



HAL
open science

Modélisation par la Méthode des Eléments Discrets de la Déchirure du Complexe Musculo-Tendineux

Anthony Roux

► **To cite this version:**

Anthony Roux. Modélisation par la Méthode des Eléments Discrets de la Déchirure du Complexe Musculo-Tendineux. Autre. Ecole nationale supérieure d'arts et métiers - ENSAM, 2016. Français. NNT : 2016ENAM0023 . tel-01345794

HAL Id: tel-01345794

<https://pastel.hal.science/tel-01345794>

Submitted on 15 Jul 2016

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.

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

Doctorat ParisTech

THÈSE

pour obtenir le grade de docteur délivré par

l'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers

Spécialité " Biomécanique "

présentée et soutenue publiquement par

Anthony ROUX

le 30 Juin 2016

Modélisation par la méthode des éléments discrets de la déchirure du complexe musculo-tendineux

Directeurs de thèse : **Sébastien LAPORTE, Ivan IORDANOFF**

Co-encadrement de la thèse : **Jennyfer LECOMPTE**

Jury

M. Patrick CHABRAND, Professeur, Institut des Sciences du Mouvement, Université de la Méditerranée

M. Antoine NORDEZ, Maître de conférences - HDR, UFR STAPS, Université de Nantes

M. Stéphane AVRIL, Professeur, CIS, Ecole Nationale Supérieure des Mines de Saint Etienne

M. Jean-Louis BRASSEUR, Médecin, Service de radiologie, Hôpital de la Pitié Salpêtrière

M. Ivan IORDANOFF, Professeur, Institut de Mécanique et Ingénierie, Arts et Métiers ParisTech

M. Sébastien LAPORTE, Professeur, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech

Mme Jennyfer LECOMPTE, PhD, Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak,
Arts et Métiers ParisTech

Président

Rapporteur

Rapporteur

Examineur

Examineur

Examineur

Invitée

T
H
È
S
E

*Quand le sage montre les étoiles,
L'imbécile regarde le doigt*

Proverbe chinois

REMERCIEMENTS

Au cours de ces trois années de thèse, j'ai eu l'occasion, que dis-je, la chance, de rencontrer des personnes toutes aussi intéressantes et sympathiques les unes que les autres. J'ai travaillé dans deux laboratoires et à chaque fois j'ai reçu un très bon accueil et je vous suis très reconnaissant. Les échanges ont toujours été très agréables, enrichissants, constructifs et m'ont permis de m'épanouir et d'avancer confortablement dans mon travail.

Pour commencer, je tiens, évidemment, 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 dans leurs champs de compétences de découvrir de nouvelles approches que ce soit en modélisation, en expérimentation ou en rédaction ; j'ai pu ainsi prendre le recul nécessaire au travail que j'avais à mener.

Je remercie :

Sébastien Laporte pour avoir dirigé cette thèse, pour sa rigueur, sa bonne humeur, son écoute, sa gentillesse, son aide pour la résolution des problèmes qui me « stressaient ». Merci de m'avoir rassuré et mené sur le bon chemin pendant cette thèse. Merci de t'être creusé la tête avec moi et d'avoir pris le temps de te poser à mes côtés pour mieux avancer. Merci (oui c'est un merci !) de m'avoir incité à recommencer complètement le modèle DEM au bout de 9 mois de thèse... Merci pour ta compréhension concernant mon amour du sport, lequel est une de mes grandes sources d'inspiration mais également un exutoire dont j'ai besoin (à fortes doses) pour être bien dans ma tête et efficace dans mon travail.

Ivan Iordanoff pour avoir dirigé cette thèse, pour sa rigueur, son analyse très fine, ses nombreuses questions plus que pertinentes et sa vision experte sur les aspects de modélisation. Merci pour t'être rendu très disponible pendant cette thèse, malgré un emploi du temps plus que chargé. Merci pour tes conseils très constructifs qui m'ont toujours amené à progresser. Merci pour la reconstruction complète du modèle DEM au bout de 9 mois... (Sébastien n'a pas été le seul à prendre cette décision) ; évidemment avec le recul, je suis ravi de vous avoir fait confiance !

Jennyfer Lecompte pour ses commentaires et son aide dans le domaine de la physiologie musculaire.

Je remercie également les directeurs des différents laboratoires dans lesquels j'ai été accueilli : Philippe Rouch à l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak et Philippe Viot à l'Institut d'Ingénierie et de Mécanique.

Je remercie les membres du jury qui ont accepté de juger ce travail de thèse :

M. Antoine Nordez et Pr. Stéphane Avril pour avoir accepté d'être rapporteurs de cette thèse, Pr. Patrick Chabrand et M. Jean-Louis Bresseur pour avoir répondu à l'invitation.

Je souhaite aussi manifester mon profond respect aux personnes qui ont donné leurs corps à la science, sans qui ce travail n'aurait pas pu voir le jour. Merci à eux.

Je remercie également l'ENS de Cachan pour son support financier au cours de ces trois années.

Remerciements

Je remercie également toutes les personnes qui de près ou de loin ont participé à cette thèse :

Jean-Luc Charles, Damien André, Mohamed Jebahi et la team GranOO de l'I2M pour leur aide dans la modélisation en éléments discrets.

Merci à Thomas Joubert pour le support informatique, à Mohamed Marhoum pour l'accès aux revues spécialisées et les impressions de mes rapports, même au dernier moment. Merci à Marine Souq pour son aide administrative (tu nous simplifies vraiment la vie !!) et son aide dans la vie du labo.

Je remercie également les personnes qui m'ont épaulé pendant les expérimentations : Sylvain Persohn et Maria Jeyasankar ; votre aide, votre disponibilité et votre bonne humeur m'ont été précieuses.

Merci à Dominique Bonneau pour ses conseils avisés sur les expérimentations et pour m'avoir permis d'être son assistant lors de la dissection du genou.

Un ENORME merci à Thomas-Xavier Haen pour son soutien indéfectible lors des expérimentations. Merci d'avoir amené ce projet à l'Institut, d'avoir tout fait pour que l'on puisse le réaliser. Merci de m'avoir aidé sur la partie expérimentale dont tu es l'expert dissection ! Merci d'avoir pris le temps de faire ces essais avec un emploi du temps plus que très chargé ! Merci pour ta bonne humeur et ton enthousiasme !! Et merci pour m'avoir expliqué ton jeu « Tu préfères ... ? » !!

Merci à Laure-Lise Gras qui a initié le projet, qui s'est toujours montrée très intéressée par le mien et dont les conseils et l'expérience m'ont permis de progresser dans mes recherches.

Evidemment je souhaite remercier chaleureusement tous les membres de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak pour leur bonne humeur et la bonne ambiance qui y règne.

Merci à Célia Amabile, Agathe Nérot et Cheng Zhang pour m'avoir supporté pendant trois ans dans le bureau. Merci pour votre bonne humeur, votre convivialité et les nombreux bons moments de rigolade. Bon courage les filles pour la dernière ligne droite !

Merci à Marianne Prot pour son soutien tout au long de ma thèse. Merci d'avoir fait la grande sœur en m'expliquant toutes les erreurs à ne pas faire et en me donnant des conseils plus qu'utiles.

Merci à la Team R.U. (Cheng, Léo, Lucas, Zoé, Shahin, Miassa, Léopold, ...) pour les bons repas passés ensemble. Merci à la Cellule (plus belle la) Vie du Labo pour les nombreux événements organisés, autant d'occasions pour se retrouver dans la bonne humeur.

Merci aussi à Guillaume Dubois pour, entre autre, son aide sur Matlab et sur l'échographie, à Baptiste pour son aide sur le HandyScan et toutes les expériences de communications externes (Cobayes, BD, ...), Aurélien Laville pour son aide pour le financement des pièces anatomiques. Merci à Damien, Christophe, Pierre-Yves (« faites du bruiiiit ») pour les pré-soutenances et merci à tous ceux du laboratoire pour la bonne ambiance.

Merci à L'institut du Judo et à son entraîneur Paul-Thierry Pesqué pour m'avoir permis de me défouler durant ma thèse. Merci à mes partenaires (Simon, Cédric, Romain, Rémi, Miled, ...) pour m'avoir fait souffrir autant que je les ai fait souffrir, enfin je l'espère... Et merci à Teddy Riner pour m'avoir maltraité pendant six longues minutes...

Remerciements

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

Merci Natha pour m'avoir guidé vers les sciences, en ayant suivi ton parcours et tes conseils pour en arriver là !

Merci Papa pour m'avoir toujours gardé ta confiance, pour avoir soutenu mes choix, pour tes conseils avisés et pour parfois me mettre en doute avec des questions scientifiques dont je n'ai pas toujours la réponse. Maintenant j'espère pouvoir répondre à quelques-unes ! Merci d'avoir lu 3 fois ma thèse afin d'y traquer impitoyablement les éventuelles irrégularités orthographiques, syntaxes défailantes, tournures alambiquées et autres répétitions superfétatoires.

Merci Maman pour ton aide incommensurable, pour ton soutien et ta confiance infaillible. J'y suis arrivé, « j'ai bien poussé droit » comme disait ma grand-mère Alice.

Merci à Maëlle pour m'avoir soutenu et encouragé tout ce temps. C'est bon ! Maintenant je ne suis plus un jeune étudiant ! Merci pour les voyages « imposés » durant cette thèse, merci pour ton écoute même lorsqu'il s'agissait de « problèmes de scientifiques » ! Merci pour ton amour et tout ce qu'il n'y a pas la place d'écrire ici.

TABLE DES MATIERES

INTRODUCTION	1
---------------------------	---

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

1	Généralités sur le muscle strié squelettique.....	7
2	Le muscle.....	8
2.1	Les différents éléments constitutifs du muscle.....	8
2.1.1	Les fibres musculaires.....	8
2.1.2	L'épimysium.....	9
2.1.3	La matrice extracellulaire.....	9
2.2	Les propriétés mécaniques du muscle.....	10
2.2.1	Propriétés mécaniques des fibres musculaires.....	10
2.2.2	Incompressibilité.....	10
2.2.3	Anisotropie du muscle.....	10
2.2.4	Viscosité.....	11
2.3	Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du muscle, des fibres musculaires, de la matrice extracellulaire et de l'épimysium.....	11
2.3.1	Expérimentations sur muscle isolé <i>in vivo</i>	11
2.3.2	Expérimentations sur éprouvettes de muscle <i>in vitro</i>	11
2.3.3	Expérimentation sur fibres isolées.....	13
2.3.4	Expérimentations sur paquets de fibres.....	15
2.3.5	Caractérisation mécanique de la matrice extracellulaire (MEC).....	16
2.3.6	Caractérisation mécanique de l'épimysium.....	16
2.4	Synthèse.....	18
3	Le tendon.....	20
3.1	L'architecture du tendon.....	20
3.2	Liens entre le tendon et le muscle : la jonction myo-tendineuse.....	21
3.3	Méthodes expérimentales de caractérisation mécanique du tendon.....	21
3.4	Caractérisation mécanique de la jonction myo-tendineuse.....	27
3.5	Synthèse.....	28

4	Le complexe musculo-tendineux	30
4.1	Les relations fondamentales du comportement mécanique passif du complexe musculo-tendineux.....	30
4.1.1	La loi force/longueur passive : hyper-élasticité	30
4.1.2	Viscosité.....	31
4.2	Les relations fondamentales du comportement mécanique actif du complexe musculo-tendineux.....	32
4.2.1	Loi force/vitesse	32
4.2.2	Loi force/longueur active	33
4.3	Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux.....	35
4.3.1	Expérimentations in vivo	35
4.3.2	Expérimentations in vitro	38
4.4	Synthèse	41
5	La déchirure du complexe musculo-tendineux.....	44
5.1	Caractérisation de la déchirure musculaire	44
5.2	Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux à rupture.....	47
5.3	Synthèse	49
6	La modélisation du complexe musculo-tendineux.....	50
6.1	Modélisation « câble »	50
6.1.1	Modèle de Hill	50
6.1.2	Modèle de Hill amélioré	51
6.2	Modélisation par la méthode des éléments finis.....	52
6.2.1	Comportement passif du complexe musculo-tendineux	52
6.2.2	Comportement actif du complexe musculo-tendineux	53
6.2.3	Modélisation de la rupture en éléments finis	53
7	Modélisation par la méthode des éléments discrets	55
7.1	La méthode des éléments discrets.....	55
7.2	Modélisation DEM du comportement du MTC.....	57
7.3	Synthèse	58
8	Synthèse et objectifs de la thèse.....	59

PARTIE II - Construction et validation d'un modèle du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets

Chapitre 1 : Construction du modèle du complexe musculo-tendineux en DEM..... 64

1 Introduction..... 64

2 Matériels et Méthodes 65

2.1 Construction géométrique 65

2.1.1 Construction des fibres musculaires 65

2.1.2 Création du volume musculaire 67

2.2 Liens entre les constituants du MTC 69

2.3 Propriétés mécaniques..... 71

3 Résultats et Discussion 75

4 Conclusion 77

Chapitre 2 : Modélisation DEM d'un essai de traction passive sur un MTC. Analyse de l'influence des paramètres géométriques sur la réponse en traction du MTC. 78

1 Introduction..... 78

2 Matériels et Méthodes 79

2.1 Plan d'expérience 79

2.2 Test de traction et conditions limites..... 80

2.3 Paramètres étudiés 80

2.4 Analyse des données 81

3 Résultats et Discussion 82

4 Conclusion 91

PARTIE III - Modélisation de la rupture du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets. Comparaison avec les résultats expérimentaux

Chapitre 1 : Modélisation DEM de la rupture du complexe musculo-tendineux..... 94

1 Introduction..... 94

2 Matériels et Méthodes 95

3 Résultats et Discussion 98

4 Conclusion 101

Chapitre 2 : Modélisation DEM de la rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. Comparaison avec les essais expérimentaux 102

1 Introduction..... 102

2 Matériels et Méthodes 103

2.1 Essais expérimentaux 103

2.1.1 Sujets étudiés 103

2.1.2	Structures anatomiques étudiées	103
2.1.3	Protocole expérimental.....	103
2.2	Modélisation de la rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}.....	107
3	Résultats et Discussion	110
3.1	Essais expérimentaux	110
3.2	Essais numériques sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}	112
3.3	Comparaisons simulations numériques / essais expérimentaux	116
4	Conclusion	121

PARTIE IV - Modélisation de l'activation musculaire du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets

Chapitre 1 : Activation musculaire d'une fibre musculaire	124
---	-----

1	Matériels et Méthodes	124
1.1	Relation force/longueur de la fibre musculaire	124
1.2	Contraction d'une fibre musculaire.....	126
1.2.1	Etude préliminaire	126
1.2.2	Evaluation du modèle d'activation musculaire	127
2	Résultats et Discussion	128
2.1	Relation force/longueur de la fibre musculaire	128
2.2	Contraction d'une fibre musculaire.....	128
2.2.1	Etude préliminaire	128
2.2.2	Evaluation du modèle d'activation musculaire	128
3	Conclusion	131

Chapitre 2 : Activation musculaire d'un complexe musculo-tendineux équivalent de 400 fibres inclinées	132
---	-----

1	Matériels et Méthodes	132
1.1	Etude préliminaire.....	132
1.2	Evaluation du modèle pour la contraction isométrique	133
2	Résultats et Discussion	135
2.1	Etude préliminaire.....	135
2.2	Evaluation du modèle pour la contraction isométrique	135
3	Conclusion	137

Chapitre 3 : Activation musculaire du complexe musculo-tendineux	138
--	-----

1	Matériels et Méthodes	138
1.1	Influence de la forme du MTC.....	138

1.2	Séquence d'activation musculaire et courbe force/longueur du MTC	138
1.3	Visualisation de la contraction musculaire.....	138
1.4	Variation de l'angle de pennation	139
1.5	Influence du niveau d'activation (α) et de l'angle de pennation du MTC.....	139
2	Résultats et Discussion	140
2.1	Influence de la forme du MTC.....	140
2.2	Séquence d'activation musculaire et courbe force/longueur du MTC	140
2.3	Visualisation de la contraction musculaire.....	142
2.4	Variation de l'angle de pennation	143
2.5	Influence du niveau d'activation (α) et de l'angle de pennation du MTC.....	145
3	Conclusion	147

PARTIE V - Modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux. Etude de faisabilité

4	Introduction.....	150
5	Matériels et Méthodes	151
5.1	Essais d'activation musculaire lors d'un essai de traction	151
5.2	Grandeurs étudiées	151
6	Résultats et Discussion	152
7	Conclusion	158

CONCLUSION.....	159
------------------------	------------

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS	161
---	------------

REFERENCES	163
-------------------------	------------

ANNEXE A : Elastographie	179
--------------------------------	-----

ANNEXE B : Loi hyper-élastique.....	181
-------------------------------------	-----

ANNEXE C : Tableaux récapitulatifs de la revue de littérature sur les modèles éléments finis du MTC	185
---	-----

ANNEXE D : Influence des paramètres géométriques du MTC sur le temps caractéristique et le temps critique	187
---	-----

ANNEXE E : Influence de la raideur de la MEC sur le comportement mécanique de la structure	189
--	-----

ANNEXE F : Calculs de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation.....	194
--	-----

ANNEXE G : Modélisation de la viscosité du complexe musculo-tendineux en DEM.....	199
---	-----

TABLE DES FIGURES

Figure 1 : Différents types de muscles présents dans le corps humain (d'après Anatomie et physiologie humaines, E. N. Marieb, 2014).....	5
Figure 2 : Représentation des différents constituants du muscle de l'échelle macroscopique à l'échelle microscopique (d'après Encyclopedia Britania Inc).....	7
Figure 3 : Image obtenue par microscope électronique de portions de sarcomères (d'après Anatomie et physiologie humaines, E. N. Marieb, 2014).....	8
Figure 4 : Image obtenue par microscope électronique d'un paquet de fibres musculaire enveloppé dans son tissu conjonctif (d'après Anatomie et physiologie humaines, E. N. Marieb, 2014).....	9
Figure 5 : Représentation de différents types d'architectures musculaires (de gauche à droite, 1 complexe musculo-tendineux avec des fibres fusiformes et 3 complexes musculo-tendineux avec des fibres pennées) (d'après Complexe muscle-tendon, F. Bonnel, 2005).....	9
Figure 6 : A. Schémas et photographies d'essais de traction longitudinale (a et d), essais de traction transversale (b et e) et essai de cisaillement (c et f). B. Courbes contrainte/déformation pour les essais de traction longitudinale, traction transversale et de cisaillement (d'après Morrow et al., 2010).....	12
Figure 7 : Relation force longueur de sarcomère pour trois différentes fibres ; (Fibre 1 : triangles ouverts, Fibre 2 : cercles, Fibre 3 : triangles pleins ; courbe en trait plein : moyenne) (d'après Lännergren, 1971).....	13
Figure 8 : Réponse à la traction pour 4 différentes longueurs de sarcomères. Traits pleins : état passif. Triangles noirs : état actif (d'après Lännergren, 1971).....	13
Figure 9 : Réponse de la fibre en traction puis relâchement, pour une longueur initiale de sarcomère de 2,21 μm (d'après Lännergren, 1971).....	14
Figure 10 : Courbes de la tension dans la fibre en fonction de la longueur du sarcomère pour des fibres lentes et rapides. A. Pour des rats âgés de 7 jours. B. Pour des rats adultes (d'après Mutungi et al., 2003).....	15
Figure 11 : Matrice extracellulaire en vue oblique (d'après Purslow, 2002).....	16
Figure 12 : Matériel d'essai pour la traction jusqu'à rupture de l'epimysium (d'après Azizi et al., 2009).....	17
Figure 13 : En noir : epimysium dans le sens longitudinal, en gris : epimysium dans le sens transversal. A. Courbes contrainte/déformation de l'epimysium pour un cycle de chargement. B. courbes contrainte/déformation de l'epimysium pour un essai de traction jusqu'à rupture (d'après Azizi et al., 2009) ...	17
Figure 14 : Synthèse sur les aspects morphologiques et mécaniques du muscle.....	18
Figure 15 : Schéma de la structure multi-échelle du tendon (d'après Wang, 2006).....	20
Figure 16 : Jonction myo-tendineuse. Au-dessus la matrice extracellulaire du tendon, en dessous les fibres musculaires (d'après Turrina et al., 2013).....	21
Figure 17: Courbe contrainte/déformation du tendon (d'après Wang, 2006).....	22
Figure 18 : Dispositif expérimental permettant de réaliser des essais de traction cyclique (fréquence allant de 1 à 50 Hz) (d'après Wang et al., 1995).....	23
Figure 19 : Détermination du module d'élasticité pour 200 N et 800 N (d'après Schatzmann et al., 1998).....	23
Figure 20 : Schéma du dispositif expérimental de traction du tendon d'Achille (d'après Wren et al., 2001).....	24
Figure 21 : A. Courbes force/déplacement pour l'ensemble tendon-aponévrose, le tendon seul et l'aponévrose seule. B. Courbe force dans le tendon/déformation pour le tendon seul et l'aponévrose seule (d'après Magnusson et al., 2003).....	24
Figure 22 : Dispositif expérimental pour mesurer la raideur du tendon patellaire chez les adultes et les enfants (d'après O'Brien et al., 2010).....	25
Figure 23 : Organisation des fibres de collagène pour l'éprouvette de contrôle (A), et aux taux de déformation de 0,001 s^{-1} (B) 0,1 s^{-1} (C) et 0,7 s^{-1} (D) (d'après Clemmer et al., 2010).....	25

