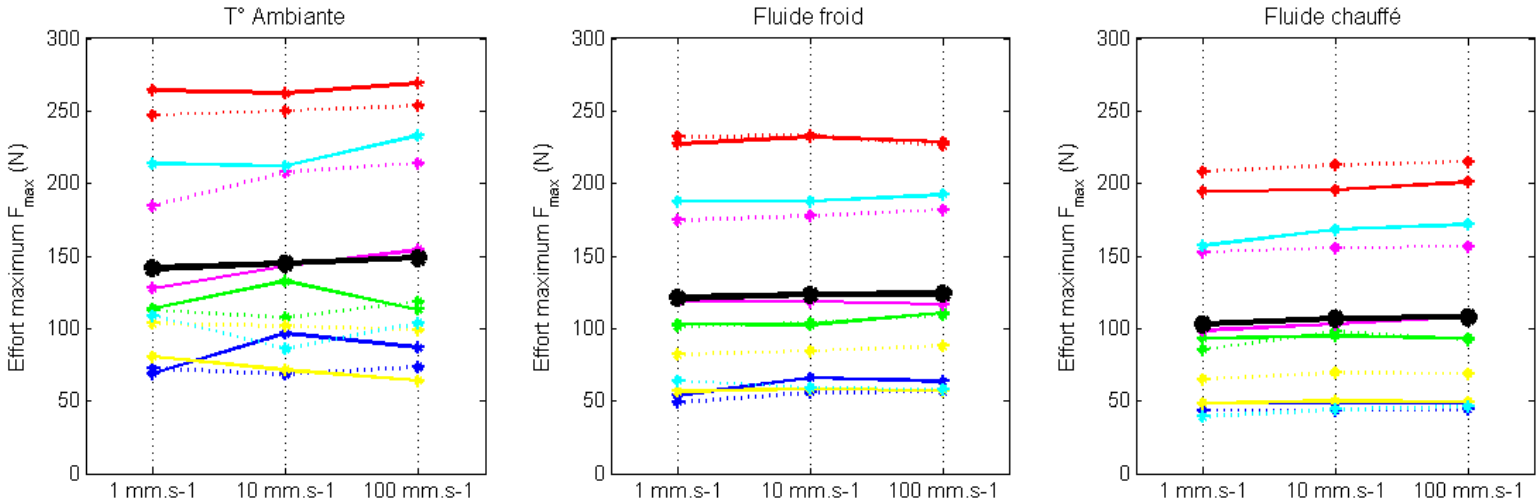
- Moyenne : noir

Paramètre K_7

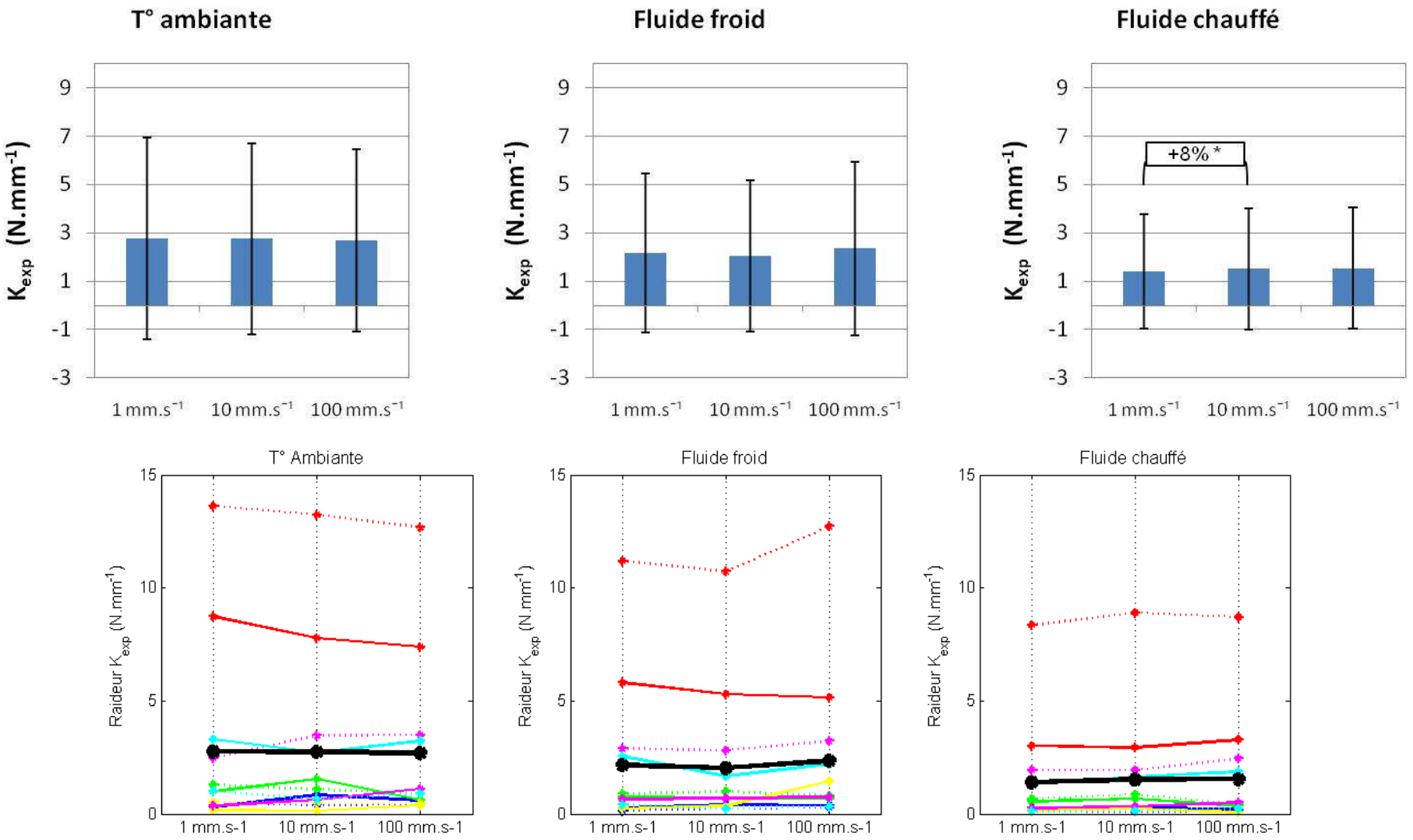


Paramètre F_{max}

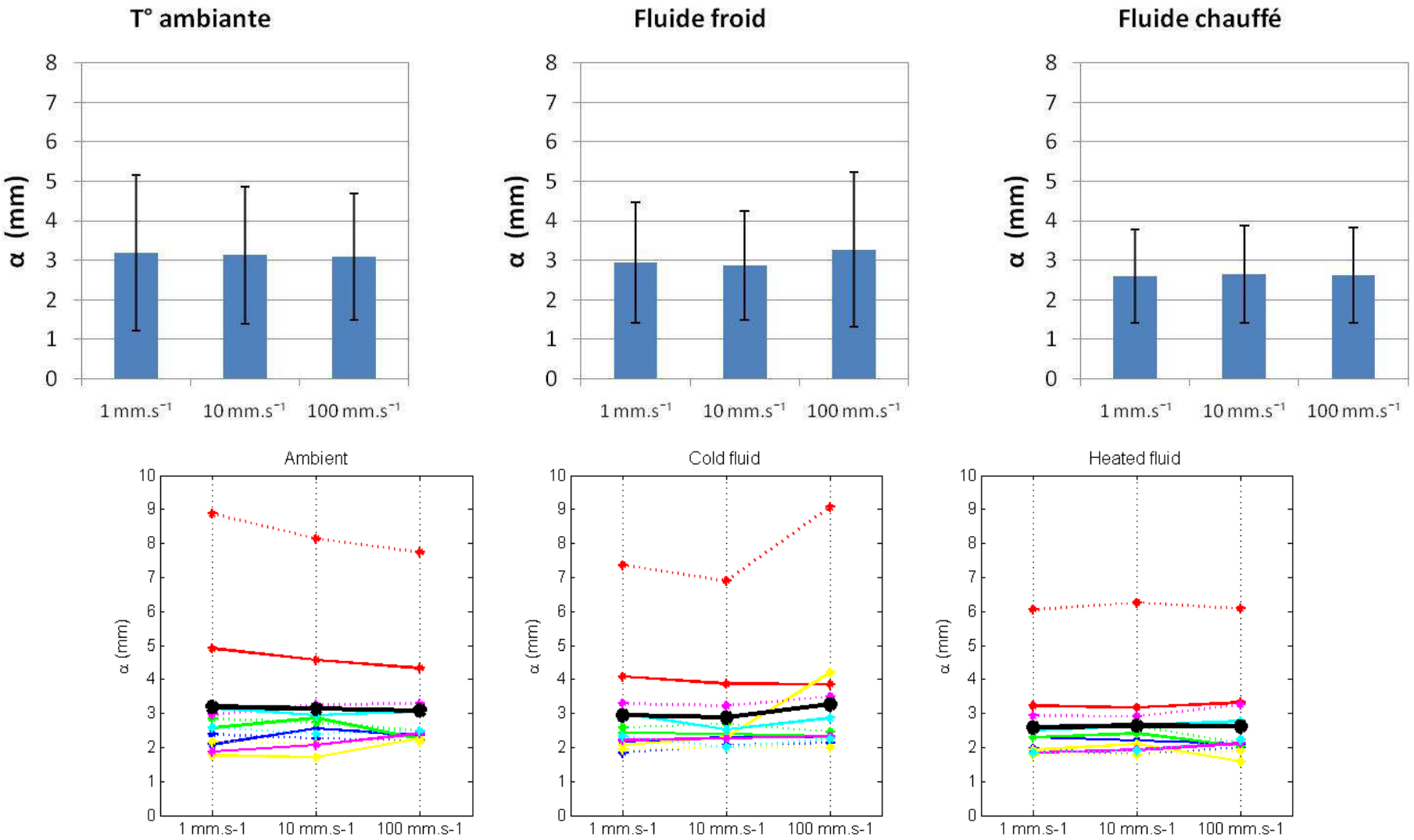




Paramètre K_{exp}



Paramètre α


T° ambiante
Fluide froid
Fluide chauffé
α (mm)
1 mm.s⁻¹
10 mm.s⁻¹
100 mm.s⁻¹
Ambient
Cold fluid
Heated fluid
α (mm)
1 mm.s-1
10 mm.s-1
100 mm.s-1

CARACTERISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DU MUSCLE A DIFFERENTES VITESSES DE SOLLICITATION

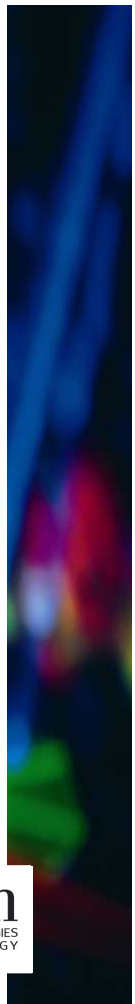
RESUME : Des modèles numériques de l'être humain sont développés pour améliorer la protection des usagers des transports. Pour être réalistes, ces modèles ont besoin de données sur les propriétés géométriques et mécaniques de chaque composant du corps humain, comme les muscles. Cependant, la connaissance des propriétés musculaires pour différents chargements est encore partielle. Pour compléter ces données, un essai de traction quasi-statique *in vitro* a été réalisé pour évaluer les propriétés mécaniques passives sur muscles humains. Un modèle en éléments finis personnalisé géométriquement a été conçu et les paramètres d'une loi hyper-viscoélastique ont été identifiés par méthode inverse. L'influence du taux de déformation sur la réponse passive du muscle en traction a aussi été étudiée. Des paramètres biomécaniques ont été mesurés et un modèle exponentiel a été proposé pour modéliser la réponse effort-déplacement du muscle. La vitesse a un effet sur l'effort maximal atteint, sur la raideur du