Figure 24 : Relations force/déplacement pour le tendon d'Achille. En gris le groupe contrôle, en noir le groupe ayant un grand talon (d'après Csapo et al., 2010).....	26
Figure 25 : Synthèse sur les aspects morphologiques et mécaniques du tendon.....	28
Figure 26 : Courbe force/déplacement expérimentale pour le muscle sternocleidomastodeus humain mettant en avant le comportement non-linéaire du complexe musculo-tendineux (d'après Gras, 2011)	30
Figure 27 : Courbes effort/déplacement pour la phase de traction passive sur muscle sternocleidomastodeus humain; Modèle exponentiel, Loi hyper-élastique, Loi hyper-élastique par méthode inverse. Muscle gauche du sujet 4 (d'après Gras, 2011)	31
Figure 28 : Courbes expérimentale effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation (courbe noire) et simulation avec loi hyper-viscoélastique au 2 ^{ème} ordre (courbe rouge). Muscle gauche du sujet 4 (d'après Gras, 2011).....	32
Figure 29 : Relation force/vitesse pour des MTCs d'insectes (marqueurs bleus) avec fittage des courbes en utilisant les équations de Hill pour décrire les relations force/vitesse (courbes bleues et rouges) (d'après Ahn et al., 2006)	32
Figure 30 : Allures des courbes force/vitesse et puissance vitesse (d'après sportech.online.fr)	33
Figure 31 : Relation force/longueur du MTC avec la tension active, la tension passive et la tension totale, somme des deux tensions précédentes (d'après Goubel et Lensele-Corbeil, 1998).....	33
Figure 32 : Relation force/longueur pour le Tibialis Anterior de lapin, avec comportement passif et actif, $I_{c\%}$ correspond à la déformation caractéristique d'activation (d'après Winters et al., 2011)	34
Figure 33 : Schéma de l'implantation des capteurs d'effort et de déformation sur les tendons des pattes arrières de wallabies (d'après Biewener et Baudinette, 1995).....	36
Figure 34 : Schéma du montage expérimental (d'après Myers et al., 1998).....	37
Figure 35 : Dispositif expérimental de traction passive et active (d'après Grover et al., 2007)	37
Figure 36 : Dispositif expérimental. A. Complexe musculo-tendineux en position avec la grille. B. Acquisition de la géométrie avec HandyScan3D® (d'après Gras, 2011)	38
Figure 37 : Dispositif expérimental de traction passive sur le muscle soleus de rat (d'après Bensamoun et al., 2006)	39
Figure 38 : Courbe force/déplacement pour un spécimen avec un complexe musculo-tendineux frais et un congelé (d'après Gottsauner-Wolf et al., 1995)	39
Figure 39 : Essai de compression d'un complexe musculo-tendineux de chien (d'après Gras et al., 2011).....	40
Figure 40 : Synthèse sur les relations fondamentales du comportement mécanique du complexe musculo-tendineux	41
Figure 41 : Déchirure musculaire : A. Localisation au niveau du tendon. B. Localisation au niveau de la jonction myo-tendineuse (d'après www.eorthopod.com)	44
Figure 42 : Déchirure par délamination d'un muscle semitendinosus de grenouille (d'après Law et Lightner, 1993)	45
Figure 43 : Courbe force/déplacement de traction jusqu'à rupture pour le muscle sternocleidomastodeus humain (d'après Gras, 2011).....	45
Figure 44 : Corps musculaire avec une rupture complète (d'après Lin et al., 1999).....	48
Figure 45 : Paquet de fibres dans le sens longitudinal, et une section d'un paquet de fibres (d'après Lieber et al., 2003)	48
Figure 46 : Synthèse sur la rupture du complexe musculo-tendineux.....	49
Figure 47 : Modèle de Hill (1951) CEP : composante élastique parallèle ; CES : composante élastique série ; CC : composante contractile (d'après Goubel et Lensele-Corbeil, 1998).....	50
Figure 48 : Modèle rhéologique du MTC développé par Anderson et al. (2000).....	51
Figure 49 : A. Modèle rhéologique du complexe musculo-tendineux représentant la fibre musculaire en série avec le tendon. L'angle de pennation est pris en compte B. Modèle rhéologique de la fibre musculaire (d'après Buchanan et al., 2004)	52

Figure 50 : Modélisation volumiques de complexes musculo-tendineux. A. Modèle de complexe musculo-tendineux de Behr et al., 2006. B. Modèle du rachis cervical de Laville et al., 2009. C Modèle du muscle sternocleidomastodeus de Gras et al., 2012.	53
Figure 51 : A. Modélisation volumique en éléments finis du MTC avec des éléments contractiles sous forme de câbles. Relation force/longueur d'une fibre utilisée dans la modélisation précédente (d'après Berranen et al., 2012)	53
Figure 52 : Connexion entre deux éléments. A. MEF classique. B. MEF avec nœuds fantômes (d'après Van Der Meer et al., 2010).....	54
Figure 53 : Découpe numérique d'un tissu mou sous tension modélisé en éléments finis avec la technique de découpe minimale (d'après Mar et al., 2000)	54
Figure 54 : Modélisation d'un milieu par la DEM et zoom sur deux particules en interaction (d'après André et al., 2012)	55
Figure 55 : A. Eléments discrets en contact. B. Liens (ressort) entre deux éléments discrets (d'après www.granoo.org).....	55
Figure 56 : Synthèse des deux parties précédentes concernant les différences de modélisation entre la MEF et la DEM.....	58
Figure 57 : Construction géométrique du complexe musculo-tendineux.....	65
Figure 58 : Paramétrage du positionnement des éléments discrets avec Θ : Angle de pennation, e : Distance verticale entre deux éléments discrets et δ : Distance horizontale entre deux éléments discrets, l_0 : Distance entre deux éléments discrets suivant la direction des fibres.....	65
Figure 59 : Evolution du coefficient e/R en fonction de l'angle de pennation avec R : rayon des éléments discrets et e : distance verticale entre deux éléments discrets.....	66
Figure 60 : Représentation de la courbe enveloppe du muscle	67
Figure 61 : Découpe de l'enveloppe du muscle et recalage des points extérieurs à proximité du cercle de rayon $R(y)$	68
Figure 62 : Schéma 2D du muscle découpé à partir du "pavé" d'éléments discrets.....	68
Figure 63 : A. Répartition uniforme des éléments discrets à l'intérieur du tendon B. Modélisation DEM du tendon	69
Figure 64 : Modélisation en DEM de la matrice extracellulaire et des fibres	70
Figure 65 : Visualisation de la jonction myo-tendineuse (liens bleus). N.B. L'écartement entre le muscle et le tendon a été volontairement agrandi pour une meilleure visualisation	70
Figure 66 : Modélisation de la jonction myo-tendineuse. A gauche, vue avec les éléments discrets et les liens. A droite, vue avec uniquement les liens	71
Figure 67 : Relation entre le module d'Young et la raideur des ressorts entre deux éléments discrets	72
Figure 68 : Modélisation du comportement mécanique des fibres du tendon en traction	73
Figure 69 : Modification du comportement en compression des ressorts de la MEC	74
Figure 70 : Modélisation en DEM du MTC.....	75
Figure 71 : Illustration du décalage aléatoire des éléments discrets des fibres musculaires afin qu'elles ne soient pas parfaitement alignées (les défauts d'alignement ont été exagérés pour une meilleure visibilité)	76
Figure 72 : Muscle sternocleidomastoïdien (d'après Gray's Anatomy).....	79
Figure 73 : Schématisation des sections choisies pour la mesure de l'angle de pennation au cours de la traction	81
Figure 74 : A. Exemples de courbes force/déplacement comparés aux résultats expérimentaux de Gras et al. (2012). B. Exemples de variation d'angle de pennation pendant l'essai de traction. C. Tableau des différents paramètres géométriques utilisés dans les exemples des courbes précédentes.....	83
Figure 75 : Paramétrage du calcul de variation de l'angle de pennation en Mécanique des Milieux Continus pour une fibre musculaire.....	84
Figure 76 : Variation de l'angle de pennation en fonction des itérations. Croix rouges : valeurs de l'angle en utilisant la Mécanique des Milieux Continus. Ronds bleus : valeurs de l'angle mesurées lors de la simulation ...	84

Figure 77 : Influence de l'angle de pennation et influence croisée de la largeur du muscle x largeur du tendon sur la contrainte à 10 % de déformation du MTC. * pour les corrélations significatives, i.e. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$	85
Figure 78 : Influence de l'angle de pennation sur la variation de l'angle de pennation entre sa valeur initiale et sa valeur à 13 % de déformation du muscle. * pour les corrélations significatives, i.e. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$	86
Figure 79 : Force en fonction des déformations locales des différents constituants du MTC pour un MTC ayant pour dimensions : LoM = 134 mm, LoT = 13,4 mm, LaM = 12,1 mm, LaT = 5,5 mm et Ang = 15 °	87
Figure 80 : Déformation des fibres musculaires (pour 13 % de déformation du muscle) en fonction de l'angle de pennation	88
Figure 81 : Influence des paramètres μ et α sur l'allure des courbes hyper-élastiques	88
Figure 82 : Influence de la largeur du tendon et de l'angle de pennation sur le paramètre μ de la loi hyper-élastique. * pour les corrélations significatives, i.e. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$	89
Figure 83 : Influence croisée de la largeur du muscle x largeur du tendon pour le paramètre α de la loi hyper-élastique. * pour les corrélations significatives, i.e. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$	89
Figure 84 : Influence de la déformation à rupture de l'epimysium sur le comportement global à rupture du MTC	95
Figure 85 : Schématisation du processus numérique de la rupture d'une fibre musculaire avec rupture des liens de matrice extracellulaire à proximité	96
Figure 86 : A. Répartition des contraintes pendant un essai de traction et agrandissement sur la jonction myo-tendineuse. B. Répartition des contraintes au niveau de la jonction myo-tendineuse avec initiation de la rupture (les flèches noires indiquent les concentrations de contraintes)	98
Figure 87 : A. Visualisation du nombre de ressorts rompus en fonction du déplacement B. Agrandissement au niveau des premiers ressorts rompus	98
Figure 88 : Courbe force/déplacement pour un essai de traction à rupture. Les flèches correspondent aux ruptures de paquets de fibres jusqu'à la délamination totale du complexe musculo-tendineux	99
Figure 89 : Rupture du complexe musculo-tendineux au niveau de la jonction myo-tendineuse avec agrandissement sur les éléments discrets et agrandissement sur les ressorts	99
Figure 90 : Description anatomique du triceps sural et du tendon d'Achille	102
Figure 91 : Différentes positions de cheville A. Position neutre B. Flexion plantaire maximale B. Flexion dorsale maximale (illustration M. Soubeyrand)	104
Figure 92 : Différents niveaux de la sonde d'échographie sur le tendon d'Achille (illustration M. Soubeyrand)	104
Figure 93 : Préparation des pièces anatomiques	105
Figure 94 : Préparation de la pièce anatomique, avec les fixations proximales et distales	106
Figure 95 : Montage global de l'essai de traction jusqu'à rupture	106
Figure 96 : A. Acquisition 3D de la géométrie de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} par HandyScan 3D®. B. Reconstruction 3D de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} réalisée à partir des relevés obtenus par HandyScan 3D®	107
Figure 97 : Modélisation de l'enveloppe des trois muscles du triceps sural à l'aide de sections elliptiques. A. Vue de face. B. Vue de profil. C. Vue en perspective	108
Figure 98 : Modélisation par la méthode des éléments discrets de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} avec les différents muscles (gastrocnémiens interne et externe et soléaire) et tendon (tendon supérieur et tendon d'Achille) le constituant	109
Figure 99 : Courbe force/déplacement de traction jusqu'à rupture pour l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour une vitesse de sollicitation de 2 mm/s. Les flèches correspondent aux ruptures de fibres jusqu'à la rupture totale de la pièce anatomique	110
Figure 100 : Localisation de la rupture au niveau de la jonction myo-tendineuse lors de l'essai de traction jusqu'à rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}	111

Figure 101 : Courbe force/déplacement pour un essai de traction à rupture sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. Les flèches correspondent aux ruptures de paquets de fibres jusqu'à la délamination totale du complexe musculo-tendineux.....	112
Figure 102 : Visualisation de la simulation numérique de l'essai de traction à rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} avec agrandissement sur les jonctions myo-tendineuses proximales et distales.....	113
Figure 103 : A. Répartition des contraintes pendant un essai de traction et agrandissement sur la jonction myo-tendineuse B. Répartition des contraintes au niveau de la jonction myo-tendineuse avec initiation de la rupture	113
Figure 104 : A. Répartition des liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. C. Agrandissement de la courbe (B) pour une rupture des fibres tendineuses suivie d'une rupture de la matrice tendineuse.....	114
Figure 105 : A. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situés dans la JMT proximale. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situé dans la JMT distale	115
Figure 106 : Comparaison des courbes numériques et expérimentales pour un essai de traction passive jusqu'à rupture par délamination des fibres musculaires de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}.....	117
Figure 107 : A. Rupture du MTC {triceps sural + tendon d'Achille} au niveau de la jonction myo-tendineuse. B. Rupture du MTC {triceps sural + tendon d'Achille} avec arrachement osseux au niveau du calcaneum	118
Figure 108 : Zone de rupture au niveau des jonctions myo-tendineuses proximales et distales. Désinsertion de la JMT proximale expérimentalement (A) et numériquement (B). Désinsertion de la JMT distale expérimentalement (C) et numériquement (D).....	118
Figure 109 : Schématisation des longueurs du muscle et des tendons	119
Figure 110 : Représentation simplifiée (courbe en pointillés bleus) de la relation force/longueur sous forme parabolique par rapport à la relation expérimentales pour le Tibialis Anterior de lapin ($l_{c\%}$: Pourcentage de longueur caractéristique d'activation) (d'après Winters et al., 2011)	124
Figure 111 : Représentation simplifiée (parabole) de la relation force/longueur active, pour différents niveaux d'activation (α).....	125
Figure 112 : Représentation temporelle du coefficient de contraction α	125
Figure 113 : Modélisation d'une fibre musculaire avec ses insertions tendineuses	126
Figure 114 : A. Courbe force/élongation du ressort constituant une fibre musculaire en traction et en compression B. Modification du comportement en compression de la relation force/élongation du ressort constituant la fibre musculaire	126
Figure 115 : Séquence composée d'un allongement de la fibre puis d'un maintien en position avec activation musculaire.....	127
Figure 116 : Représentation du comportement numérique passif, actif et global d'une fibre musculaire	129
Figure 117 : Schématisation et paramétrage pour le calcul de la force et des déformations pour une fibre musculaire reliée par des tendons.....	129
Figure 118 : Modélisation du MTC équivalent comportant 400 fibres musculaires inclinées avec leurs insertions tendineuses	132
Figure 119 : A. Schématisation des liens de matrice extracellulaire (MEC) entre les fibres musculaires qui autorisent le glissement des éléments discrets lors de la contraction. B. Modification de la relation force/élongation des ressorts de MEC afin de prendre en compte son nouveau comportement en compression et permettre la contraction des fibres musculaires.....	133
Figure 120 : Méthode d'évaluation de la force isométrique maximale pour différentes architectures. (De gauche à droite) une fibre musculaire ; 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres inclinées de 20 ° ; un complexe musculo-tendineux cylindrique avec 400 fibres inclinées de 20 °.	134
Figure 121 : Evolution de la force isométrique maximale du complexe musculo-tendineux équivalent pour différents angles de pennation, pour une forme parallélepédique et une forme cylindrique.....	136

Figure 122 : Détermination de la force isométrique maximale pour différentes architectures. A. (De gauche à droite) une fibre musculaire ; 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres inclinées de 20 ° ; un complexe musculo-tendineux cylindrique avec 400 fibres inclinées de 20 °. B. Complexe musculo-tendineux étudié comportant environ 400 fibres inclinées de 20 °	140
Figure 123 : Représentation de la courbe temporelle de la force du complexe musculo-tendineux pour une déformation de 10 % (1) puis maintien en position lors de la contraction musculaire (2).....	141
Figure 124 : Représentation du comportement actif, passif et global du complexe musculo-tendineux.....	141
Figure 125 : A. Relation force/longueur pour le gastrocnémien de rat (penné), dont le tissu conjonctif est important et représentation de l'arrangement des fibres dans le MTC. B. Relation force/longueur pour le semi membraneux de rat (fusiforme) et représentation de l'arrangement des fibres dans le MTC (d'après Woittiez et al., 1983)	142
Figure 126 : A. Représentation des différentes étapes pour l'activation musculaire isométrique lors d'un maintien en position. B. Représentation des différentes étapes pour l'activation musculaire pour un allongement donné. De gauche à droite, Etat initial. Allongement passif du complexe musculo-tendineux jusqu'à une déformation globale de 10 %. Maintien en position lorsque la déformation globale a atteint 10 % et comportement actif du complexe musculo-tendineux lors de la contraction des fibres musculaires	143
Figure 127 : A. Représentation de la courbe temporelle de l'angle de pennation du complexe musculo-tendineux pour un maintien en position sans déformation lors de la contraction musculaire. B. Représentation de la courbe temporelle de l'angle de pennation du complexe musculo-tendineux pour une déformation de 10 % (1) puis maintien en position lors de la contraction musculaire (2)	144
Figure 128 : Représentation de la relation force/longueur active du complexe musculo-tendineux, pour différents niveaux d'activation (α)	145
Figure 129 : Relations force/longueur active, passive et globale pour un même complexe musculo-tendineux avec différents angles de pennation. A. Angle de pennation de 10 °. B. Angle de pennation de 20 °. C. Angle de pennation de 30 °. D. Angle de pennation de 40 °	146
Figure 130 : Schématisation des différentes étapes à la modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux	150
Figure 131 : Deux types de configurations (activation rapide ou lente) pour les essais de traction avec activation musculaire.....	151
Figure 132 : Courbes force/déplacement pour un essai de traction jusqu'à rupture avec activation musculaire sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour les deux configurations (configuration 1 : activation musculaire rapide ; configuration 2 : activation musculaire lente) et pour un essai de traction à rupture passive	152
Figure 133 : Visualisation d'un essai de contraction excentrique jusqu'à rupture sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. A. Configuration 1 (activation rapide). B. Configuration 2 (activation lente)	154
Figure 134 : A. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situés dans la JMT proximale, pour les deux configurations. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situé dans la JMT distale pour les deux configurations.....	155
Figure 135 : Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. A. Configuration 1 (activation musculaire rapide). B. Configuration 2 (activation musculaire lente) ..	156
Figure 136: Partie supérieure : caractérisation d'une métastase hépatique selon la dureté. Partie inférieure : comparaison à l'échographie standard (d'après Supersonic Imagine)	180
Figure 137: Principe de la barrette échographique permettant de réaliser de l'élastographie avec ondes de cisaillement (d'après Gennisson et al., 2013).....	180
Figure 138 : Modélisation par des ressorts d'un élément de la structure du muscle. A. Mise en place des données du problème (u : déplacement aux nœuds des extrémités, k_0 : raideur de l'epimysium, k_1 : raideur de la MEC, k_2 : raideur des fibres musculaires). B. Paramétrage du problème (q_i : déplacements aux nœuds des extrémités, L : longueur de la structure).....	189

Figure 139 : Exemple de structure avec 6 lignes et 3 colonnes (u : déplacement des nœuds aux extrémités, F : Forces appliquées aux extrémités).....	192
Figure 140 : Variation du module d'Young de la structure en fonction de la raideur k_1 (pour k_0 et $k_2 = 1$ N/m). 192	
Figure 141 : Variation du coefficient de Poisson de la structure en fonction de la raideur k_1 (pour k_0 et $k_2 = 1$ N/m).....	193
Figure 142 : Modélisation simplifiée du muscle composé de fibres (orientées d'un angle de pennation α_0) et de matrice extracellulaire	194
Figure 143 : Modèles locaux simplifiés de la déformation d'une fibre au cours d'un essai de traction	196
Figure 144 : Allure de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation	197
Figure 145 : A. Modèle ressort/amortisseur en parallèle implémenté d'origine dans GranOO pour la modélisation de la viscosité (modèle de Kelvin-Voigt) B. Modélisation du phénomène d'hystérésis lors d'un cycle de traction jusqu'à 20 mm puis retour à la position initiale.....	199
Figure 146 : Schématisation de la configuration d'un lien de type Maxwell.....	200
Figure 147 : Schématisation et paramétrage d'un lien de type Maxwell.....	200
Figure 148 : Schématisation du modèle de lien (type Zener) entre deux éléments discrets.....	202
Figure 149 : A. Schématisation de deux éléments discrets reliés par un lien de type Zener (ressort en parallèle d'un lien de type Maxwell) B. Evolution temporelle de la force pour un essai de traction puis relaxation de contraintes pour deux éléments discrets reliés par un lien de type Zener. Estimation du temps de relaxation pour un modèle au 1 ^{er} ordre avec la pente initiale de la courbe de relaxation et l'asymptote de cette même courbe.....	202
Figure 150 : Tests de traction puis relaxation de contraintes sur une fibre musculaire composée de plusieurs éléments discrets. A. Visualisation correcte de la simulation numérique mais en désaccord avec l'évolution temporelle de la force. B. Visualisation de la simulation numérique en désaccord avec l'évolution temporelle correcte de la force	203
Figure 151 : Courbes expérimentale effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation (courbe noire) et simulation avec loi hyper-viscoélastique au 2 ^{ème} ordre (courbe rouge). Muscle gauche du sujet 4 (d'après Gras, 2011).....	204

LISTE DES TABLEAUX

<i>Tableau 1 : Expérimentations in vitro sur fibres musculaires - k : module de compressibilité, ν : coefficient de Poisson, E : module d'Young.....</i>	<i>19</i>
<i>Tableau 2 : Expérimentations in vivo et in vitro sur tendons – ϵ : déformation, σ : contrainte, E : module d'Young, N : nombre de cycles</i>	<i>29</i>
<i>Tableau 3 : Expérimentations in vivo sur le complexe musculo-tendineux – F : effort, K : raideur, σ : contrainte, E : module d'Young.....</i>	<i>42</i>
<i>Tableau 4 : Expérimentations in vitro sur le complexe musculo-tendineux - K : raideur, σ : contrainte, G : module de cisaillement, E : module d'Young.....</i>	<i>43</i>
<i>Tableau 5 : Cause des déchirures musculaires pour différents MTCs étudiés</i>	<i>46</i>
<i>Tableau 6: Module d'Young des différents constituants du MTC.....</i>	<i>73</i>
<i>Tableau 7 : Paramètres géométriques du MTC et leurs niveaux.....</i>	<i>79</i>
<i>Tableau 8 : Déformation à rupture des différents composants du complexe musculo-tendineux.....</i>	<i>96</i>
<i>Tableau 9: Valeurs de la force isométrique maximale pour différentes architectures.....</i>	<i>136</i>
<i>Tableau 10 : Modélisation en éléments finis des complexes musculo-tendineux – Partie 1</i>	<i>185</i>
<i>Tableau 11 : Modélisation en éléments finis des complexes musculo-tendineux – Partie 2</i>	<i>186</i>

NOMENCLATURE

Abréviations

MTC	Muscle-Tendon Complex (Complexe Musculo-Tendineux)
MEC	Matrice ExtraCellulaire
JMT	Jonction Myo-Tendineuse
TA	Tendon d'Achille
MEF	Méthode des Eléments Finis
DEM	Discrete Element Method (Méthode des Eléments Discrets)

Paramètres mécanique

σ_{ing}	Contrainte ingénieure (MPa)
ϵ_{ing}	Déformation ingénieure (%)
θ	Angle de pennation (°)

Paramètres géométriques

LoM	Longueur initiale du Muscle (mm)
LaM	Largeur initiale du Muscle (mm)
LoT	Longueur initiale du Tendon (mm)
LaT	Largeur initiale du Tendon (mm)
Ang	Angle de pennation (°)

Les constantes et variables non essentielles ainsi que celles utilisées uniquement dans la revue de littérature sont définies, là où elles sont utilisées.

INTRODUCTION

Tous les sportifs, qu'ils soient athlètes de haut niveau, pratiquants confirmés, amateurs ou même occasionnels sont un jour confrontés à une désagréable épreuve : la blessure. Cette dernière peut prendre de nombreuses formes et intervenir ponctuellement dans la vie du sportif. Si une blessure légère est relativement bien acceptée par le sportif, la blessure grave, nécessitant un arrêt prolongé, peut confronter l'athlète à un certain nombre de difficultés : l'incapacité physique de pratiquer sa discipline et l'affectation de l'image de soi qui lui est associée. Certains troubles psychologiques d'ordre émotionnel ou motivationnel peuvent également s'ajouter.

Ces blessures peuvent être classifiées en différents types : la fracture, l'entorse, la tendinopathie et la déchirure musculaire (Rechik *et al.*, 2007). La fracture correspond à la rupture d'un segment osseux suite à un choc et nécessite une immobilisation suivie d'une rééducation ; cependant, chez les sportifs de haut niveau, s'entraînant près de 30 h par semaine, des ruptures de « fatigue » peuvent se produire à la faveur de microtraumatismes répétés. Cette blessure est étudiée à travers de nombreux domaines de la biomécanique tels que l'ostéoporose (Duchemin *et al.*, 2008), la rupture du col du fémur chez les personnes âgées (Hambli *et al.*, 2013), les chocs automobiles (Subit *et al.*, 2010). Les entorses, dues à un étirement violent des ligaments, surviennent, quant à elles, souvent au niveau de la cheville ou du genou. Généralement, l'entorse n'est pas grave en soi et guérit d'elle-même après une dizaine de jours de repos et de rééducation. Toutefois, notamment pour le genou, il peut y avoir un risque de déchirure des ligaments. Dans ce cas, le recours à l'opération chirurgicale (ligamentoplastie) est presque toujours nécessaire et la reprise de l'activité physique ne peut s'envisager qu'après trois à six mois. La tendinopathie, qui correspond à une douleur articulaire suite à une inflammation du tendon, ou encore la luxation, qui elle, résulte d'une désarticulation, sont également bien connues et documentées dans le milieu médical. Le dernier type de blessure recensé est la déchirure musculaire qui représente entre 10 et 50 % des traumatismes liés au sport (selon l'activité pratiquée) (Bianchi *et al.*, 1998, Kääriäinen *et al.*, 2000, De Labareyre *et al.*, 2005, Butterfield *et al.*, 2006, Potier *et al.*, 2009, De Souza *et al.*, 2013, Fagher *et al.*, 2014). Des athlètes sont particulièrement exposés à ce type de blessure dans de nombreux sports : football, rugby, basketball, athlétisme, sports de combat, haltérophilie (Petilon *et al.*, 2005, Kwak *et al.*, 2006, Bianchi *et al.*, 2006, Ilaslan *et al.*, 2007, Chen *et al.*, 2009, Uchiyama *et al.*, 2011).

La rupture du tendon d'Achille apparaît comme la plus fréquente et la plus documentée ; cette fréquence s'explique par le fait que les membres inférieurs sont plus sollicités quel que soit le sport pratiqué. Une multiplication des cas de ruptures du tendon d'Achille a été constatée avec une incidence augmentée d'un facteur 10 depuis les années 1980 (Leppilahti *et al.*, 1996, Maffuli *et al.*, 1999, Hess *et al.*, 2010, Lantto *et al.*, 2015). Ceci en fait la localisation la plus fréquente de ruptures tendineuses spontanées (Jozsa *et al.*, 1989). Cette augmentation s'explique en partie par une généralisation de la pratique sportive (Hess *et al.*, 2010) d'un point de vue général mais également par l'intensification de la pratique sportive chez des personnes peu entraînées ou sportifs occasionnels (Jozsa *et al.*, 1989) (incidence majoritaire chez les sujets entre 30 et 40 ans, de sexe masculin (Leppilahti *et al.*, 1996)). Souvent, la rupture est le stade ultime d'une tendinopathie (Hess *et al.*, 2010). En pratique clinique quotidienne, plusieurs traitements sont proposés, de la chirurgie au traitement fonctionnel en passant par le traitement orthopédique ; ce qui témoigne d'une absence de méthode de référence ou "gold standard" (Charissoux *et al.*, 2013, Lantto *et al.*, 2014, Bruns *et al.*, 2014). L'objectif du traitement des ruptures du tendon d'Achille est d'obtenir la cicatrisation du tendon tout en conservant la mobilité de la cheville. La cicatrisation tendineuse repose sur le maintien de l'affrontement des moignons de rupture en conséquence de quoi l'immobilisation de la cheville est requise. A cela s'oppose la nécessité de

mobiliser la cheville dès que possible afin de prévenir son enraidissement. Actuellement, le compromis entre immobilisation et remobilisation repose uniquement sur le type de technique utilisée. Peu de techniques permettent de monitorer pour chaque patient l'évolution de la résistance biomécanique du tendon en cours de cicatrisation et de déterminer le moment idéal pour débiter la rééducation (Bruns *et al.*, 2014).

De plus, les blessures peuvent impliquer d'importants enjeux économiques relatifs aux moyens mobilisés pour les traiter : imagerie médicale, les soins, les suivis, la période d'inactivité et la rééducation pour chaque sportif. Prenons, à l'extrême, l'exemple du footballeur Cristiano Ronaldo. A l'occasion de sa blessure à la cheville en 2009, son indisponibilité pour les huit matchs suivants a représenté une perte financière de 3,8 millions d'euros pour le club du Real Madrid. Si bien que son club a décidé de prendre une assurance pour ses jambes à hauteur de 100 millions d'euros afin de se prévenir contre l'éventualité d'une nouvelle blessure. Ces enjeux économiques ne sont pas les seuls à prendre en compte, les enjeux sportifs sont évidemment considérables au niveau individuel. Le retour sur le terrain ("return to play") chez le sportif est un moment critique : pouvoir reprendre l'entraînement dans les mêmes conditions physiques et psychologiques qu'avant blessure. Cet aspect est d'autant plus important que 12 à 31 % d'entre eux souffrent encore de leur blessure après consolidation (De Souza *et Gottfried*, 2013). Le risque de complications étant également très élevé, la phase de rééducation s'en trouve primordiale mais cette dernière implique une détection et une estimation fiables de la blessure du sportif. Le temps d'inactivité préalable à la reprise du sport n'est pas constant pour un type de blessure donné ; cet aspect est encore très controversé dans le milieu scientifique et sportif (De Labareyre *et al.*, 2005). Le temps d'inactivité est estimé entre trois et six semaines selon le type et la gravité de la blessure mais également en fonction de la qualité de la rééducation pratiquée (De Labareyre *et al.*, 2005, Uchiyama *et al.*, 2011).

Du point de vue physiologique, la déchirure tissulaire peut toucher les différentes structures de l'unité myo-tendineuse, c'est-à-dire la partie médiane du muscle, le tendon ou encore la jonction entre le muscle et le tendon (Petilon *et al.*, 2005, Ilaslan *et al.*, 2007). L'apparition de cette déchirure est souvent associée à une sollicitation du complexe musculo-tendineux au-delà des limites physiologiques des différentes structures, lors notamment d'une contraction excentrique (étirement du muscle contracté) (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Uchiyama *et al.*, 2011, Tidball *et al.*, 2011, Pratt *et al.*, 2012, De Souza *et Gottfried*, 2013). Considérant les enjeux que nous avons évoqués, une meilleure connaissance physique (et physiologique) de ce phénomène permettrait sans doute de réduire sa fréquence d'apparition (en décelant précocement les cas probables de déchirures du complexe musculo-tendineux, en proposant un programme de renforcement spécifique) et/ou de réduire la période d'immobilisation qui en résulte (meilleure prise en charge du patient et personnalisation du traitement) (Morisawa *et al.*, 1997, Uchiyama *et al.*, 2011). Il pourrait être également envisagé de créer de nouvelles méthodes de renforcement musculo-tendineux post-traumatique, afin d'écourter le temps de consolidation chez le sportif de haut niveau. Prenons l'exemple des muscles ischio-jambiers pour lesquels un test simple d'amplitude (Nordbord Hamstring Testing System, VALD Performance) permet de prévenir les risques de blessures, reliant cette amplitude maximale au risque éventuel de blessure. Ce test permet ainsi de programmer, en fonction des résultats obtenus, un entraînement spécifique pour ces muscles. De nombreuses études ont tenté de comprendre les mécanismes lésionnels intervenant lors d'une déchirure du complexe musculo-tendineux, sans parvenir à les identifier clairement (Brickson *et al.*, 2001, Butterfield and Herzog, 2006, Pratt *et al.*, 2012). Des données précises sur les structures impliquées et les circonstances de la blessure font défaut dans la littérature.

Il est donc légitime de se demander quelles seraient les méthodes d'analyse et les modélisations numériques qui permettraient de mieux évaluer, prévenir et soigner les sportifs lors d'une déchirure du complexe musculo-tendineux ?

Cette thèse porte donc sur la modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux et s'insère dans les axes stratégiques de l'Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak. En effet, l'aspect modélisation est très présent dans les différentes recherches menées au sein du laboratoire, qu'il s'agisse de modélisations des

os, du rachis, des tissus mous ou du système musculaire. Ce projet s'insère dans les grandes thématiques du laboratoire dont le propos est l'homme en mouvement, le sport et les mécanismes lésionnels. De plus, la collaboration avec le monde médical est un atout majeur du laboratoire et de ce projet.

Les travaux sur tissus humains sont essentiels à la compréhension du corps humain et de ses mécanismes internes. L'Institut dispose des moyens et accréditations nécessaires pour mener des études sur des sujets humains *post-mortem*, notamment lors de la thèse de Laure-Lise Gras en 2011 ; ces études ont permis d'identifier le comportement mécanique des muscles et de créer des premiers modèles simples pour modéliser leur comportement. Cette thèse fait suite aux travaux de Laure-Lise Gras élaborant une ébauche de modélisation du muscle par la méthode des éléments discrets. Cette méthode des éléments discrets est une des thématiques phares de l'Institut de Mécanique et d'Ingénierie, lequel a développé un logiciel spécifique à l'utilisation de cette méthode (www.granoo.org) et a su faire valoir son expertise dans ce domaine tant au niveau programmation numérique qu'au niveau de l'analyse comportementale de systèmes mécaniques.

Le défi de cette thèse est donc d'utiliser une nouvelle méthode de modélisation, peu employée dans le cadre de la modélisation des tissus humains, et de décrire le comportement du complexe musculo-tendineux pour enfin parvenir à la modélisation de sa déchirure.

La première partie du mémoire rappelle la structure d'un muscle et d'un tendon ainsi que leurs principales propriétés mécaniques. La structure du complexe musculo-tendineux, ses principales propriétés mécaniques et les différentes expérimentations réalisées sur ce dernier sont explicitées. Les différentes modélisations du complexe musculo-tendineux existantes sont ensuite exposées, la méthode des éléments discrets et son application pour la compréhension de comportement mécanique complexes sont présentées ; enfin, les objectifs spécifiques du travail de thèse sont précisés.

La deuxième partie propose un modèle en éléments discrets pour caractériser le comportement mécanique passif d'un complexe musculo-tendineux. L'influence des différents paramètres géométriques est également analysée.

La troisième partie présente un modèle de rupture du complexe musculo-tendineux, en partant d'une analyse des structures endommagées et des mécanismes de rupture. Ces données sont validées en comparaison aux essais expérimentaux *in vitro* réalisés sur l'ensemble tendon d'Achille/triceps sural de sujets humains *post mortem*.

La quatrième partie propose un modèle d'activation musculaire, d'abord implémenté au niveau des fibres musculaires, puis étendu au complexe musculo-tendineux.

La cinquième partie regroupe le travail des parties précédentes avec pour finalité l'étude de faisabilité d'une modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux, lors d'une contraction excentrique.

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 contexte sportif. La contribution de ces résultats au point de vue médical, quant à la prévention et au suivi des patients est également avancée.

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

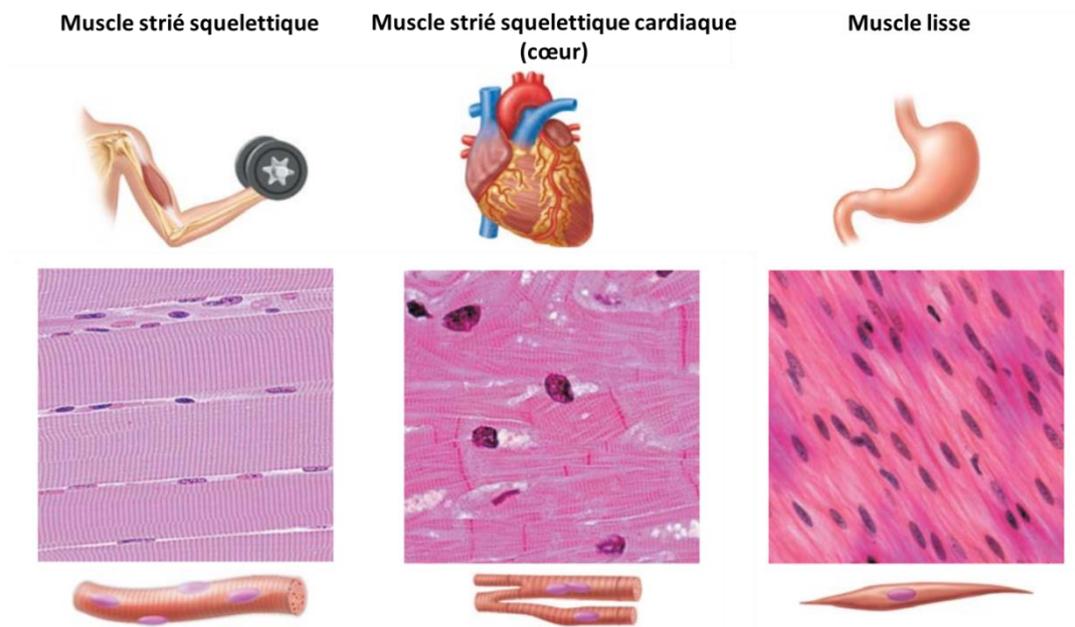


Figure 1 : Différents types de muscles présents dans le corps humain (d'après *Anatomie et physiologie humaines*, E. N. Marieb, 2014)

Le corps humain est composé de plus de 600 muscles (Bonnel, 2005). Il existe deux types de muscles : les muscles lisses (parois de vaisseaux, estomac, intestins...) et les muscles striés (squelettiques et le cœur) (Bonnel, 2005) (Figure 1). Ces muscles assurent trois fonctions principales ; *i.e.* la génération du mouvement, le maintien de la posture et la génération de chaleur. Notre travail portera sur la modélisation des muscles striés squelettiques, à contraction volontaire *i.e.* sous dépendance du système nerveux central - qui, en se contractant, permettent de rapprocher deux segments osseux grâce aux tendons et ainsi de générer un mouvement (Martins *et al.*, 1998).

Dans une première partie, nous aborderons la physiologie musculaire permettant de comprendre le fonctionnement du muscle au niveau structurel, mais aussi de pouvoir décrire son comportement à travers ses nombreuses propriétés mécaniques, obtenues expérimentalement. La physiologie du tendon sera ensuite abordée avec la même démarche. Les relations fondamentales du complexe musculo-tendineux (force/longueur, force/vitesse) seront ensuite évoquées, ainsi que leurs obtentions expérimentales. La rupture du complexe musculo-tendineuse sera alors abordée pour comprendre son apparition, ses conséquences et les structures mises en jeu. Un point sur les modélisations du complexe musculo-tendineux sera réalisé ainsi qu'une explication de la méthode des éléments discrets. Enfin les objectifs spécifiques de ce travail de thèse seront développés.

1 Généralités sur le muscle strié squelettique

Le muscle strié squelettique est un matériau multi-échelle de structure complexe. Pour éviter des confusions dues au nombreux abus de langage, nous définissons ici les différents termes qui seront utilisés dans toute la suite du mémoire. Le muscle strié squelettique correspond à l'élément compris entre deux segments osseux. Nous l'appellerons dans la suite le COMPLEXE MUSCULO-TENDINEUX. Ce complexe musculo-tendineux est composé d'une partie musculaire que nous appellerons MUSCLE dans la suite. Le muscle est donc relié, à chacune de ses extrémités par un TENDON qui s'attache sur les segments osseux (Figure 2).

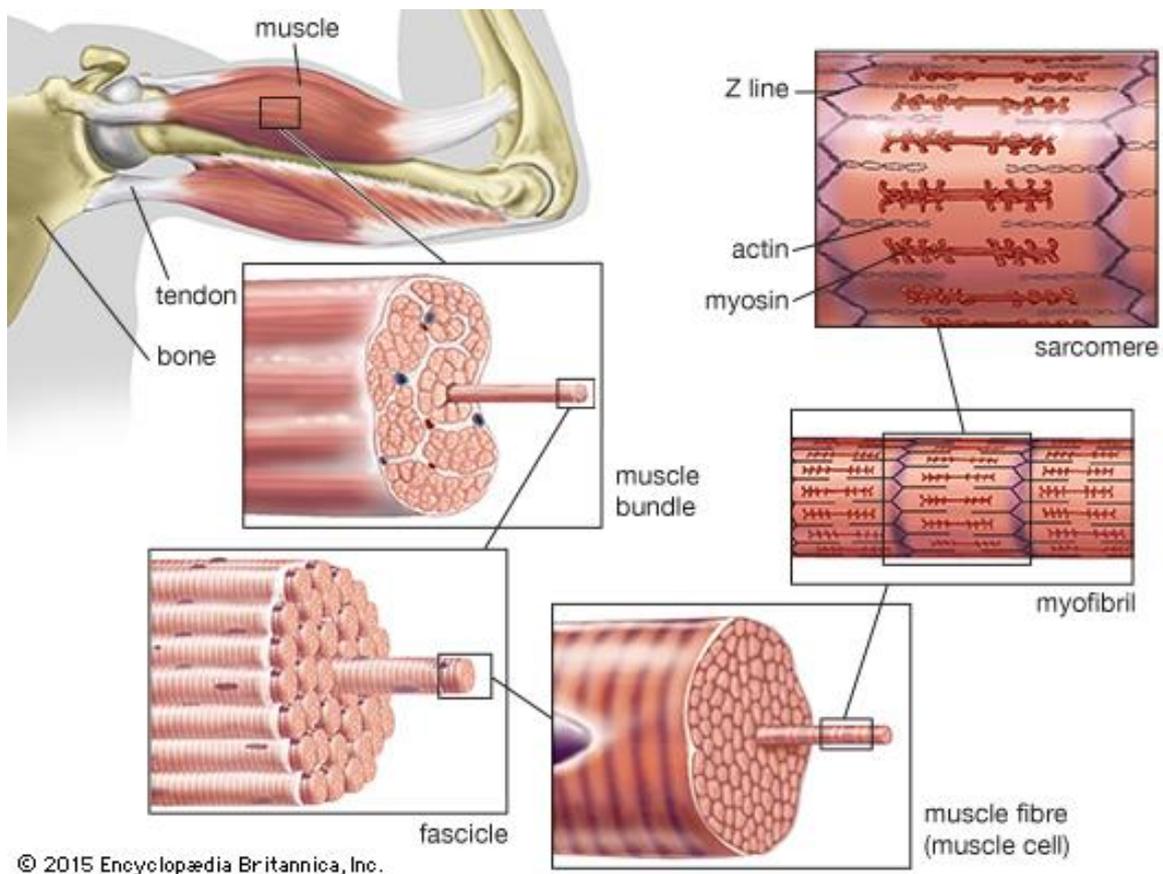


Figure 2 : Représentation des différents constituants du muscle de l'échelle macroscopique à l'échelle microscopique (d'après Encyclopedia Britannia Inc)

2 Le muscle

2.1 Les différents éléments constitutifs du muscle

2.1.1 Les fibres musculaires

Le muscle est un tissu fibreux composé de fibres musculaires (Figure 2). Ces fibres musculaires sont des cellules allongées de forme cylindrique. Leur taille peut varier de quelques millimètres à plusieurs dizaines de centimètres de long. Leur diamètre varie entre 10 μm et 100 μm . (Bouisset *et* Maton, 1999). Ces fibres musculaires, organisées en faisceaux, peuvent se décomposer en éléments de plus en plus petit, allant de l'échelle macroscopique jusqu'à l'échelle microscopique. A l'échelle microscopique, les fibres musculaires peuvent se décomposer en myofibrilles, également réunies en faisceaux. Une fibre musculaire est composée d'environ 2000 myofibrilles pour un homme adulte. Chacune de ces myofibrilles contient des protéines contractiles : les filaments minces d'actine et épais de myosine. Ces filaments sont responsables de la contraction musculaire, qui s'établit au niveau microscopique par le glissement de l'actine par rapport à la myosine. En fonction du niveau d'activation du muscle, ce phénomène crée un raccourcissement ou un allongement des myofibrilles, et, à l'échelle macroscopique, une contraction ou un relâchement des fibres musculaires. Ces filaments d'actine et de myosine sont reliés, au niveau microscopique par des ponts, grâce à un agencement en quinconce. L'ensemble de ces agencements est appelé sarcomère. Le sarcomère représente donc la plus petite unité contractile du muscle qui se répète le long de la fibre musculaire (Figure 3).

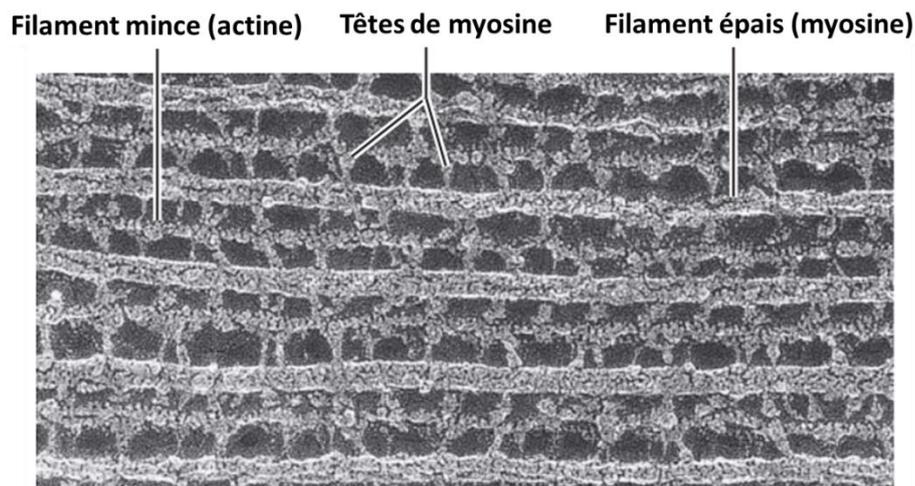


Figure 3 : Image obtenue par microscope électronique de portions de sarcomères (d'après Anatomie et physiologie humaines, E. N. Marieb, 2014)

A chaque niveau, les éléments constitutifs du muscle sont enroulés dans une membrane de tissu conjonctif (Figure 3). Ces tissus conjonctifs servent d'armature de soutien aux fibres et relie également les différents éléments constitutifs du muscle entre eux. Les faisceaux de fibres musculaires sont enveloppés par un tissu plus dense : l'epimysium ou aponévrose, permettant à la fois d'aider au mouvement mais aussi de protéger le muscle contre les chocs et les tractions trop sévères (Teran *et al.*, 2005). Les myofibrilles sont enveloppées dans une membrane de tissu conjonctif : l'endomysium. Elles sont ensuite regroupées en faisceaux et à leur tour enveloppées par un autre tissu conjonctif : le perimysium (Bliston *et al.*, 2014).