muscle en fin de chargement et sur le paramètre de courbure. Comme ces expérimentations ont été réalisées *in vitro*, les conditions expérimentales sont éloignées des conditions physiologiques. Or cet environnement peut affecter la réponse du muscle. Pour évaluer l'effet des conditions d'expérimentation, un essai de traction sur muscles d'un modèle animal a été conduit pour trois environnements : air libre, solution saline froide et solution saline chauffée. Les propriétés mécaniques du muscle sont sensibles aux changements de milieu, plus particulièrement lorsque le muscle passe de l'air libre à l'immersion. En perspectives de ce travail, les propriétés mécaniques identifiées seront introduites dans un modèle en éléments finis du segment corporel tête-cou. Enfin, le muscle étant une structure fibreuse complexe, une modélisation en éléments discrets a été proposée pour lier propriétés microscopiques et propriétés macroscopiques.

Mots clés : Biomécanique, muscle, propriétés mécaniques, traction *in vitro*, effet vitesse, effet milieu, modélisation.

CHARACTERIZATION OF MUSCLE MECHANICAL PROPERTIES AT VARIOUS STRAIN RATES

ABSTRACT : Numerical models of the human being are developed for transport users protection. To be realistic, these models require data about the geometric and mechanical properties of each component of the body, especially muscles. However, knowledge about their mechanical properties for different kind of loadings is still sparse. In order to complete these results, an *in vitro* quasistatic tensile test was performed to assess human muscle passive properties. A geometrically personalized finite element model was designed. Parameters of a hyperviscoelastic constitutive law were identified. The influence of strain rate on muscle passive response was also studied. Biomechanical parameters were evaluated, and an exponential model was proposed to model the muscle response. The strain rate has an effect on the maximum load, the stiffness and the curvature parameter. As the experiments were conducted *in vitro*, the experimental environment was far from the physiological one. To assess the effect of the environment on the muscle response, a tensile test on animal muscles was performed in three different conditions: ambient conditions, immersion in cold saline solution, immersion in heated saline solution. The mechanical properties are sensitive to the experimental conditions, especially a change from ambient conditions to immersion. In perspectives, the mechanical properties identified will be included in a finite element modeling of the cervical spine. Finally, as muscle is a complex composite structure (fibers, collagen…), a modeling using discrete elements was set up to link microscopic and macroscopic mechanical properties of the muscle.

Keywords : Biomechanics, muscle, mechanical properties, *in vitro* tension, effect of strain rate, effect of experimental conditions, modeling.



ARTS ET MÉTIERS ParisTech

ParisTech INSTITUT DES SCIENCES ET TECHNOLOGIES PARIS INSTITUTE OF TECHNOLOGY