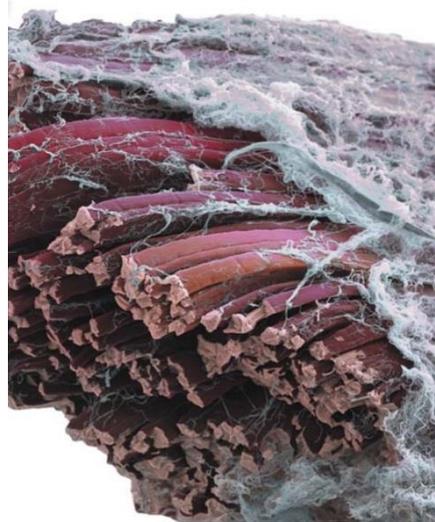


Figure 4 : Image obtenue par microscope électronique d'un paquet de fibres musculaire enveloppé dans son tissu conjonctif (d'après *Anatomie et physiologie humaines*, E. N. Marieb, 2014)

L'angle de pennation, défini par l'inclinaison des fibres par rapport à l'axe longitudinal du complexe musculo-tendineux, est un des éléments essentiels de l'architecture musculaire. Deux types d'orientations peuvent être distingués : les configurations fusiformes (parallèle au grand axe du complexe musculo-tendineux) ou penné (formant un ou plusieurs angles de pennation avec le grand axe du complexe musculo-tendineux) (Figure 5).

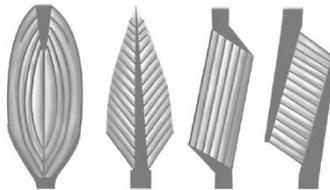


Figure 5 : Représentation de différents types d'architectures musculaires (de gauche à droite, 1 complexe musculo-tendineux avec des fibres fusiformes et 3 complexes musculo-tendineux avec des fibres pennées) (d'après *Complexe muscle-tendon*, F. Bonnel, 2005)

2.1.2 L'épimysium

L'épimysium, constitué principalement de collagène (Bensamoun *et al.*, 2006), n'a pas pour seul rôle celui de contenant, limitant l'expansion du muscle, c'est aussi un élément fondamental pour la transmission de la force musculaire (Turrina *et al.*, 2013).

2.1.3 La matrice extracellulaire

Le tissu conjonctif, permettant de lier les fibres entre elles, correspond à la matrice extracellulaire (MEC). Le comportement anisotrope du muscle (Van Loocke *et al.*, 2006, 2008, Royer *et al.*, 2011) est directement relié à la disposition de la MEC dans toutes les directions. La MEC a aussi un rôle fondamental pour la transmission des efforts dans le muscle (Purslow *et al.*, 2002, Zhang *et al.*, 2012).

2.2 Les propriétés mécaniques du muscle

2.2.1 Propriétés mécaniques des fibres musculaires

Les propriétés mécaniques des muscles sont définies par le type de fibre qui les compose ainsi que par son architecture, *i.e.* l'arrangement des fibres à l'intérieur du muscle. Il existe trois types de fibres ayant des propriétés physiologiques et mécaniques différentes, les fibres lentes, les fibres rapides et les fibres intermédiaires. Les fibres lentes (Slow Twitch Fiber) sont très résistantes et endurantes, de par leur fonctionnement aérobie, elles vont permettre de développer une faible puissance à faible vitesse pendant une longue durée. Les fibres rapides (Fast Twitch Fiber), quant à elles, permettent d'obtenir une contraction rapide avec une puissance importante mais sur une courte durée de par leur fonctionnement majoritairement anaérobie.

Les études théoriques et expérimentales de Gras *et al.* (2011) ont montré que le comportement non-linéaire du muscle n'est pas seulement dû à ses propriétés mécaniques mais aussi à sa géométrie. Ainsi, l'inclinaison des fibres peut modifier les propriétés mécaniques du muscle (Campbell *et al.*, 2013, Brancaccio *et al.*, 2013). Une analogie peut être faite avec les matériaux composites et l'orientation des fibres dans la matrice qui influe sur la réponse mécanique du matériau (Ladevèze *et al.*, 2013). De plus, des études sur éprouvettes en compression (Van Loocke *et al.*, 2006, 2008) révèlent que le comportement du muscle dépend de l'orientation des fibres. En effet, il a été montré dans cette étude que le comportement du muscle est différent selon la direction de sollicitation et selon l'orientation des fibres.

2.2.2 Incompressibilité

En raison de la forte présence d'eau dans les muscles, ces derniers peuvent être considérés comme isovolumiques. Ainsi, au cours de la déformation, le muscle n'autorise pas de variations de son volume. Cette propriété mécanique d'incompressibilité du muscle se traduit numériquement par un coefficient de Poisson égal (ou quasi-égal) à 0,5. Dans la littérature, pour les modèles volumiques, le comportement passif du muscle est largement représenté par des matériaux incompressibles ou quasi-incompressibles (Weiss *et al.*, 1996, Martins *et al.*, 1998, Bosboom *et al.*, 2001, Teran *et al.*, 2005, Behr *et al.*, 2006, Gras *et al.*, 2012).

2.2.3 Anisotropie du muscle

De nombreux tissus biologiques présentent un caractère anisotrope de comportement mécanique. Les propriétés mécaniques sont différentes en fonction de la direction de sollicitation, cependant, une direction est toutefois privilégiée, due à l'arrangement des fibres (fibres de collagène dans le cas du tendon ou fibres musculaires pour le muscle). La direction des fibres selon leur angle de pennation est une direction privilégiée. Cette anisotropie transverse des tissus biologiques rappelle le comportement des composites renforcés par fibres, développé pour le tendon par Weiss *et al.* (1996) et appliqué au muscle par Martins *et al.* (1998), Untaroiu *et al.* (2005) ou encore Blemker *et al.* (2006). Expérimentalement, Van Loocke *et al.* (2006) ont montré, sur des éprouvettes de muscles de porc en compression, que le comportement du muscle était différent selon l'orientation des fibres et la direction de sollicitation.

2.2.4 Viscosité

Le muscle, en tant que tissu biologique, présente un comportement visqueux. La viscosité a un effet direct sur les propriétés mécaniques du muscle passif. Elle a, par exemple, été mise en évidence par Van Loocke *et al.* (2008, 2009), qui ont réalisé des essais de compression sur des éprouvettes de muscle pour différents taux de déformation. Leurs résultats montrent que la réponse en sollicitation du muscle est sensible aux taux de déformation.

2.3 Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du muscle, des fibres musculaires, de la matrice extracellulaire et de l'épimysium

2.3.1 Expérimentations sur muscle isolé *in vivo*

L'élastographie par résonance magnétique a été utilisée par Dresner *et al.* (2001) pour étudier les propriétés mécaniques des muscles de bœuf (peroneus tertius et extensor digitorum longus) *in vitro* et les muscles humains *in vivo*. La technique est proche de celle par ultrasons développée dans le paragraphe suivant. Le module de cisaillement moyen des muscles de bœuf dans cette étude est estimé à 23,8 kPa.

Gennisson *et al.* (2003) ont développé la méthode de mesure par élastographie, mais en utilisant des ultrasons. Le fonctionnement de cette méthode (Shear Wave Elastography) est décrit dans l'ANNEXE A. Cette méthode, utilisée pour des tissus mous isotropes peut être adaptée aux matériaux anisotropes comme le muscle. Cette technique, validée expérimentalement *in vitro* sur muscles de bœufs, est aussi applicable pour des tests *in vivo*. Elle permet une caractérisation des propriétés mécaniques des muscles *in vivo* (Miyamoto *et al.*, 2015, Ate *et al.*, 2015, Chino *et al.*, 2015, Eby *et al.*, 2015, Le Sant *et al.*, 2015, Hauraix *et al.*, 2015) et peut être étendue au tendon (par exemple dans la détermination des propriétés mécaniques du tendon d'Achille *in vivo* (Kubo *et al.*, 2012, Chino *et al.*, 2015, Morrison *et al.*, 2015) et *in vitro* (Riggin *et al.*, 2014, Haen *et al.*, 2015)).

2.3.2 Expérimentations sur éprouvettes de muscle *in vitro*

Morrow *et al.* (2010) se sont intéressés à la réponse mécanique du muscle dans les trois directions de l'espace. Ils proposent ainsi un essai de traction longitudinale, un essai de traction transversale et un essai de cisaillement (Figure 6-A). Le muscle extensor digitorum longus de lapin est étudié. Le muscle est retiré de l'animal et installé dans le dispositif d'essai. Le taux de déformation est de $5 \cdot 10^{-4} \text{ s}^{-1}$. Les courbes contrainte/déformation sont présentées sur la Figure 6-B.

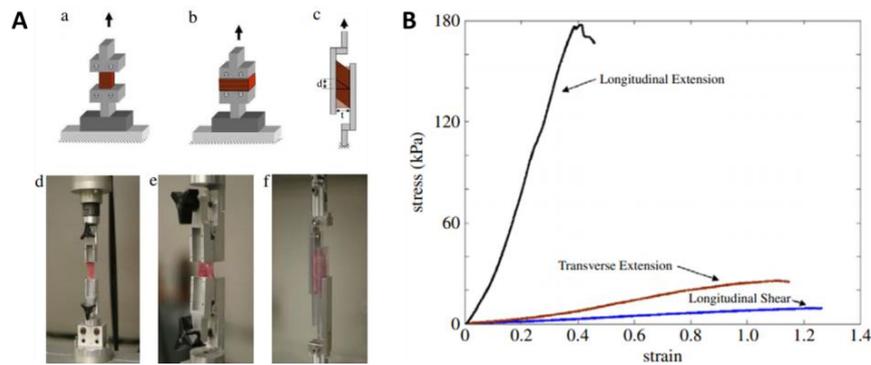


Figure 6 : A. Schémas et photographies d'essais de traction longitudinale (a et d), essais de traction transversale (b et e) et essai de cisaillement (c et f). B. Courbes contrainte/déformation pour les essais de traction longitudinale, traction transversale et de cisaillement (d'après Morrow *et al.*, 2010)

Le module linéaire, la contrainte à rupture et la déformation à rupture sont déterminés. Le module linéaire du MTC est plus important dans le sens longitudinal (447 kPa) que dans le sens transversal (22,4 kPa) ou qu'en cisaillement longitudinal (3,87 kPa). Ces résultats peuvent être comparés à ceux obtenus en 2008 (Morrow *et al.*, 2008) mais en conservant l'aponévrose du MTC. Les modules linéaires dans le sens longitudinal (767 kPa) et transversal (81 kPa) sont significativement supérieurs à ceux de l'étude de 2010. Il en est conclu que l'aponévrose du MTC a un effet considérable sur la réponse du MTC. De plus, le caractère anisotrope du MTC a bien été mis en avant par cette étude.

Afin de mieux connaître le comportement du muscle et l'influence de la MEC, de nombreuses études se sont aussi intéressées à la caractérisation d'éprouvettes de muscle. La plupart de ces recherches observent la réponse mécanique des éprouvettes de muscle en compression, pour différents taux de déformation. Les taux de déformation faibles et intermédiaires (Aimadieu *et al.*, 2003, Untaroiu *et al.*, 2005, Van Loocke *et al.*, 2006, 2008, 2009) permettent par exemple d'expliquer les phénomènes d'escarres qui apparaissent chez les patients alités (nécrose des tissus organiques de la peau causée par une pression prolongée sur celle-ci). Les essais à taux de déformations élevés (Mc Elhaney, 1966, Van Sligtenhorst *et al.*, 2006, Song *et al.*, 2007, Chawla *et al.*, 2009) sont utilisés pour comprendre la biomécanique des chocs au niveau musculaire.

Les expérimentations sur éprouvette de muscle ont permis de montrer que les propriétés mécaniques du muscle (son comportement passif en compression) sont sensibles au taux de déformation (Mc Elhaney, 1966, Aimadieu *et al.*, 2003, Untaroiu *et al.*, 2005, Song *et al.*, 2007), à la direction de sollicitation (Van Loocke *et al.*, 2006, 2008, 2009), à la direction des fibres (angle de pennation) et aussi à la qualité tissulaire (spécimens frais ou *post-mortem*) (Van Sligtenhorst *et al.*, 2006). Cependant, ces expérimentations ont quelques limites dont la plus importante est la découpe du muscle, qui ne permet pas d'étudier la structure entière. S'ajoute à cela les concentrations de contraintes aux extrémités de l'éprouvette. La question est donc de savoir si les essais sur éprouvette sont représentatifs du comportement global du muscle entier. Le choix de la zone d'étude est aussi une des limites, restreignant la comparaison entre la plupart des études. Enfin, le comportement du muscle en compression ne permet pas d'expliquer son comportement en traction, d'autres études plus spécifiques (essais de traction sur fibres musculaires) sont donc nécessaires.

La majorité des études précédentes sont réalisées sur des muscles d'animaux. L'influence du taux de déformation sur les propriétés mécaniques a ainsi été étudiée expérimentalement. Un couplage entre l'élastographie et le test de traction pourrait être réalisé afin d'obtenir des relations entre les efforts et la structure interne du muscle.

2.3.3 Expérimentation sur fibres isolées

Bien que certaines expérimentations soient effectuées sur le muscle, les composants internes du muscle ont des propriétés mécaniques différentes. L'intérêt est donc d'étudier ces composants internes et de pouvoir établir des relations entre les composants élémentaires du muscle et sa structure hétérogène et anisotrope.

Lännergren (1971) a étudié les propriétés mécaniques de fibres isolées et intactes de grenouille au repos et lors de l'activation à faible niveau (état actif). La fibre isolée a été préalablement disséquée. Elle est ensuite placée dans un dispositif de traction baigné dans une solution de Ringer afin de maintenir l'hydratation de la fibre. Ce dispositif est agrémenté d'électrodes à ses extrémités pour pouvoir générer la contraction de la fibre. Dans l'état passif, la relation force/longueur du sarcomère (composante de l'unité motrice de la fibre musculaire) est obtenue (Figure 7).

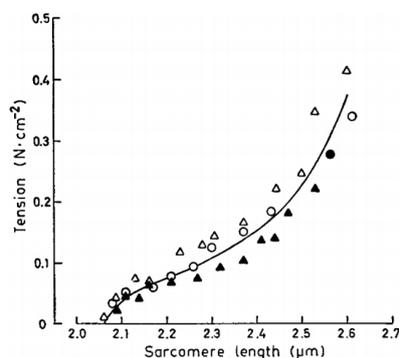


Figure 7 : Relation force longueur de sarcomère pour trois différentes fibres ; (Fibre 1 : triangles ouverts, Fibre 2 : cercles, Fibre 3 : triangles pleins ; courbe en trait plein : moyenne) (d'après Lännergren, 1971)

Le comportement de la fibre n'est ni linéaire, ni exponentiel. Pour de faibles déformations, le comportement de la fibre est quasi-similaire à celui d'un muscle entier. Cela indique que le mécanisme principal responsable du comportement mécanique du muscle se trouverait au niveau des fibres musculaires. Dans son état actif, la réponse active des sarcomères à la tension est globalement inférieure à la réponse passive, et cela pour différentes longueurs initiales de sarcomères (Figure 8).

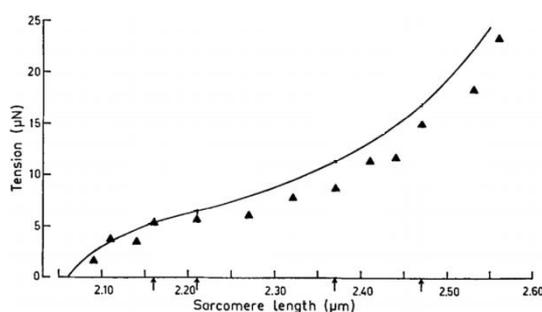


Figure 8 : Réponse à la traction pour 4 différentes longueurs de sarcomères. Traits pleins : état passif. Triangles noirs : état actif (d'après Lännergren, 1971)

La réponse de la fibre dans son état actif est différente de celle dans son état passif. Cela se justifie, dans son état actif, par la montée rapide en tension en début de traction et les différentes déclivités plus ou moins raides lors de son relâchement jusqu'à une position de repos (Figure 9). Cependant cette position de repos ne correspond pas à la position initiale, celle-ci est réobtenue environ 3 minutes après la fin de la sollicitation.

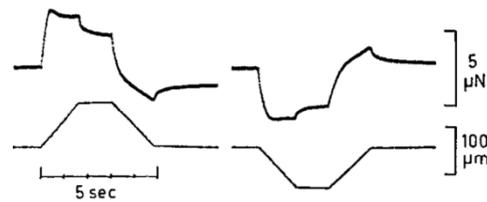


Figure 9 : Réponse de la fibre en traction puis relâchement, pour une longueur initiale de sarcomère de $2,21 \mu\text{m}$ (d'après Lännergren, 1971)

Maughan *et Godt* (1975) ont étudié le comportement mécanique de fibres pelées de grenouille lors de compressions et de tractions passives en quasi-statique. La fibre pelée est obtenue soit par dissection et enlèvement de son enveloppe, soit par traitement chimique. Les essais de compression ont permis d'obtenir une plage de variation pour le module de compressibilité de 10 à 100 kPa. Les essais de traction ont, eux, permis d'obtenir un module d'Young de 36 kPa pour une déformation de la fibre de 10 %. Le coefficient de Poisson (ν) a été calculé suite à ces essais : il vaut 0,35. De ce résultat, Maughan *et Godt* en concluent que la fibre a un comportement analogue à celui d'un corps élastique anisotrope (par exemple proche du comportement du polyéthylène ($\nu=0,33$)).

La réponse dynamique en traction de fibres pelées de grenouille, pour des hautes fréquences de sollicitation (5 Hz à 50 Hz), a été étudiée par De Winkel *et al.* (1994). Dans cette étude, un module d'Young complexe est calculé. La partie réelle représente la raideur de la fibre et la partie imaginaire représente sa viscosité. Ceci peut s'interpréter comme la raideur et la friction visqueuse des demi-sarcomères. La partie réelle du module d'Young est constante jusqu'à 100 Hz puis augmente avec la fréquence (augmentation de 16,1 MPa à 100 Hz jusqu'à 31,2 MPa à 40 kHz). Dans l'état de rigidité, le coefficient de viscosité vaut environ 4070 rad/s et 1880 rad/s dans son état relâché. De plus, le comportement des demi-sarcomères des fibres musculaires, dans leur état de rigidité, montrent de fortes ressemblances avec le comportement des fibres actives.

Bagni *et al.* (1995) ont souhaité comparer les deux méthodes de préparation des fibres de grenouille : Fibres intactes (avec leur tissu conjonctif) ou fibres pelées (sans leur tissu conjonctif). Des essais de traction (amplitude : 2 à 6 % de la longueur initiale du sarcomère (l_0), vitesse : 2 à $250 l_0 \cdot s^{-1}$) ont été réalisés sur les différents types de fibres. Il en résulte que les deux types de fibres (intactes et pelées) présentent la même réponse à la sollicitation. Bagni *et al.* décrivent donc le comportement de la fibre musculaire comme la somme d'une composante visqueuse, d'une composante viscoélastique et d'une composante élastique. L'amplitude de ces composants (Module d'Young et coefficient de viscosité) augmenterait avec la longueur du sarcomère, mais serait plus importante pour la fibre intacte que pour la fibre pelée. Le tissu conjonctif aurait donc un rôle dans la réponse passive des fibres et donc du muscle.

Bensamoun *et al.* (2006) ont étudié les changements des propriétés des fibres de rat durant sa première année de vie. Leurs résultats montrent que les propriétés mécaniques à la fois sur le muscle et sur les fibres pelées (réalisés lors de différents essais mécaniques : rampes et relaxations) augmentent lors des quatre premiers mois de la vie du rat puis se stabilisent.

Ces études sur les fibres isolées permettent d'étudier le comportement mécanique du constituant principal du muscle et de pouvoir ainsi faire le lien entre son comportement macroscopique et microscopique. L'influence de la vitesse est étudiée en travaillant à différentes vitesses de sollicitations. La relation entre les propriétés mécaniques de la fibre isolée à celles du muscle entier n'est pas si évidente et reste à explorer, notamment en prenant en compte l'influence de la matrice extracellulaire. D'autant plus que la raideur des fibres isolées est beaucoup plus faible que celle du muscle.

2.3.4 Expérimentations sur paquets de fibres

Comme il a été vu précédemment, deux types de fibres sont présents dans les muscles (fibres rapides et fibres lentes). Mutungi *et al.* (2003) se sont intéressés aux différentes réponses mécaniques en traction passive des paquets de fibres rapides et des paquets de fibres lentes. Les paquets de fibres, provenant de muscles de rat, sont soumis à une sollicitation de traction d'amplitude 2 à 3 % de la longueur initiale de la fibre (l_0), pour des vitesses allant de 0,18 à 34 $l_0 \cdot s^{-1}$. En utilisant le modèle développé par Bagni *et al.* (1995), le coefficient de viscosité est estimé à 0,8 kPa.s pour les fibres rapides et 1,44 kPa.s pour les fibres lentes. Le temps de relaxation de la composante viscoélastique est de 8 ms pour les fibres rapides et 24 ms pour les fibres lentes. Le module d'Young est estimé à 100 kPa pour les paquets de fibres rapides, contre 10 fois plus pour les paquets de fibres lentes (environ 1 MPa). L'augmentation des propriétés mécaniques avec la vitesse de sollicitation est exposée dans cette étude, ainsi que les différences de propriétés mécaniques entre les paquets de fibres lentes et rapides (Figure 10).

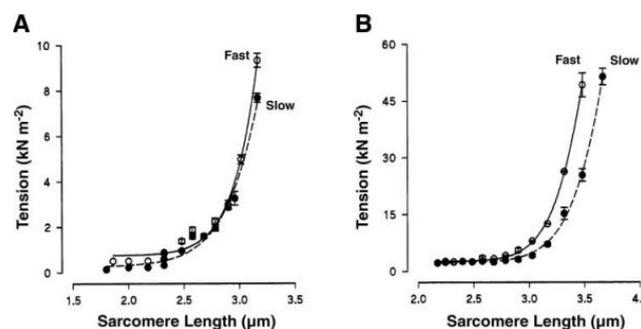


Figure 10 : Courbes de la tension dans la fibre en fonction de la longueur du sarcomère pour des fibres lentes et rapides. A. Pour des rats âgés de 7 jours. B. Pour des rats adultes (d'après Mutungi *et al.*, 2003)

Lieber *et al.* (2003) ont souhaité étudier les différentes réponses de fibres isolées et de paquets de fibres afin d'obtenir une caractérisation mécanique du tissu conjonctif humain. Le module d'Young de la partie linéaire de la courbe contrainte/déformation a été calculé pour les deux structures. Pour un paquet de fibres (environ 18 fibres), le module d'Young est estimé à 462,5 MPa, 16 fois plus important que celui de fibres isolées (estimé à 28,2 MPa). Le tissu conjonctif serait à l'origine de cette différence. Une analyse géométrique permettrait d'obtenir les propriétés mécaniques du tissu conjonctif. Lieber *et al.* montrent qu'à l'intérieur d'un paquet de fibres, 95 % du volume est occupé par les fibres et les 5 % restants sont occupés par le tissu conjonctif. Après avoir fait l'hypothèse que le tissu conjonctif et les fibres musculaires sont équivalents à des tissus élastiques en parallèle, le module d'Young du tissu conjonctif vaudrait 8,7 GPa ($E_{\text{paquet de fibres}} = 0,05 E_{\text{tissu conjonctif}} + 0,95 E_{\text{fibre isolée}}$). Toutefois, cette hypothèse géométrique n'a pas été confirmée par d'autres études. Mais cette valeur élevée confirme que le tissu conjonctif (matrice extracellulaire) a un rôle important dans les propriétés mécaniques passives du muscle. Il est tout de même intéressant de noter que la matrice extracellulaire a un module d'Young nettement supérieur à celui d'une fibre isolée.

Regev *et al.* (2011), dans leur étude sur l'architecture du psoas humain, ont testé mécaniquement les fibres musculaires, isolées ou en paquets de fibres. Des essais de traction passive ont été réalisés sur les deux différents échantillons. Il a été observé que le module élastique des fibres isolées valait 37,44 kPa et celui de paquets de fibres valait 55,33 kPa. Ces valeurs sont plus faibles que celles obtenues par Lieber *et al.* (2003). Ceci peut être dû aux muscles étudiés (biceps brachii, flexor carpi ulnaris ou pronator teres contre psoas) ou à l'âge des patients (28 ans contre 50 ans), ou à la longueur des fibres prélevées (quelques millimètres contre une dizaine de centimètres), ou encore à la vitesse de déformation qui n'est spécifiée dans aucune de deux études. Cependant, le tissu conjonctif joue ici aussi un rôle important dans les propriétés globales des paquets de fibres musculaires.

Les études effectuées sur des paquets de fibres permettent de se rapprocher de la physiologie du muscle. Le rôle de la matrice extracellulaire est alors pris en compte. L'importance de la matrice extracellulaire est essentielle, cette dernière ayant une raideur plus élevée que celle des fibres musculaires. Cependant, ces données seules ne suffisent pas à caractériser le comportement du muscle, l'architecture et l'agencement interne de la structure musculaire doivent également être pris en compte.

2.3.5 Caractérisation mécanique de la matrice extracellulaire (MEC)

Peu de données mécaniques sur la MEC sont disponibles dans la littérature, cela étant dû à l'impossibilité d'isoler et de tester mécaniquement la MEC (Meyer *et al.*, 2011). Seuls Meyer *et al.* (2011), par des expériences sur des paquets de fibres, ont montré que le module d'Young de la MEC est 6 fois supérieur à celui des fibres.

Lieber *et al.* (2003), ont aussi, par un raisonnement géométrique décrit précédemment, identifié le module d'Young de la matrice extracellulaire. En supposant que la matrice représente 5 % du volume du paquet de fibres, son module d'Young vaudrait 8,7 GPa.

Purslow (2002) explique les différents rôles de la MEC. Elle permet le développement et l'innervation du muscle et l'intégration mécanique des tissus entre eux. L'interface fibre/matrice serait en partie responsable de la réponse viscoélastique du muscle (Figure 11). Cette étude montre d'un point de vue mécanique que lors d'essais de traction la MEC travaille en cisaillement.

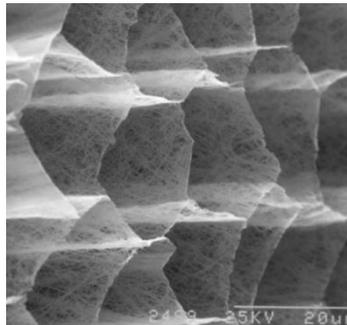


Figure 11 : Matrice extracellulaire en vue oblique (d'après Purslow, 2002)

Gosselin *et al.* (1998) montrent dans leur étude sur l'effet de l'entraînement physique sur les propriétés mécaniques du muscle, que la MEC a un rôle important sur les propriétés viscoélastiques passives du muscle.

2.3.6 Caractérisation mécanique de l'epimysium

De nombreuses études mettent en avant le fait que l'enveloppe du muscle a les mêmes propriétés mécaniques (même module d'Young) que le tendon (Maganaris *et al.*, 2000, Teran *et al.*, 2005, Azizi *et al.*, 2009). Ceci est justifié car l'enveloppe musculaire est un prolongement de la partie extérieure du tendon (Teran *et al.*, 2005).

Très peu d'études mécaniques ont été réalisées sur l'epimysium. Azizi *et al.* (2009) ont testé en traction les propriétés mécaniques de l'epimysium (muscle gastrocnemius lateralis de dinde) dans sa direction longitudinale (selon la ligne d'action du muscle) et transversale (perpendiculairement à la ligne d'action du muscle) (Figure 12).

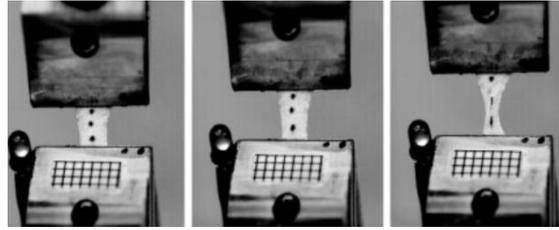


Figure 12 : Matériel d'essai pour la traction jusqu'à rupture de l'epimysium (d'après Azizi *et al.*, 2009)

Il a ainsi été montré que le module d'Young dans le sens longitudinal (744 MPa) est significativement supérieur à celui dans le sens transversal (115,7 MPa) (Figure 13). Ces résultats montrent ainsi que l'epimysium peut être caractérisé par un comportement élastique dans la direction longitudinale et transversale, avec une légère perte d'énergie à cause de l'hystérésis. Des tests à rupture ont aussi été effectués, la contrainte à rupture dans le sens longitudinal a été estimée à 53 MPa et seulement 28 MPa dans le sens transversal, correspondant à une déformation de 8,6 % en longitudinal et 18,7 % en transversal. Cette étude révèle donc le caractère anisotrope de l'epimysium. L'epimysium est donc plus raide lorsqu'il est étiré dans la ligne d'action du muscle, parallèle à la direction des fibres de collagène. Comme nous le verrons par la suite, les propriétés mécaniques de l'epimysium sont quasi-identiques à celles du tendon, expliqué par le prolongement des tendons qui forment l'epimysium.

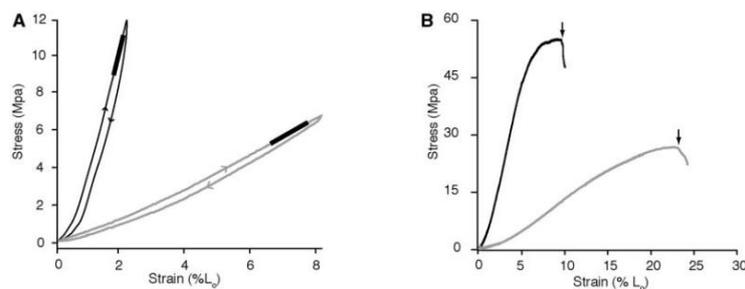


Figure 13 : En noir : epimysium dans le sens longitudinal, en gris : epimysium dans le sens transversal.
A. Courbes contrainte/déformation de l'epimysium pour un cycle de chargement. B. courbes contrainte/déformation de l'epimysium pour un essai de traction jusqu'à rupture (d'après Azizi *et al.*, 2009)

2.4 Synthèse

Les études expérimentales sur fibres musculaires citées précédemment sont regroupées et synthétisées dans le Tableau 1.

La Figure 14 synthétise la partie précédente sur les aspects morphologiques et mécaniques du muscle.

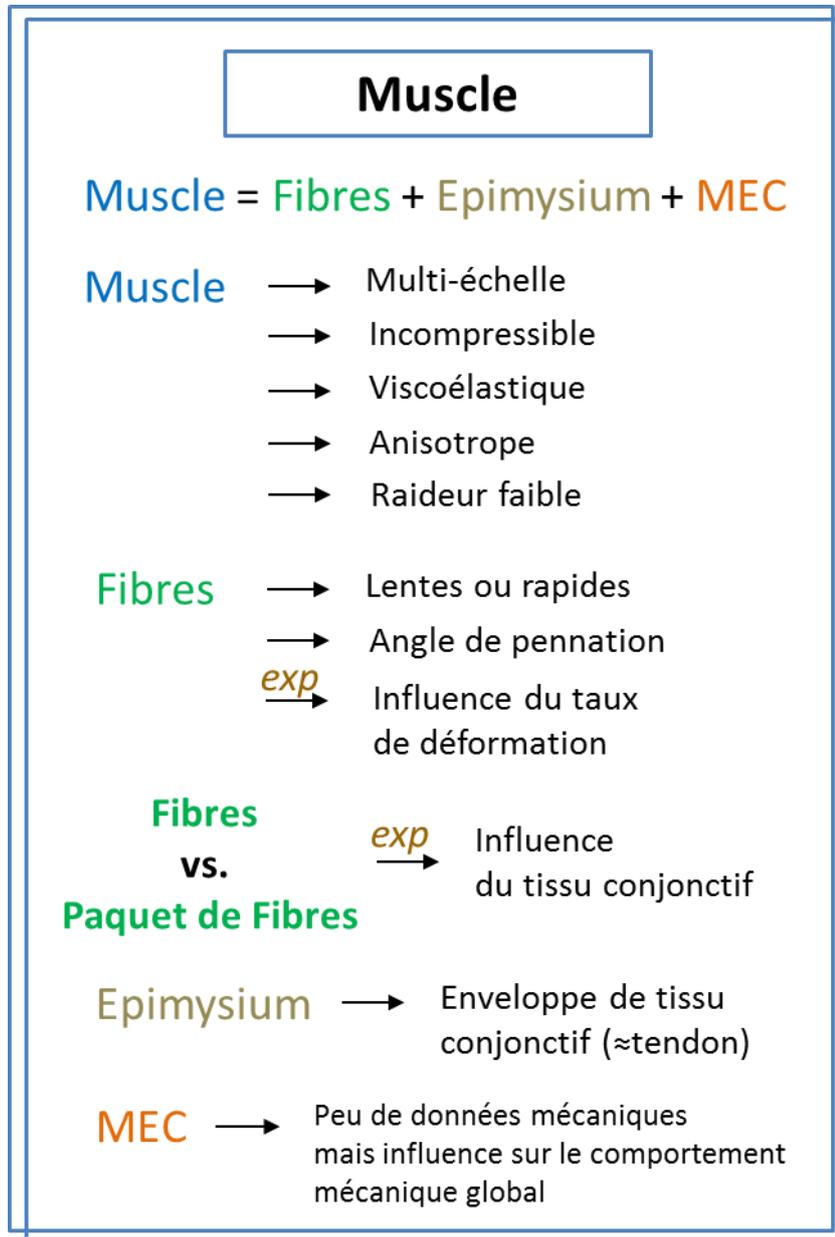


Figure 14 : Synthèse sur les aspects morphologiques et mécaniques du muscle

Tableau 1 : Expérimentations *in vitro* sur fibres musculaires - k : module de compressibilité, v : coefficient de Poisson, E : module d'Young

Auteurs et année	Type de fibres / origine	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Résultats
Lännergen et al. 1971	Fibres intactes Grenouille	Traction	/	E = 228 kPa
Maughan et Godt 1979	Fibres pelées Grenouille	Traction Compression	/	E = 36 kPa et v = 0,35 k = 10 à 100 kPa
Tidball et Chan 1989	Fibres proches de la jonction myo-tendineuse Lapin	Traction jusqu'à rupture	Dynamique	La zone de rupture et la contrainte à rupture sont indépendantes de la déformation et du taux de déformation
De Winkel et al. 1994	Fibres pelées Grenouille	Traction	Dynamique	E _{100 Hz} = 16,1 MPa E _{40 Hz} = 31,2 MPa
Bagni et al. 1995	Fibres pelées / Fibres intactes Grenouille	Traction	Dynamique	E _{fibres intactes} > E _{fibres pelées}
Lieber et al. 2003	Paquets de fibres Fibres intactes Humain	Traction jusqu'à rupture	/	E _{paquet de fibres} = 426,5 Mpa E _{fibre intacte} = 28,2 MPa E _{matrice extracellulaire} = 8,7 GPa
Mutungi et al. 2003	Paquets de fibres Fibres lentes et rapides Rat	Traction	Quasi-Statique Dynamique	E _{fibre lente} = 1 MPa E _{fibre rapide} = 0,1 MPa
Bensamoun et al. 2006	Fibres pelées Fibres lentes et rapides Rat	Traction Relaxation	Dynamique Quasi-Statique Dynamique	Augmentation des propriétés mécaniques des fibres de 1 à 4 mois puis stabilisation de 4 à 12 mois
Christensen et al. 2006	Fibres intactes Fibres lentes et rapides Porc	Traction jusqu'à rupture	Dynamique	Les propriétés mécaniques des fibres lentes sont supérieures à celles des fibres rapides
Regev et al. 2011	Paquets de fibres Fibres intactes Humain	Traction	Quasi-statique	E _{paquet de fibres} = 55,33 kpa E _{fibre intacte} = 37,44 kPa

3 Le tendon

3.1 L'architecture du tendon

Le tendon a lui aussi une structure multi-échelle. Il est constitué à 70-80 % de collagène, mais aussi de proteoglycanes, d'élastine, de glycolipides, d'eau et de fibroblastes (Bensamoun *et al.*, 2006, Aubry *et al.*, 2011). Le tendon présente une succession de niveaux d'organisation depuis le tendon entier jusqu'à la molécule de collagène (Wang, 2006, Thorpe *et al.*, 2015, Spiesz *et al.*, 2015) (Figure 15). Les fibres tendineuses se décomposent en fascicules tertiaires, se divisant ensuite en fascicules secondaires puis primaires. Les fascicules primaires sont composés d'un ensemble de fibres de collagène. Ces fibres de collagène sont organisées en parallèle dans l'axe longitudinal du tendon. Ces fibres de collagène sont également composées de microfibrilles de collagène, elles-mêmes constituées de molécules de collagène ordonnées. Identiquement au muscle, l'ensemble des fascicules du tendon sont enveloppées de tissu conjonctif. L'ensemble des faisceaux tertiaires du tendon sont entourés d'epitendon, eux-mêmes enveloppés dans le paratendon. Les fascicules secondaires et primaires sont entourés d'endotendon.

Le tendon est responsable de la transmission des efforts, générés par le muscle lors d'une contraction, vers le segment osseux. Cependant, parmi les tendons, certains d'entre eux ont pour but additionnel de stocker de l'énergie afin de réduire le coût énergétique du mouvement (Thorpe *et al.*, 2015). Ces récentes études montrent que la capacité du tendon à stocker de l'énergie pendant le mouvement est liée à la structure hélicoïdale au niveau des fibres de tendon, leur permettant d'agir comme des ressorts.

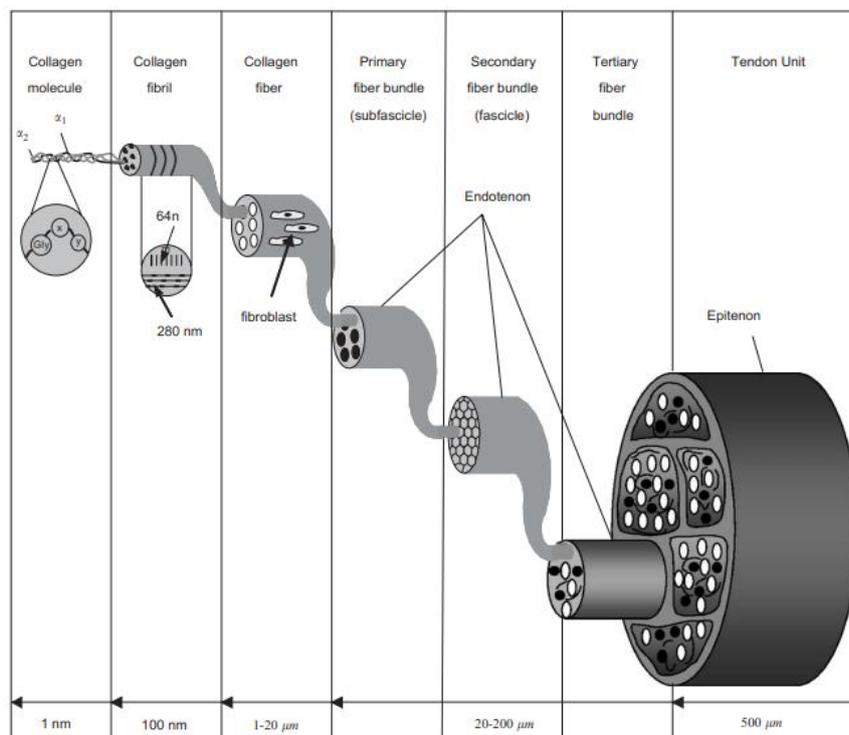


Figure 15 : Schéma de la structure multi-échelle du tendon (d'après Wang, 2006)

3.2 Liens entre le tendon et le muscle : la jonction myo-tendineuse

La jonction myo-tendineuse (JMT), lien entre le tendon et le muscle, se distingue par l'interpénétration des fibres adjacentes du muscle dans la matrice extracellulaire du tendon. Cette interpénétration peut être schématisée sous la forme d'une main avec les doigts écartés, représentant le muscle, qui pénètrent dans la matrice extracellulaire du tendon (Zamora *et al.*, 1988, Turrina *et al.*, 2013, Knudsen *et al.*, 2014) (Figure 16). La structure complexe de la JMT permet d'augmenter la surface de contact entre le muscle et le tendon, et donc de distribuer la charge à travers une zone plus large (Trotter *et al.*, 1985, 2002, Turrina *et al.*, 2013, Knudsen *et al.*, 2014).

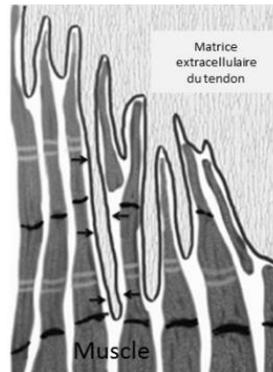


Figure 16 : Jonction myo-tendineuse. Au-dessus la matrice extracellulaire du tendon, en dessous les fibres musculaires (d'après Turrina *et al.*, 2013)

3.3 Méthodes expérimentales de caractérisation mécanique du tendon

Les propriétés mécaniques du tendon sont liées à sa composition interne, notamment aux fibres de collagène. Le collagène est une famille de protéines fibreuses constituant les tissus conjonctifs. Ces protéines confèrent aux tissus une résistance mécanique à l'étirement. De plus, le collagène est inextensible et résiste bien à la traction.

Wang (2006), dans sa revue de bibliographie sur le tendon explique que ce dernier, en tant que matériau non-linéaire et viscoélastique, a une courbe contrainte/déformation décomposable en trois phases (Figure 17). Une première phase correspond à l'alignement des fibres (initialement relâchées) dans l'axe du tendon (axe de la sollicitation), générant peu d'effort. Suite à cela, on obtient une zone linéaire entre la contrainte et la déformation. Durant cette phase, des micro-déchirures vont se former et endommager les fibres du tendon, jusqu'à la zone de rupture macroscopique du tendon. Dans cette dernière zone, les microfissures, devenant trop importantes, conduisent à la rupture des fibres du tendon.

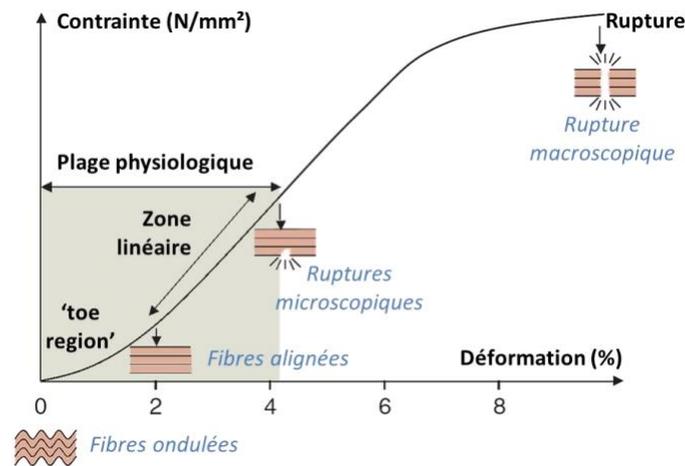


Figure 17: Courbe contrainte/déformation du tendon (d'après Wang, 2006)

Pour étudier la réponse mécanique globale du tendon, des expérimentations sur le tendon sont réalisées. Les principales études présentes dans la littérature portent sur le tendon patellaire et le tendon d'Achille.

Benett *et al.* (1986) ont étudié *in vitro* la rupture des tendons de mammifères. Ces ruptures ont été réalisées lors de tests de traction en dynamique (2 Hz). Les modules d'Young ont été calculés pour différents tendons (tendon patellaire et autres tendons dans les membres inférieurs) de différents mammifères (wallabies, cochons, ânes, chevaux, chameaux, cerfs, moutons, dauphins). Leurs valeurs varient globalement autour de 1,5 GPa en moyenne. Une distinction du type d'attache a été faite entre des mors normaux et des mors gelés. La contrainte à rupture est plus élevée (environ 100 MPa) pour les mors gelés que pour les mors normaux (environ 75 MPa).

Suite à cette étude, la contrainte à rupture des tendons de nombreux mammifères a été étudiée *in vitro* par Ker *et al.* (1988). Les données géométriques des différents tendons ont été mesurées lors des dissections. La contrainte à rupture a été calculée en fonction de la contrainte maximale développée par les fibres musculaires et le rapport entre la section des fibres musculaires et la section du tendon. La contrainte maximale dans les fibres musculaires étant fixée à 0,3 MPa, la contrainte à rupture du tendon d'Achille humain est établie à 67 MPa. Pour les tendons des autres mammifères, les contraintes à rupture sont comprises entre 10 MPa et 50 MPa.

Wang *et Ker* (1995) ont mesuré, *in vitro*, la contrainte à rupture des tendons situés dans la queue de wallaby. Ces tendons sont au nombre de 60 pour un spécimen, ils mesurent entre 300 et 500 mm pour une section d'environ 1 mm². Deux types d'essais sont réalisés sur les tendons. Un essai de traction dynamique d'une durée de 1 s et un essai statique avec une variation importante de la température du liquide entourant le tendon (creep-tests). Ces tests sont réalisés jusqu'à rupture du tendon. Les essais en dynamique permettent de déterminer le module d'Young du tendon, valant 1,6 GPa en moyenne, et la contrainte à rupture, valant 150 MPa en moyenne. Les essais «creep-tests» montrent que dans ces conditions (pour une contrainte imposée à 30 MPa), le tendon rompt pour 12 % de déformation en moyenne. Dans ces travaux, deux techniques sont utilisées pour déterminer les propriétés mécaniques du tendon, alléguant ainsi sa sensibilité à la variation de température, sous chargement imposé.

Wang *et al.* (1995) ont aussi étudié *in vitro* l'effet du cyclage sur les tendons de queue de wallaby. Un dispositif expérimental de traction cyclique a été élaboré, avec des fréquences de sollicitation comprises entre 1 et 50 Hz (Figure 18). L'étude de la rupture a aussi été envisagée, cette dernière apparaît pour environ 35000 cycles, avec une déformation à rupture proche de 10 %. Le phénomène de fatigue conduit à une rupture dont les contraintes appliquées sont inférieures à la contrainte à rupture en traction passive pure. La fatigue du tendon serait donc un élément important à prendre en compte dans la description de la rupture tendineuse.

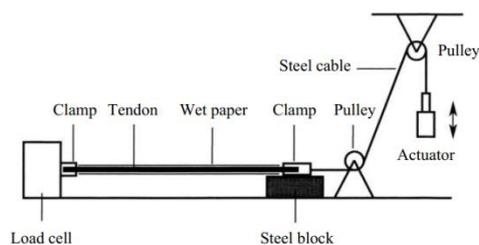


Figure 18 : Dispositif expérimental permettant de réaliser des essais de traction cyclique (fréquence allant de 1 à 50 Hz) (d'après Wang *et al.*, 1995)

Schatzmann *et al.* (1998) se sont intéressés à l'effet du précyclage sur les propriétés mécaniques de tendons humains. Le tendon patellaire et le tendon quadricipital ont été étudiés. Des tests de traction passive jusqu'à rupture (vitesse de sollicitation de 1 mm/s) ont été réalisés sur les tendons, en comparant ceux ayant effectué un précyclage et ceux n'en ayant pas bénéficié. Le module d'élasticité a été déterminé à 200 N et 800 N. Pour 200 N, le module d'élasticité vaut 200 MPa pour un tendon n'ayant pas été soumis à un précyclage, alors qu'il vaut 263 MPa pour un tendon sollicité après un précyclage. Pour 800 N, le module d'élasticité vaut 304 MPa sans précyclage et 463 MPa avec précyclage (Figure 19). La rupture a aussi été analysée. La rupture a lieu dans 85 % des cas au milieu du tendon et 15 % des cas de rupture se produisent lors de l'arrachement du tendon à proximité des mors, que les tendons aient subi un précyclage ou non. Pour le tendon ayant subi un précyclage, la contrainte à rupture vaut environ 69,6 MPa pour une déformation à rupture d'environ 14,4 %. En opposant ces résultats à ceux d'un tendon n'ayant pas été soumis au précyclage (contrainte à rupture : 53,4 MPa et déformation à rupture : 15,1 %), cette étude met en avant le fait que le précyclage influe sur les propriétés mécaniques du tendon, mais pas sur son mode de rupture. Contrairement aux résultats que l'on peut obtenir sur un matériau inerte, le précyclage du tendon permet d'améliorer ses propriétés mécaniques. En effet, le précyclage permet de recruter un plus grand nombre de fibres lors de la sollicitation et de diminuer les effets du fluide interne dans le tendon. La réorganisation interne des fibres tendineuses et le "dépliage" des fibres de collagène ondulées augmentent le nombre de fibres sollicitées donc la raideur globale du tendon. Cependant, cet effet de raidissement s'accompagne d'une déformation permanente due à la réorganisation du matériau. Le phénomène décrit est assez commun pour les cordes ou composites, par exemple pour le composite formé de fibres d'hydrogel de PolyVinyl Alcohol, ajouté au polymère Ultra High Molecular Weight PolyEthylene (Bach *et al.*, 2013), pour lequel une réorganisation et réorientation de la structure a lieu et un recrutement progressif des fibres apparaît lors d'essais cycliques de tractions. Certains polymères comportent également des "liaisons sacrificielles" qui s'ouvrent à partir d'une certaine contrainte, permettant une dissipation plus importante. Dans ce cas, le matériau après rupture de ces "liaisons sacrificielles" et réorganisation des macromolécules peut être plus raide qu'avant.

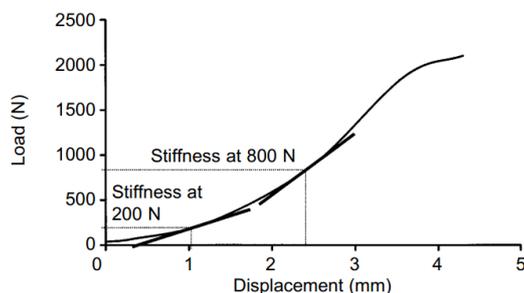


Figure 19 : Détermination du module d'élasticité pour 200 N et 800 N (d'après Schatzmann *et al.*, 1998)

La comparaison entre les propriétés mécaniques du tendon d'Achille humain et celles des autres tendons a été étudiée *in vitro* par Wren *et al.* (2001). La sensibilité au taux de variation de la réponse du tendon d'Achille a aussi été analysée. Des essais de traction ont été réalisés sur les tendons d'Achille, pour différents taux de déformation : $0,01 \text{ s}^{-1}$ et $0,1 \text{ s}^{-1}$. Le tendon d'Achille est fixé d'une part par un mors gelé et d'autre part avec du ciment chirurgical (PMMA). Des marqueurs placés régulièrement sur la surface du tendon permettent d'obtenir

sa déformation lors de l'essai (Figure 20). Les ruptures sont localisées, pour 82 % des cas, dans le milieu du tendon, et pour 18 % des cas, les ruptures surviennent avec un arrachement de la fixation basse. Les contraintes et déformations à rupture sont légèrement plus importantes pour un taux de déformation élevé. En effet, pour un taux de déformation de $0,01 \text{ s}^{-1}$, le module élastique vaut 816 MPa et la contrainte à rupture 71 MPa, pour une déformation à rupture de 7,5 %. Pour un taux de déformation de $0,01 \text{ s}^{-1}$, le module élastique vaut 822 MPa et la contrainte à rupture 86 MPa, pour une déformation à rupture de 9,9 %. Le tendon d'Achille voit ses propriétés mécaniques influencées par le taux de déformation lors d'essais de traction.

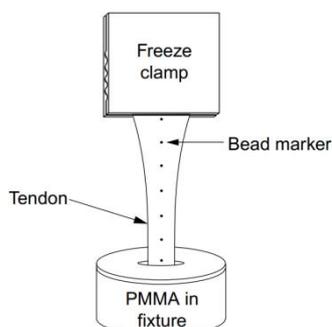


Figure 20 : Schéma du dispositif expérimental de traction du tendon d'Achille (d'après Wren *et al.*, 2001)

Magnusson *et al.* (2003) ont étudié *in vivo*, chez l'humain, les différentes déformations du tendon d'Achille et de l'épimysium par mesures ultrasonographiques. Les propriétés géométriques ainsi que le déplacement du tendon d'Achille ont été mesurés par ultrasons, permettant de déterminer la déformation du tendon. La force est mesurée par un capteur situé sous le pied du patient, enregistrant la force développée lors des mouvements de cheville. La distinction entre le tendon d'Achille et l'épimysium (aponévrose) est effectuée (Figure 21). Le module d'Young du tendon d'Achille est évalué à 788 MPa, la contrainte maximale, quant à elle, est évaluée à 36,5 MPa. Une estimation de la contrainte à rupture a pu être réalisée en utilisant les travaux de Ker *et al.*, (1988). Ces derniers utilisent un coefficient de sécurité d'environ 2 entre la valeur de la contrainte maximale et celle à rupture. Ainsi, la contrainte à rupture a pu être estimée entre 71 et 86 MPa. La déformation longitudinale, pour une force de 264,1 N, est différente entre le tendon d'Achille (environ 8 %) et l'aponévrose (environ 1,4 %). Cette étude justifie le rôle de l'aponévrose comme élément important du complexe musculo-tendineux.

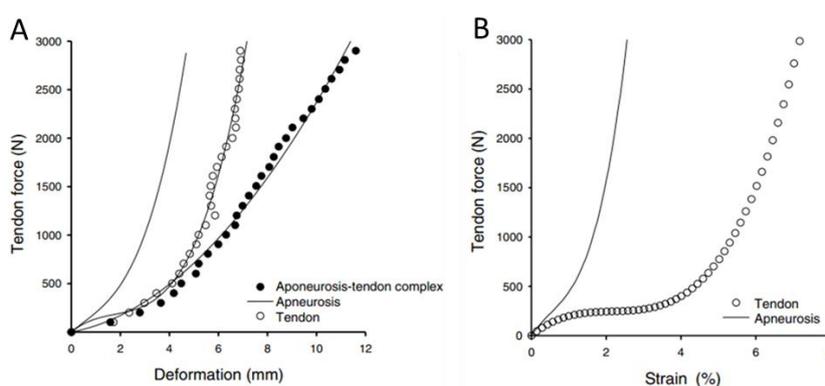


Figure 21 : A. Courbes force/déplacement pour l'ensemble tendon-aponévrose, le tendon seul et l'aponévrose seule. B. Courbe force dans le tendon/déformation pour le tendon seul et l'aponévrose seule (d'après Magnusson *et al.*, 2003)

Pearson *et al.* (2005) ont aussi testé les propriétés mécaniques du tendon patellaire humain. Une méthode de mesure de la force dans le tendon patellaire, similaire à celle d'O'Brien *et al.* (2010) (décrite ci-dessous) a été réalisée. Leurs résultats expérimentaux montrent que le tendon patellaire a un module d'Young compris entre 800 MPa et 1200 MPa, selon le moment de la journée où il est mesuré.

O'Brien *et al.* (2010) ont étudié, *in vivo*, les propriétés mécaniques du tendon patellaire humain en différenciant les adultes des enfants. Le module d'Young du tendon est calculé à partir des courbes contrainte/déformation. Ces courbes sont obtenues via un protocole expérimental complexe comprenant une sonde échographique pour mesurer les dimensions du tendon, un EMG pour vérifier l'activation musculaire du biceps femoris et pour mesurer la force transmise dans le tendon, en recoupant cette valeur avec celle fournie par l'ergomètre (Figure 22). Pour les adultes, le module d'Young vaut 597 MPa (homme) et 549 MPa (femme) alors qu'il vaut seulement 254 MPa (garçon) et 301 MPa (fille) pour des enfants. Cette étude montre que le tendon patellaire est plus raide chez les adultes que chez les enfants, montrant ainsi une relation entre la raideur du tendon et l'âge du sujet.

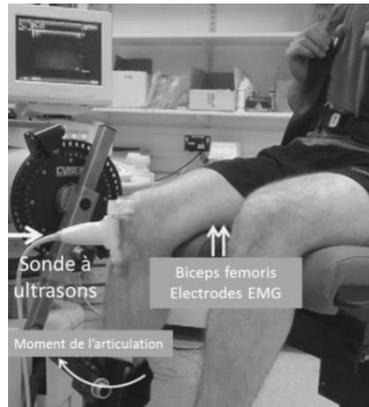


Figure 22 : Dispositif expérimental pour mesurer la raideur du tendon patellaire chez les adultes et les enfants (d'après O'Brien *et al.*, 2010)

Clemmer *et al.* (2010) ont étudié la sensibilité aux taux de déformation du tendon patellaire de lapin et notamment sa structure en fibres de collagène. Des fascicules de tendon (longueur 7 mm, épaisseur 1 mm) sont soumises à un test de traction jusqu'à 20 % de déformation et pour des taux de déformation de 0,001, 0,10 et 0,7 s^{-1} . Les modules d'élasticité (calculés sur la partie linéaire des courbes à environ 5 % de déformation) valent 102 MPa à 0,001 s^{-1} , 195 MPa à 0,10 s^{-1} et 251 MPa à 0,7 s^{-1} . La réponse des fibres du tendon est donc sensible au taux de déformation. A la fin des essais, et avant relaxation, les fibres de tendon sont collées et figées, par ajout d'additifs, pour stopper leur raccourcissement. L'organisation interne des fibres de collagène est alors visible au microscope électronique à balayage (Figure 23). Il ressort de ces visualisations que, selon le taux de déformation imposé au tendon, les fibres se réorganisent et toutes, ou une partie d'entre elles, participent à la réponse globale du tendon.

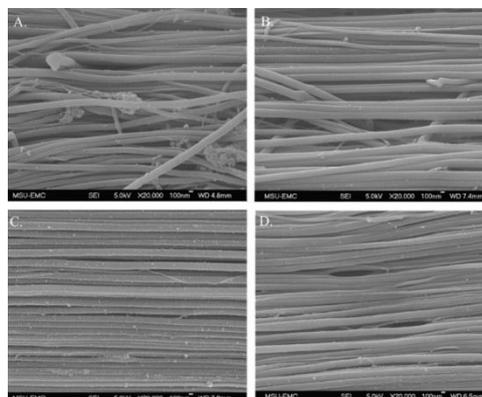


Figure 23 : Organisation des fibres de collagène pour l'éprouvette de contrôle (A), et aux taux de déformation de 0,001 s^{-1} (B) 0,1 s^{-1} (C) et 0,7 s^{-1} (D) (d'après Clemmer *et al.*, 2010)

Csapo *et al.* (2010) ont étudié les propriétés mécaniques *in vivo* du tendon d’Achille. Les caractéristiques géométriques ont été mesurées par ultrasonographie. Un ergomètre a permis de calculer la force engendrée par une contraction volontaire du muscle triceps sural. Ceci a été relié au déplacement des fibres du tendon, suivies par ultrasonographie. Le module d’Young a donc été déduit, comme dans l’étude précédente, en utilisant les courbes force/déplacement (et contrainte/déformation) et les données géométriques du tendon d’Achille (Figure 24). Ainsi, le module d’Young du tendon d’Achille est estimé à 417,43 MPa.

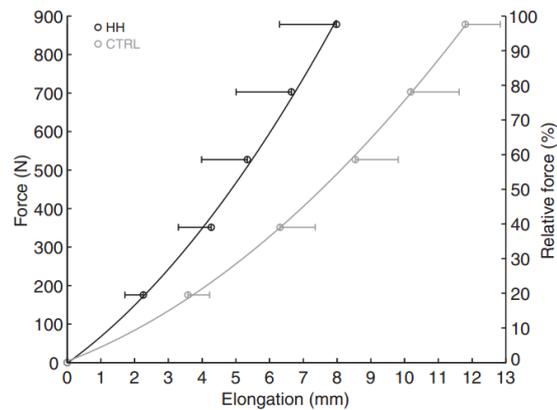


Figure 24 : Relations force/déplacement pour le tendon d’Achille. En gris le groupe contrôle, en noir le groupe ayant un grand talon (d’après Csapo *et al.*, 2010)

Zhao *et al.* (2011) ont eux aussi, par une méthode similaire à celle de Csapo *et al.* (2010) (ergomètre et ultrasonographie), étudié l’influence de l’entraînement physique sur le tendon d’Achille d’enfants. La mesure du module d’Young, reliée aux paramètres géométriques du tendon d’Achille (ultrasonographie) et aux relations force/déplacement du tendon (ergomètre), est de 113,6 MPa avant l’entraînement et de 136,8 MPa après. La longueur des fibres du tendon a aussi été mesurée avant et après les entraînements. Il est à noter un raccourcissement de 5 mm environ suite aux entraînements (55,7 mm avant les entraînements contre 25,6 mm après). Cette étude montre l’influence de l’entraînement sur les propriétés mécaniques du tendon d’Achille.

Harsen *et al.* (2013) ont étudié *in vivo* et *in vitro* les propriétés mécaniques microscopiques du tendon d’Achille ainsi que la composition du collagène contenu dedans. Des essais de micro-traction ont été réalisés sur des fibres de tendon (obtenues par biopsies) provenant de tendon d’Achille ordinaires et de tendon d’Achille auparavant rompus. Le module d’Young n’est pas significativement différent si le tendon d’Achille a été rompu (256,7 MPa) ou s’il était intact (262,4 MPa) et comparé à celui du tendon d’Achille de sujets humains *post-mortem* (512,9 MPa). Il en est de même pour la contrainte à rupture : 33,7 MPa pour des tendons déjà rompus, 30 MPa pour des tendons intacts contre 44,1 MPa pour des tendons d’Achille de sujets humains *post-mortem*. L’étude du collagène contenu dans les fibres tendineuses a été réalisée. Les résultats montrent qu’une réduction du collagène dans les fibres de tendon serait reliée à la contrainte à rupture ainsi qu’à la caractérisation physiopathologique d’un tendon d’Achille rompu. Ces travaux ont montré que la mort tissulaire influe largement sur le comportement mécanique du tendon d’Achille au vu de la différence entre les propriétés mécaniques provenant de tissus humains et ceux provenant de sujets humains *post-mortem*.

Peltonen *et al.* (2013) ont aussi étudié *in vivo* les propriétés viscoélastiques du tendon d’Achille humain. En utilisant un ergomètre pour obtenir les relations force/déplacement et contrainte/déformation dans le tendon d’Achille, ainsi qu’une sonde d’échographie pour la détermination des caractéristiques géométriques du tendon, le module d’élasticité du tendon peut être déterminé. Pour un taux de déformation faible (environ $0,017 \text{ s}^{-1}$), le module élastique du tendon d’Achille vaut 207 MPa, du même ordre de grandeur que sa valeur à taux de déformation élevé (environ $0,1 \text{ s}^{-1}$), étant de 193 MPa. Cette étude montre aussi la dépendance des propriétés mécaniques du tendon vis-à-vis du taux de déformation même s’il semble plausible que la déformation du tendon soit proportionnelle au chargement mais indépendante du taux de chargement.

Matschke *et al.* (2013) ont, eux, étudié les propriétés mécaniques du tendon patellaire humain. Le module d'Young du tendon patellaire a été déterminé par calcul (Module d'Young = raideur du tendon / (longueur du tendon x section du tendon)). Les mesures ont été faites par ultrasonographie pour les paramètres géométriques. La raideur du tendon est déterminée par la pente de la courbe force/déplacement du tendon (obtenue lors de l'extension à 90 ° de la jambe du patient) au point pour lequel la force est maximale. Le module d'Young du tendon patellaire varie ainsi entre 740 et 900 MPa.

Ces différentes études sur le tendon montrent que son comportement mécanique a été étudié en traction, pour différents taux de déformations, allant du quasi-statique au dynamique. Les résultats obtenus, notamment sur le tendon d'Achille et le tendon patellaire humain, montrent que la raideur du tendon est très élevée (de l'ordre de la centaine de MPa, voire du GPa), beaucoup plus élevée que celle du muscle. Les différentes études *in vivo* et *in vitro* ont aussi mis en avant son caractère viscoélastique. En effet, le caractère viscoélastique du tendon lui permet de moduler l'action musculaire et d'emmagasiner de l'énergie pour la restituer ensuite lors du mouvement (Thorpe *et al.*, 2015).

3.4 Caractérisation mécanique de la jonction myo-tendineuse

Pour les mêmes raisons que celles évoquées pour la MEC, à notre connaissance, aucune donnée mécanique n'est restituée dans la littérature pour la JMT. Seules des propriétés géométriques sur l'interpénétration entre le muscle et le tendon sont disponibles dans la littérature. Il est expérimentalement difficile de déterminer avec justesse l'étendue exacte de cette zone de jonction. Ceci complique donc la faisabilité d'effectuer un essai de traction sur cette zone, n'ayant pas la certitude de ne tester que cette zone et non pas une partie du muscle ou du tendon.

3.5 Synthèse

Les études citées dans la partie précédente sont regroupées et synthétisées dans le Tableau 2.

La Figure 25 synthétise la partie précédente sur les aspects morphologiques et mécaniques du tendon.

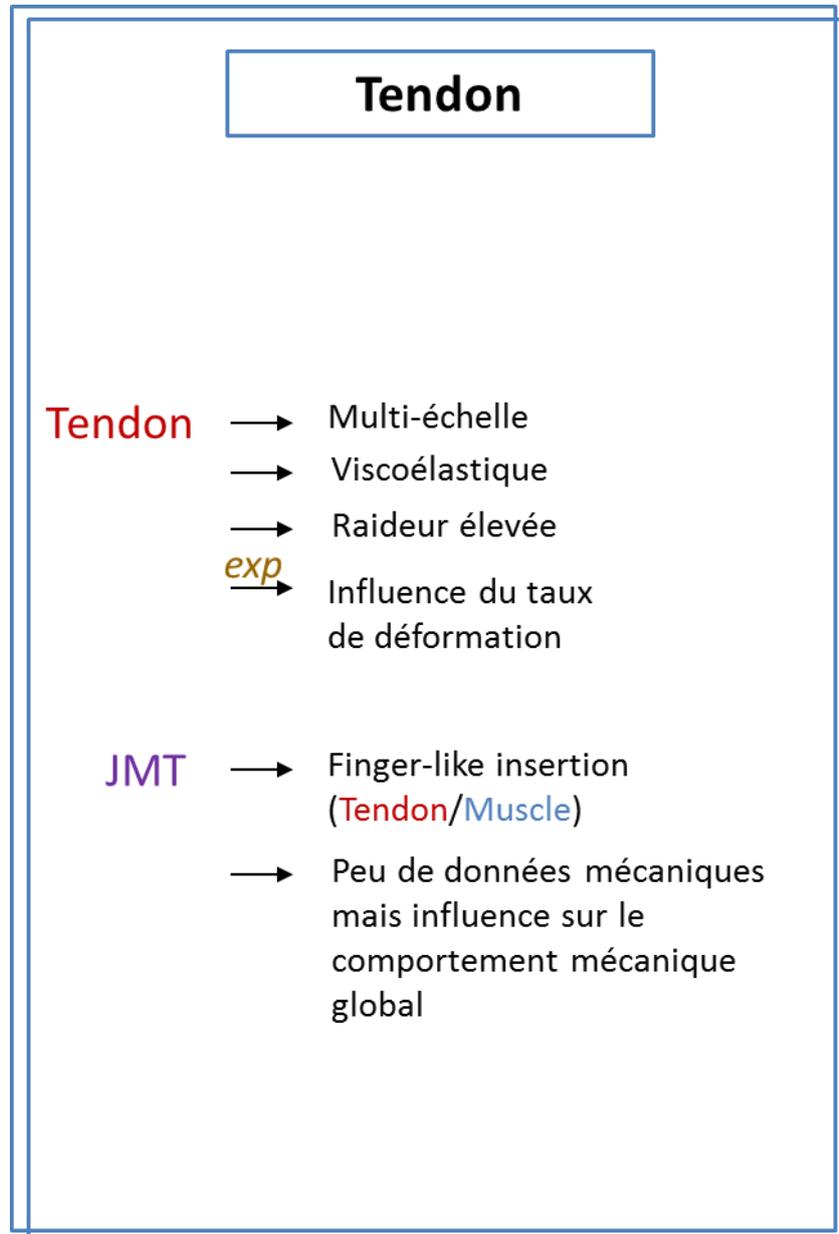


Figure 25 : Synthèse sur les aspects morphologiques et mécaniques du tendon

Tableau 2 : Expérimentations *in vivo* et *in vitro* sur tendons – ϵ : déformation, σ : contrainte, E : module d'Young, N : nombre de cycles

Auteurs et année	Origine et tendon	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Résultats
Bennett et al. 1986	Tendons des membres inférieurs Mammifères (in vitro)	Traction	Dynamique	Les modules d'Young varient globalement autour de 1,50 GPa
Ker et al. 1988	Tendons Mammifères (in vitro)	Traction	Dynamique	Contraintes à ruptures (mammifères) comprises entre 10 et 50 MPa Pour le tendon d'Achille, $\sigma_{rupture} = 67$ MPa
Wang et Ker 1995	Tendon situés dans la queue Wallabies (in vitro)	Traction	Dynamique	Sensibilité des propriétés mécaniques aux variations de température
Wang et al. 1995	Tendon situés dans la queue Wallabies (in vitro)	Variation de température	Statique	$E = 1,6$ Gpa et $\sigma_{rupture} = 150$ MPa
Schatzmann et al. 1998	Tendon patellaire Tendon quadricipital Humain (in vitro)	Traction jusqu'à rupture	Dynamique	$N_{rupture} = 35\ 000$ cycles $\epsilon_{rupture} = 10\%$
Wren et al. 2001	Tendon d'Achille Humain (in vitro)	Traction	Quasi-statique	Influence du précyclage sur les propriétés mécaniques du tendon $E_{200N, sans\ precyclage} = 200$ MPa et $E_{200N, avec\ precyclage} = 263$ MPa $E_{800N, sans\ precyclage} = 304$ MPa et $E_{800N, avec\ precyclage} = 463$ MPa $\sigma_{rupture, sans\ precyclage} = 69,6$ MPa et $\epsilon_{rupture, sans\ precyclage} = 14,4\%$ $\sigma_{rupture, avec\ precyclage} = 53,4$ MPa et $\epsilon_{rupture, avec\ precyclage} = 15,1\%$
Magnusson et al. 2003	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Traction	Dynamique	$E_{0,01s-1} = 816$ MPa et $\sigma_{0,01s-1} = 71$ MPa et $\epsilon_{0,01s-1} = 7,5\%$ $E_{0,1s-1} = 822$ MPa et $\sigma_{0,1s-1} = 86$ MPa et $\epsilon_{0,1s-1} = 9,9\%$
Pearson et al. 2005	Tendon patellaire Humain (in vivo)	Elastographie	/	$E = 788$ MPa $\sigma_{rupture} = 36,5$ MPa
O'Brien et al. 2010	Tendon patellaire Humain (in vivo)	Ergomètre	/	$E_{matin} = 1200$ MPa $E_{soir} = 800$ MPa
Csapo et al. 2010	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Ergomètre	/	$E_{adulte, homme} = 597$ MPa et $E_{adulte, femme} = 549$ MPa $E_{enfant, garçon} = 254$ MPa et $E_{enfant, fille} = 301$ MPa
Clemmer et al. 2010	Fibres de collagène Tendon Lapin	Traction	Quasi-statique Dynamique	$E = 417,43$ MPa Réponse sensible au taux de déformation $E_{0,001s-1} = 102$ MPa $E_{0,1s-1} = 195$ MPa $E_{0,7s-1} = 251$ MPa
Zhao et al. 2011	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Ergomètre	/	E avant entraînement = 113,6 MPa E après entraînement = 136,8 MPa
Tian et al. 2011	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Ergomètre	/	Adaptation d'un modèle viscoélastique
Kubo et al. 2012	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Elastographie	/	La raideur du tendon ne varie pas après 2 mois d'entraînement (~190 N/m) puis augmente d'environ 50 % au 3 ^{ème} mois (~280 N/m)
Harsen et al. 2012	Tendon d'Achille Humain (in vivo/ in vitro)	Traction	Quasi-statique	Différence de propriétés mécaniques entre tissus vivants et tissus morts $E_{non\ rompu} = 262,4$ MPa et $\sigma_{rupture, non\ rompu} = 30$ MPa $E_{déjà\ rompu} = 256,7$ MPa et $\sigma_{rupture, déjà\ rompu} = 33,7$ MPa $E_{SHPM} = 512,9$ MPa et $\sigma_{rupture, SHPM} = 44,1$ MPa
Peltonen et al. 2013	Tendon d'Achille Humain (in vivo)	Ergomètre	/	Réponse mécanique sensible au taux de déformation mais pas au taux de chargement
Matschke et al. 2013	Tendon patellaire Humain (in vivo)	Elastographie	/	Le module d'Young du tendon patellaire varie entre 740 et 900 MPa

4 Le complexe musculo-tendineux

4.1 Les relations fondamentales du comportement mécanique passif du complexe musculo-tendineux

4.1.1 La loi force/longueur passive : hyper-élasticité

Le complexe musculo-tendineux (ou muscle-tendon complex dans la littérature anglaise (MTC)) est l'ensemble comprenant le muscle et ses deux tendons, reliés par la jonction myo-tendineuse.

La relation force/longueur passive permet d'obtenir la force de résistance générée par le MTC (non stimulé) lorsqu'il est soumis à un allongement (Figure 26). Cette force est nulle en dessous de la longueur initiale du MTC et augmente jusqu'à un maximum correspondant au maximum d'allongement supportable par le sarcomère sans qu'il n'y ait de rupture.

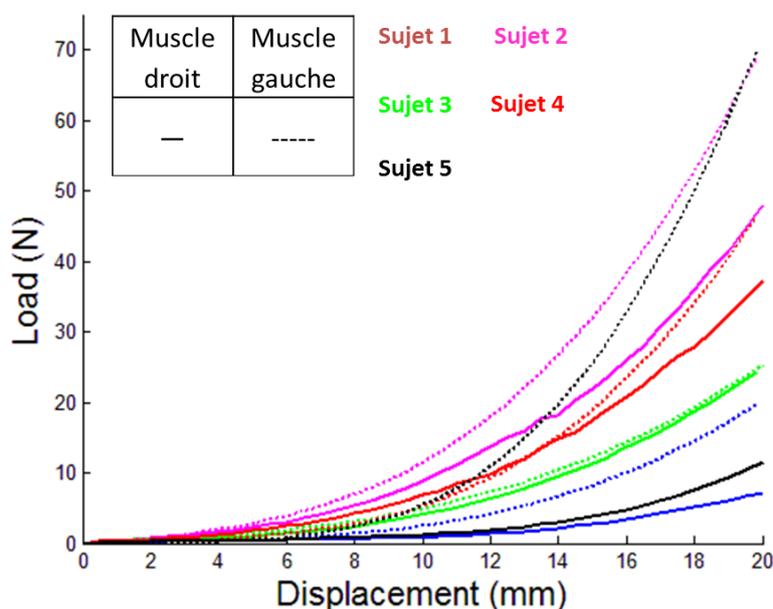


Figure 26 : Courbe force/déplacement expérimentale pour le muscle sternocleidomastodeus humain mettant en avant le comportement non-linéaire du complexe musculo-tendineux (d'après Gras, 2011)

Pour un MTC au repos, la variation de force de la composante passive lors de l'étirement va dépendre de la vitesse de déformation imposée. La relation force/longueur n'est pas la même pour l'ensemble des MTCs. Elle dépend fortement de la qualité des tissus musculaires, du type de fibres, de leur organisation (angle de pennation) (Turrina *et al.*, 2013) et de la géométrie du MTC (Gras *et al.*, 2011). En effet, lors d'essais de traction réalisés par Best *et al.* (1994) sur deux MTCs de lapins (tibialis anterior et extensor digitorum longus), les auteurs rapportent un même comportement passif global, mais pour un même déplacement, l'effort est nettement supérieur pour le muscle extensor digitorum longus (pour 10 mm de déplacement, la force dans le muscle tibialis anterior est de 17 N alors que celle du muscle extensor digitorum longus vaut 40 N). Cette différence est aussi notée pour la contrainte à déformation égale. Ces disparités étant liées aux différences de morphologie des deux MTCs étudiés.

Le MTC a donc un comportement passif non-linéaire. Ce comportement est caractéristique d'un matériau hyper-élastique. Le MTC peut donc subir de grandes déformations sans dissiper d'énergie au cours de cette transformation, et cette transformation est réversible. Dans ce paragraphe, seules des généralités sur les matériaux hyper-élastiques et leurs applications au tissu musculaire sont décrites. Le détail de la formulation

d'une loi hyper-élastique est présenté en ANNEXE B. Un matériau hyper-élastique est défini par une énergie libre (également appelée énergie de déformation), qui est fonction uniquement du gradient de déformation. Une loi de comportement hyper-élastique postule sur la définition d'un potentiel élastique convenablement choisi en fonction des caractéristiques du matériau (Ogden, 1997). Dans la littérature, la loi de Mooney-Rivlin est utilisée pour modéliser le comportement d'un MTC pour des modèles volumiques (Weiss *et al.*, 1996, Untaroiu *et al.*, 2005). La loi d'Ogden modifiée est aussi utilisée pour modéliser le comportement d'un MTC en compression quasi-statique (Bosboom *et al.*, 2001), ou en traction passive (Gras *et al.*, 2012) (Figure 27).

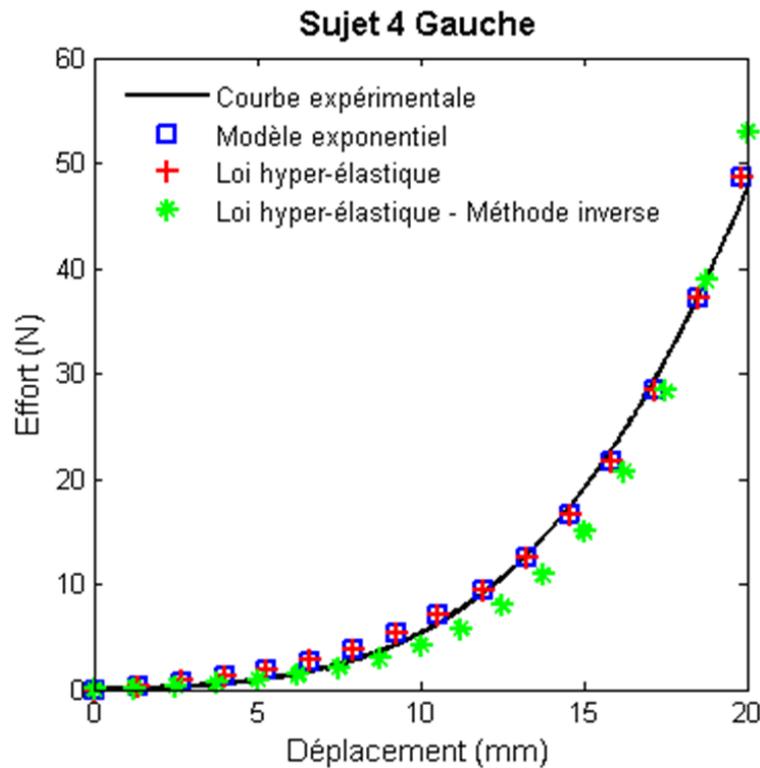


Figure 27 : Courbes effort/déplacement pour la phase de traction passive sur muscle sternocleidomastoïdien humain; Modèle exponentiel, Loi hyper-élastique, Loi hyper-élastique par méthode inverse. Muscle gauche du sujet 4 (d'après Gras, 2011)

Nous remarquons qu'il existe de nombreuses lois de comportement du MTC dans la littérature mais aucune loi de comportement hyper-élastique ne prédomine pour modéliser le comportement passif du MTC.

4.1.2 Viscosité

Le MTC, en tant que tissu biologique, présente un comportement visqueux. Sa viscosité est liée à celle du muscle et du tendon. La viscosité a un effet direct sur les propriétés mécaniques du MTC passif. Ces effets de viscosité ont été mis en avant lors d'essais de traction suivis d'une phase de relaxation réalisés sur MTCs humains par Gras *et al.* (2012) (Figure 28).

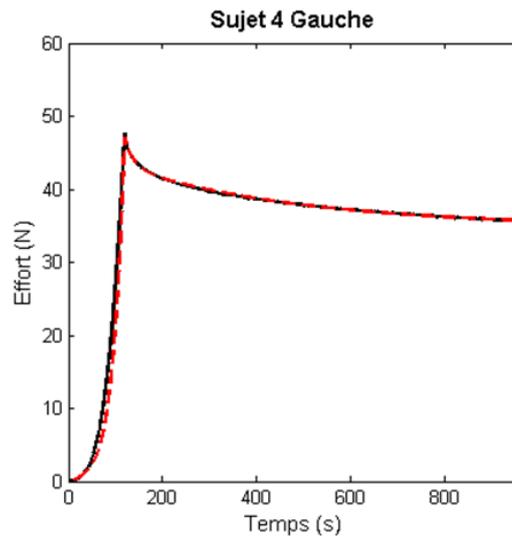


Figure 28 : Courbes expérimentale effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation (courbe noire) et simulation avec loi hyper-viscoélastique au 2^{ème} ordre (courbe rouge). Muscle gauche du sujet 4 (d'après Gras, 2011)

4.2 Les relations fondamentales du comportement mécanique actif du complexe musculo-tendineux

4.2.1 Loi force/vitesse

La relation force/vitesse caractérise le comportement dynamique du MTC (Figure 29). Elle est obtenue lors d'essais sur MTC contracté, soit à force constante, soit à vitesse de raccourcissement du MTC constante. Cette relation est obtenue dans deux situations différentes. Soit en contraction concentrique : le MTC, soumis à une force imposée, en se contractant, se raccourcit ; soit en contraction excentrique : le MTC est contracté (tétanisé) et un allongement lui est imposé. Le type de fibres musculaires (lentes ou rapides) a un effet sur la relation force/vitesse. En effet, à vitesse élevée, les fibres lentes ne produisent plus de puissance tandis que les fibres rapides se situent dans un régime de vitesse quasi-optimal.

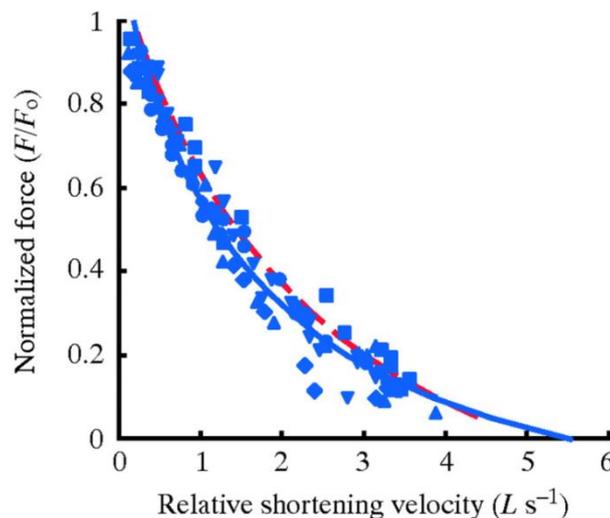


Figure 29 : Relation force/vitesse pour des MTCs d'insectes (marqueurs bleus) avec fittage des courbes en utilisant les équations de Hill pour décrire les relations force/vitesse (courbes bleues et rouges) (d'après Ahn et al., 2006)

De cette relation, la courbe puissance/vitesse peut être obtenue en considérant que la puissance développée par le MTC correspond à la force multipliée par la vitesse ($P = F.V$) (Figure 30).

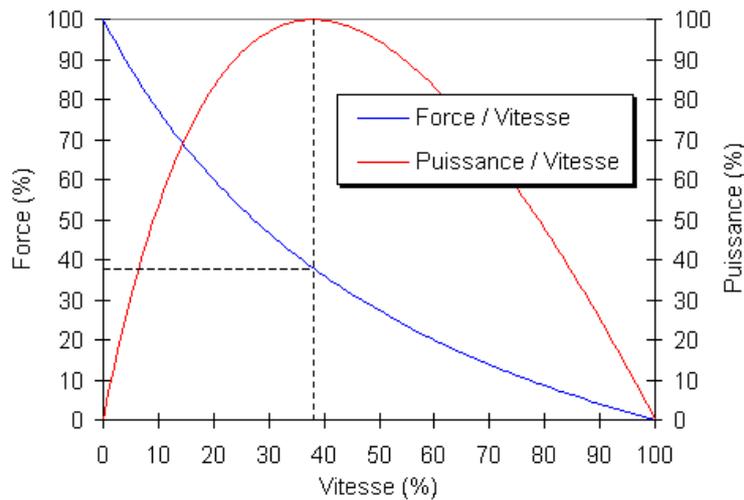


Figure 30 : Allures des courbes force/vitesse et puissance vitesse (d'après sportech.online.fr)

4.2.2 Loi force/longueur active

Au cours de son activité, le MTC peut développer une force qui dépend des propriétés des composantes élastiques et contractiles. Cette force varie avec la longueur du MTC. Expérimentalement, il est possible d'obtenir cette relation de dépendance force/longueur du muscle (Figure 31).

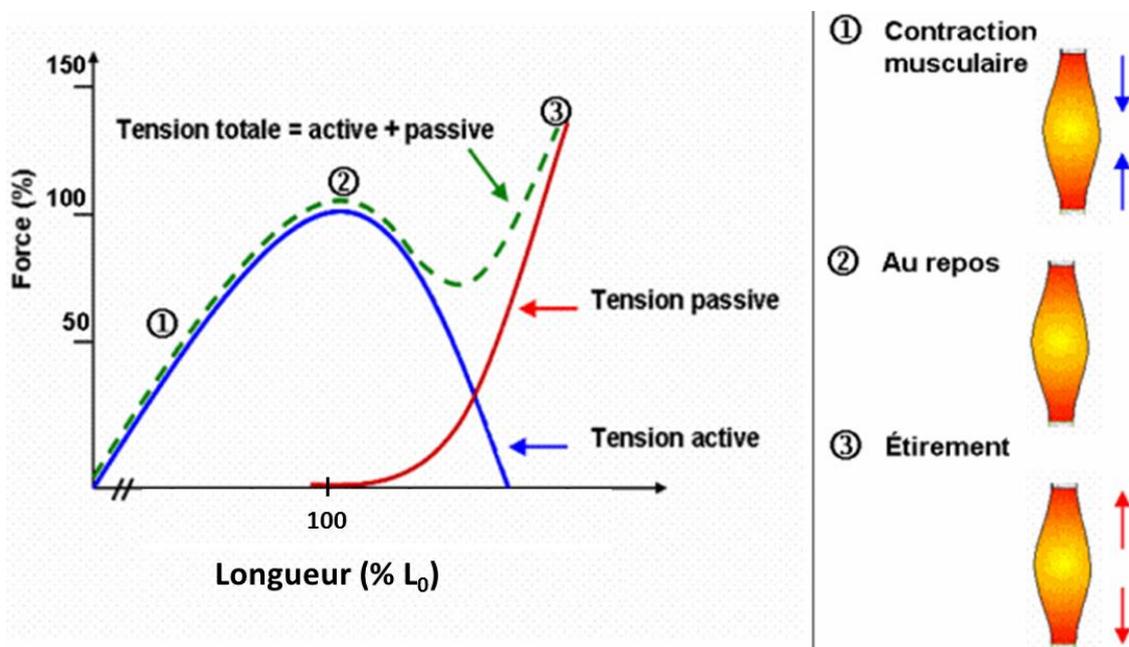


Figure 31 : Relation force/longueur du MTC avec la tension active, la tension passive et la tension totale, somme des deux tensions précédentes (d'après Goubel et Lenseil-Corbeil, 1998)

Lorsque le MTC est contracté et a une longueur donnée, la force générée peut se décomposer en deux forces : une force passive liée à la composante élastique parallèle du modèle de Hill et une force active liée à la composante contractile et à la composante élastique série. Pour pouvoir discerner l'influence de chaque composante, il est nécessaire d'avoir au préalable, déterminé le comportement passif du MTC. La force active

générée par le MTC lors de la contraction musculaire va dépendre de l'étirement du MTC par rapport à sa longueur caractéristique d'activation. Les études de Gordon *et al.* (1966) et Winters *et al.* (2011), ont montré que pour les mammifères, la longueur caractéristique d'activation correspond à 56 % de la longueur initiale de la fibre musculaire (Figure 32). La longueur caractéristique d'activation est la longueur au-delà de laquelle l'activation musculaire n'a plus d'effet.

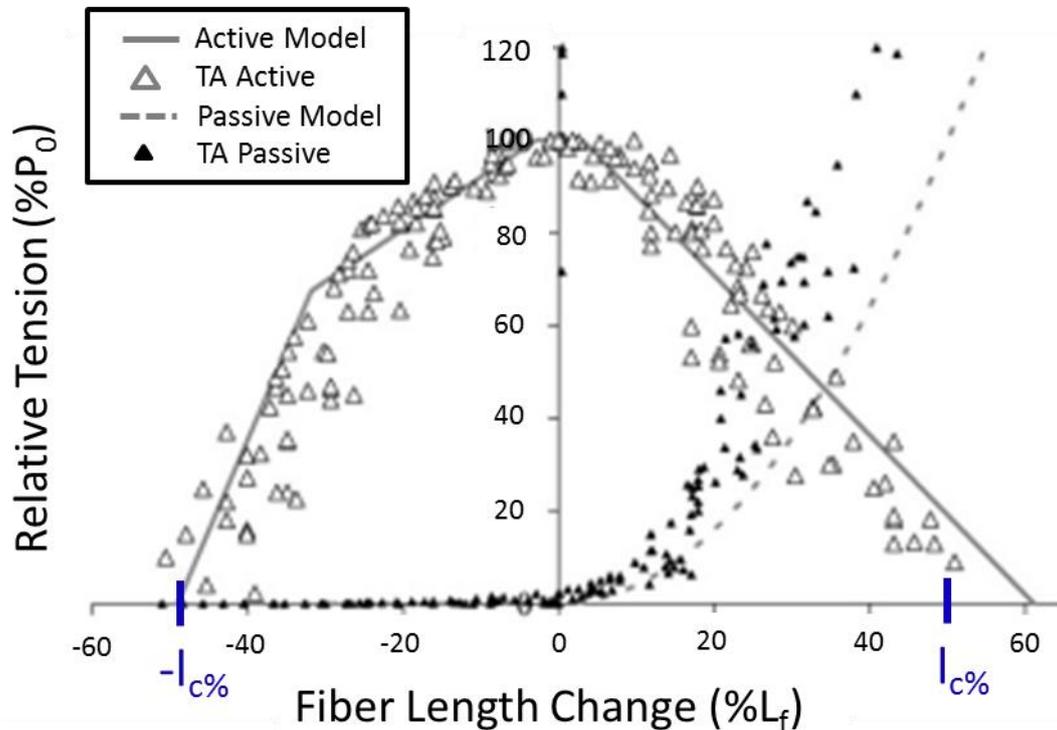


Figure 32 : Relation force/longueur pour le Tibialis Anterior de lapin, avec comportement passif et actif, $l_{c\%}$ correspond à la déformation caractéristique d'activation (d'après Winters *et al.*, 2011)

Lors d'une contraction musculaire, toutes les unités motrices du muscle (sarcomères) ne sont pas activées simultanément (Hedenstierna *et al.*, 2008, Turrina *et al.*, 2013). De plus, la vitesse de contraction dépend de la longueur des sarcomères et de leur localisation dans le corps musculaire (Turrina *et al.*, 2013). L'angle de pennation a un rôle important pendant la contraction musculaire : il s'agit d'un paramètre architectural stratégique pour contracter plus d'éléments à l'intérieur d'un volume musculaire donné (Simoneau *et al.*, 2012, Campbell *et al.* 2013). De plus, la contraction musculaire augmente l'angle de pennation (Brancaccio *et al.*, 2013). Expérimentalement, Fukunaga (1997) et Maganaris *et al.* (2001), ont montré que pour une contraction volontaire de 10 % par rapport à la contraction volontaire maximale du muscle vastus lateralis humain, la longueur des fibres musculaires diminuait jusqu'à 30 % et l'angle de pennation augmentait de 7 °. Pour le muscle tibialis anterior humain, Reeves *et Narici* (2003) ont mis en avant les mêmes résultats avec une contraction volontaire maximale : la longueur des fibres diminuait d'environ 24 % et l'angle de pennation augmentait de 5 °.

4.3 Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux

Dans les études présentées par la suite, deux types d'expérimentations sont réalisées sur les complexes musculo-tendineux : des expérimentations *in vivo* ou *in situ* sur animal anesthésié. Le MTC est alors extrait partiellement du sujet animal et l'une de ses extrémités tendineuses est fixée sur un montage de traction, souvent couplé à un dispositif d'électrodes pour le stimuler et provoquer une contraction musculaire. Les autres expérimentations sont réalisées *in vitro*, sur animaux ou sujet humains *post-mortem* afin d'obtenir la réponse globale du MTC. Ces expérimentations visent à caractériser le comportement mécanique du MTC, souvent assimilé à des modèles rhéologiques (Maxwell, Kelvin-Voigt) ou à des modèles volumiques. La sensibilité au taux de déformation est aussi étudiée expérimentalement.

4.3.1 Expérimentations *in vivo*

Bosboom *et al.* (2001) ont réalisé des essais de compression *in vivo* sur MTC. A une vitesse constante de 0,25 mm/s et pour des déplacements de 0,15 à 0,5 mm maintenus 20 secondes, le muscle tibialis anterior de rat a été évalué en compression. Son comportement passif a été modélisé en éléments finis avec une loi de comportement hyper-élastique dérivé du modèle d'Ogden. Les paramètres élastiques μ et α valent respectivement 15,6 MPa et 21,4. Le comportement viscoélastique a aussi été établi ($\delta = 0,549$ s et 6,01 s). Les expérimentations montrent que le MTC a un comportement viscoélastique non-linéaire, identifiable à un comportement hyper-viscoélastique.

Herzog *et al.* (1992) ont étudié la réponse *in vivo* de trois MTCs de chat : gastrocnemius, soleus et plantaris. Ces recherches ont pour but de mesurer les relations isométriques de force/longueur pour chaque MTC. Les MTCs sont extraits de l'animal et disposés sur une machine de traction. La relation force/longueur active du MTC est obtenue par stimulation électrique des nerfs du muscle afin de produire la contraction musculaire. L'allure des courbes force/longueur ne diffère guère d'un MTC à l'autre, seule la force maximale atteinte varie selon le MTC étudié. Cette étude met en lumière les différences intra-individuelles, liées à la forme du MTC, à son rôle ou encore au type de fibres présentes dans le MTC.

La viscosité du MTC a été étudiée par Best *et al.* (1994) en réalisant des essais de traction avec relaxation pour différentes vitesses de sollicitation. Une comparaison du comportement de deux MTCs de lapin (muscle tibialis anterior et muscle extensor digitorum longus) est réalisée *in vivo*. L'animal est maintenu à une température de 35,8 °C et la surface du MTC est à 26,4 °C. Une précharge de 2 N, suivie d'un pré-conditionnement de 50 cycles de 6 mm d'amplitude à 1 Hz sont appliqués avant chaque test. Un test de traction/relaxation est ensuite appliqué sur les MTCs (rampe de 11 mm à un taux de déformation de 6,67 s⁻¹ et un maintien en position pendant 300 s). Un modèle viscoélastique quasi-linéaire est comparé aux essais de traction à différentes vitesses de sollicitation (2, 1, 0,5, 0,2, 0,1 et 0,01 Hz). Le modèle proposé semblerait être en accord avec les résultats expérimentaux, autant au niveau des essais de traction que pour le phénomène d'hystérésis. Cependant, une différence de comportement existe entre les deux MTCs (même allure de la courbe force/déplacement mais force maximale différente). Une analyse plus fine du comportement interne du MTC (fibre, influence de la géométrie) permettrait, selon les auteurs, d'améliorer leur modèle.

L'effet vitesse a également été étudié par Noonan *et al.* (1993, 1994) sur les deux mêmes MTCs de lapin. Leur étude évalue aussi l'effet de la température sur les mécanismes de rupture. Trois expérimentations sont réalisées sur chaque MTC. La première est un essai de traction dynamique passive jusqu'à rupture, à une vitesse de 100 mm/s. La deuxième est identique à la première mais à une vitesse plus faible de 10 mm/s. La

dernière expérimentation est un essai de traction jusqu'à rupture (100 mm/s) pour un MTC actif : le MTC est stimulé électriquement pour provoquer sa contraction. Chaque expérimentation est réalisée selon deux possibilités pour chaque MTC. Soit le MTC est maintenu à une température de 25 °C avant essai, soit à 40 °C afin de voir l'influence de la température sur le comportement mécanique des MTCs. La force et la déformation à rupture ont été relevées ainsi que la raideur du MTC et son énergie absorbée avant rupture. Il ressort de ces expérimentations que la réponse du MTC et ses caractéristiques mécaniques sont sensibles aux variations de vitesse et de température.

L'analyse fréquentielle *in vivo* des muscles gastrocnemius de rat a été étudiée par Ettema et Huijing (1994) afin de prédire le comportement visqueux des MTCs. De petites vibrations (amplitude d'environ 25 % de la longueur du MTC, fréquence entre 5 et 180 Hz) sont appliquées sur les MTCs. L'insertion osseuse au niveau des tendons est conservée pour faciliter la fixation dans la machine de traction et pour garder l'implantation physiologique des MTCs. Un modèle de Hill a été utilisé pour modéliser le comportement du MTC. Les résultats expérimentaux sont plus élevés que ceux issus des simulations. Ceux-ci laissent suggérer que le modèle n'est pas totalement adapté à ce type d'expérimentations.

Biewener et Baudinette (1995) ont étudié, *in vivo*, la force musculaire, des MTCs des membres inférieurs, emmagasinée lors des sauts pour les wallabies. Des jauges de déformation ont été installés chirurgicalement sur les tendons des muscles gastrocnemius et plantaris (Figure 33). Les mesures sont faites lors des sauts des wallabies.

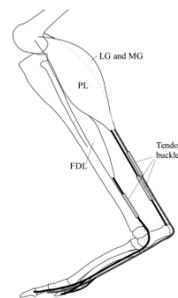


Figure 33 : Schéma de l'implantation des capteurs d'effort et de déformation sur les tendons des pattes arrière de wallabies (d'après Biewener et Baudinette, 1995)

Une analyse vidéo est réalisée lors des essais pour déterminer, après traitement des données, la cinématique des articulations. Après les essais, les animaux sont sacrifiés et des mesures physiologiques des muscles et tendons sont réalisées. Les dimensions, sections et angles de pennation des différents MTCs du membre inférieur du wallaby sont déterminés. Les courbes de force permettent de remonter à la contrainte maximale dans le tendon, valant 43 MPa pour le tendon du muscle gastrocnemius et 24 MPa pour le tendon du muscle plantaris, à 2,4 m/s et 79 MPa pour le tendon du muscle gastrocnemius et 39 MPa pour le tendon du muscle plantaris, à 6,2 m/s. La contrainte isométrique maximale a aussi pu être déterminée, elle vaut 227 kPa pour le muscle gastrocnemius et 262 kPa pour le muscle plantaris pour des vitesses de sauts comprises entre 5,5 et 6,3 m/s.

Myers *et al.* (1995, 1998) ont aussi réalisé des essais de traction *in vivo* sur le muscle tibialis anterior de lapin, utilisant un protocole similaire à celui de Best *et al.* (1994) mais pour des taux de déformation supérieurs : 1, 10 et 25 s⁻¹. Le MTC est disséqué et ses fixations osseuses sont conservées puis fixées sur les mors de la machine d'essai. Une caméra CCD permet d'enregistrer les déformations dans le MTC (Figure 34). La géométrie du MTC est quant à elle, obtenue par ultrasonographie. Les propriétés actives et passives du MTC sont étudiées. Le module d'Young est calculé par un modèle mathématique prenant en compte la déformation longitudinale et transversale du MTC. De cette étude ressort que la réponse passive du MTC est plus sensible à l'effet de la vitesse que sa réponse active.

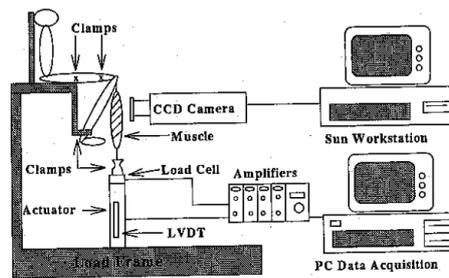


Figure 34 : Schéma du montage expérimental (d'après Myers et al., 1998)

L'effet de la vitesse a été aussi étudié par Hawkins et Bey (1997) lors d'essais de traction *in vivo* sur les muscles tibialis anterior de rat pour des vitesses de 1, 10 et 100 mm/s.

Krylow et Sandercock (1997) ont, eux, étudié l'influence de la vitesse (10, 50 et 90 mm/s) sur la réponse mécanique en traction *in vivo* du muscle soleus de rat.

Grover et al. (2007) se sont intéressés à l'effet vitesse mais aussi à l'influence du niveau d'activation (passif, tétanique et dénervé) sur le muscle tibialis anterior de lapin. Le MTC de lapin (animal anesthésié) est disséqué, son tendon distal est fixé à un mors, la partie proximale est conservée dans le but de maintenir le MTC en position physiologique. La contraction musculaire est générée par une stimulation électrique (Figure 35). Une nette différence entre le comportement passif et dénervé est notée, elle serait due au rôle important des mécanorécepteurs intervenant lors de la stimulation du MTC.



Figure 35 : Dispositif expérimental de traction passive et active (d'après Grover et al., 2007)

Calvo et al. (2010) caractérisent le comportement élastique passif du MTC en réalisant des expériences *in vivo* et *in vitro* sur le muscle tibialis anterior de rat. Les essais de traction, consistant en un chargement longitudinal dans l'axe du MTC, ont mis en avant le comportement non linéaire des matériaux. Un modèle non linéaire comprenant 8 paramètres, a ainsi pu être établi. L'identification des paramètres a pu être réalisée grâce aux expérimentations *in vitro*. Les expérimentations *in vivo* serviront à valider un modèle volumique du MTC, en prenant en compte la viscosité et les phénomènes de plasticité.

Seuls Sun et al. (1995) n'ont pas trouvé d'effets significatifs de la vitesse sur les efforts à 12 et 20 % de déformation, pour des essais de traction réalisés sur l'ensemble triceps sural de lapin à différentes vitesses de sollicitation (0,08, 0,83, 1,67, 3,33, 16,67 mm/s).

Ces nombreuses études *in vivo* sur animal ont permis de déterminer le comportement passif et actif du MTC, sa viscosité, l'effet de la vitesse avec des tests en quasi-statique ou en dynamique afin d'étudier l'influence de la vitesse sur le comportement passif du MTC. Ces différents essais de tractions sont réalisés en essayant de conserver les insertions osseuses pour être plus proche des conditions physiologiques. Des MTCs frais ou d'animaux anesthésiés sont utilisés afin d'obtenir le comportement actif du MTC par une stimulation électrique.

4.3.2 Expérimentations *in vitro*

Les expérimentations *in vivo* permettent de caractériser le comportement passif et actif du MTC. Le comportement actif ne peut pas être étudié *in vitro*. A notre connaissance, seules deux études ont considéré le comportement passif de MTCs humains via des expérimentations *in vitro*. Yamada (1970) a étudié la réponse en traction des muscles sternocleidomastodeus, biceps brachii, gastrocnemius et sartorius humains. Peu de données sur les conditions expérimentales sont fournies par l'auteur, seule l'élongation maximale atteinte est indiquée. Celle-ci varie entre 60 % et 100 % de la longueur initiale du MTC. De cette étude, Yamada montre que la réponse passive d'un MTC humain est non-linéaire mais qu'il existe cependant une forte différence intra-individuelle.

Gras *et al.* (2012) ont aussi envisagé le comportement passif du muscle sternocleidomastodeus humain dans le but d'identifier le comportement hyper-élastique du MTC. Le MTC disséqué, avec conservation de ses attaches osseuses, est placé dans une machine de traction, selon l'axe longitudinal du MTC. Une précharge de 2 N est appliquée, suivie de 15 cycles de pré-conditionnement (déplacement compris entre 2,5 mm et 7,5 mm). Les essais sont réalisés à une vitesse de 0,167 mm/s (Figure 36).

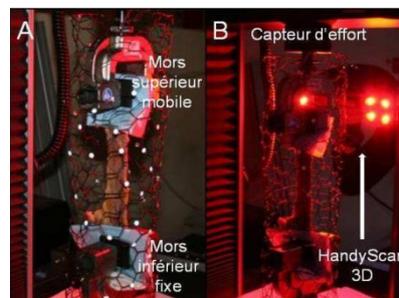


Figure 36 : Dispositif expérimental. A. Complexe musculo-tendineux en position avec la grille. B. Acquisition de la géométrie avec HandyScan3D® (d'après Gras, 2011)

Le phénomène d'hystérésis est étudié. Un modèle exponentiel et un modèle hyper-élastique dérivé de la loi d'Ogden (1997) sont utilisés pour analyser la réponse passive expérimentale des MTCs et la comparer avec celle obtenue avec un modèle en éléments finis. Les paramètres de la loi hyper-élastique valent respectivement entre 4 et 98 MPa pour μ (module de cisaillement) et entre 17 et 52 pour α (paramètre de courbure). Le modèle hyper-élastique semblerait décrire correctement le comportement passif du MTC.

Les autres études *in vitro* portent sur des MTCs animaux. Anderson *et al.* (2001) ont étudié la différence de comportement entre le muscle soleus de souris saine et celui de souris ayant une déficience en protéine. La longueur de chaque MTC est mesurée, puis le MTC est extrait et placé horizontalement dans une chambre contenant une solution saline maintenue à 25 °C. Les tendons, distal et proximal, sont reliés à un capteur d'effort et de déplacement. Le MTC est ensuite placé dans sa position de repos. Un essai de traction de 2,5 mm d'amplitude (25 % de déformation) à 50 mm/s, suivi d'une relaxation (maintien durant 250 s) est réalisé sur le MTC. La tension maximale en fin de traction et de relaxation est mesurée. Ces grandeurs permettent de modéliser le comportement du MTC avec trois composantes : deux modules d'Young et un coefficient visqueux (modèle de Maxwell). Pour les souris saines, le premier module d'Young vaut 510 kPa, le second 280 kPa, le coefficient de viscosité n'a pas été calculé. Cette étude a été poursuivie en 2002 (Anderson *et al.*, 2002) en y incorporant deux autres modèles rhéologiques (Kelvin-Voigt et Bürger) pour modéliser le comportement passif du MTC. Les modèles utilisés sont soit linéaires, soit non-linéaires. Il résulte de cette étude que les modèles non-linéaires prédisent correctement le comportement passif des MTCs car ils sont en accord avec les résultats expérimentaux et les données morphologiques.

Le comportement passif du MTC soleus de rat pour différents âges (1, 4 et 12 mois) a été étudié par Bensamoun *et al.* (2006). Le même mode opératoire que Anderson *et al.* (2001, 2002) a été utilisé (Figure 37).

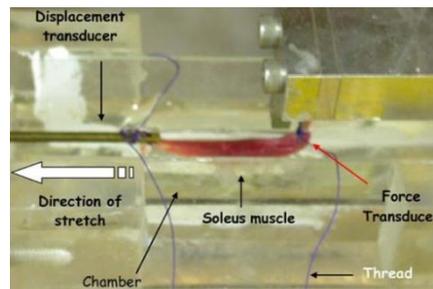


Figure 37 : Dispositif expérimental de traction passive sur le muscle soleus de rat (d'après Bensamoun *et al.*, 2006)

Trois expérimentations sont réalisées sur le MTC. La première consiste en un essai de traction à 600 mm/s ou 250 mm/s jusqu'à 50 % d'élongation, suivi d'une relaxation lors d'un maintien en position pendant 180 s. La deuxième expérimentation est un essai de traction classique à une vitesse de 1 mm/s jusqu'à une élongation de 20 % pour le MTC. La troisième expérimentation est un essai de traction jusqu'à 5 % d'élongation avec un maintien de 60 s puis une nouvelle élongation de 5 %, maintenue 60 s, et cela 5 fois de suite. Lors de chaque expérimentation, l'effort maximal en fin de traction et l'effort en fin de relaxation sont mesurés. L'effet de l'âge sur les propriétés mécaniques du MTC est mis en avant par cette étude. Les propriétés mécaniques du MTC augmentent de 1 à 4 mois puis diminuent de 4 à 12 mois.

Les mécanismes de rupture pour des taux de déformation élevés ont aussi été analysés expérimentalement. Gottsauner-Wolf *et al.* (1995) étudient l'effet du cycle congélation/décongélation sur le comportement passif jusqu'à rupture du muscle supraspinatus de chien. Les deux MTC de chaque chien sont séparés en deux catégories. La première catégorie correspond aux MTCs testés *post-mortem*. La deuxième catégorie correspond aux MTCs congelés à $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ puis décongelés dans une solution saline à $36\text{ }^{\circ}\text{C}$ pendant 20 minutes et maintenus à une température ambiante avant essais. Les insertions osseuses sont conservées dans le montage expérimental afin de se rapprocher le plus possible des conditions physiologiques. Une précharge de 2,3 kg est appliquée sur le montage. Suite à l'essai de traction jusqu'à rupture (taux de déformation d'environ 1 s^{-1}), l'effort à rupture, la raideur et l'énergie absorbée avant rupture sont obtenues. Une différence est notée pour ces grandeurs entre les MTCs frais et les MTCs congelés (Figure 38). Une différence de 41 % existe entre l'effort à rupture des MTCs frais (1497,4 N) et celui des MTCs congelés (616,2 N). Pour la raideur, une différence de 52,9 % existe entre les spécimens frais (155,7 N/cm) et ceux congelés (82,3 N/cm). Il résulte de cette étude que les résultats sur MTCs congelés doivent être interprétés avec prudence.

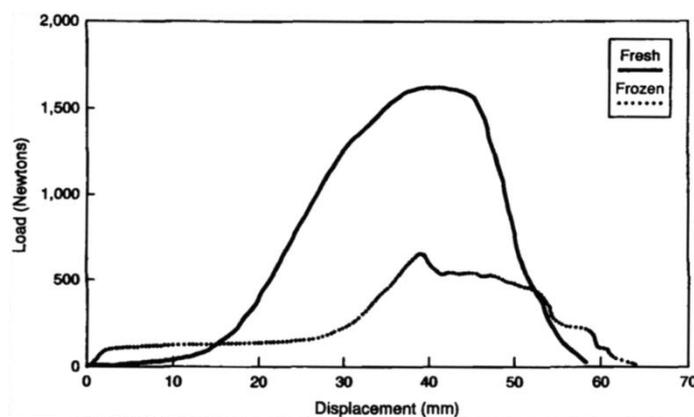


Figure 38 : Courbe force/déplacement pour un spécimen avec un complexe musculo-tendineux frais et un congelé (d'après Gottsauner-Wolf *et al.*, 1995)

Le rôle de la matrice extracellulaire du MTC sur les propriétés viscoélastiques passives du MTC a été évalué par Gosselin *et al.* (1998) sur des MTCs de rats jeunes et adultes, ayant ou non suivi un entraînement physique. Les muscles soleus de rats ont été prélevés après la période (ou non) d'entraînement. Ils sont maintenus par les tendons, en position verticale et dans une solution saline à 26 °C. Un essai de traction cyclique (80 cycles d'amplitude 15 % de la longueur de la fibre) est appliqué au MTC. Sur chaque cycle, de petites oscillations (amplitude 0,5 % de la longueur de la fibre) sont surimposées à une fréquence de 75 Hz. La force et le déplacement sont calculés et la raideur des tissus (en fait un module élastique) en est déduite. La composition du collagène dans les fibres de la MEC est aussi étudiée. Par cette méthode d'essai, le comportement mécanique du MTC est stabilisé, il est ainsi possible d'étudier ses propriétés mécaniques passives lors des derniers cycles. La raideur passive à 110 % et 115 % de la longueur initiale de la fibre, est analysée. Par exemple, pour 110 % de la longueur de la fibre, pour les rats jeunes sans entraînement, la raideur vaut 100 kPa, elle augmente pour ceux entraînés (140 kPa). Pour les rats adultes, l'effet inverse est observé : avec entraînement, la raideur (80 kPa) est plus faible que sans entraînement (190 kPa). La raideur augmente avec l'âge et avec l'entraînement pour les jeunes rats mais diminue avec l'entraînement pour les rats âgés. L'entraînement altérerait les propriétés mécaniques des MTC des rats adultes mais pas celles des rats jeunes, ceci s'expliquerait par la forte concentration de collagène contenu dans le MTC.

Gras *et al.* (2011) se sont intéressés au comportement mécanique du muscle extensor digitorum longus de chien en compression quasi-statique. Les MTC sont comprimés à une vitesse constante de 0,017 mm/s (Figure 39). Une modélisation en éléments finis paramétrée est réalisée pour étudier l'influence de la géométrie sur la réponse passive du MTC. Une loi élastique linéaire est utilisée puis validée, impliquant que la réponse en compression du MTC est liée à ses propriétés mécaniques ainsi qu'à sa géométrie.



Figure 39 : Essai de compression d'un complexe musculo-tendineux de chien (d'après Gras *et al.*, 2011)

D'autres expérimentations sur le MTC ont été réalisées. Par exemple Palevski *et al.* (2006) ont testé des MTCs frais de porc par indentation (vitesse : 2000 mm/s, profondeur d'indentation : 4 mm). Ces résultats sont modélisés mathématiquement par un modèle bi-exponentiel pour décrire la réponse mécanique du MTC. Il résulte de cette étude que les effets de la viscosité et du cisaillement représentent une part importante dans la réponse mécanique du MTC.

La majorité des études précédentes sont réalisées sur des MTCs d'animaux. L'effet de la vitesse, l'influence du cycle de congélation sur les propriétés mécaniques et la caractérisation de la viscosité du MTC sont étudiés lors, principalement, d'essais de traction. Cependant trop peu d'essais sur sujets humains sont présents dans la littérature, des études sont à effectuer dans ce sens pour combler ce manque d'information.

4.4 Synthèse

Les études citées dans les parties précédemment sont regroupées et synthétisées dans les Tableaux 3 et 4.

La Figure 40 synthétise la partie précédente sur les relations fondamentales du comportement mécanique du complexe musculo-tendineux.

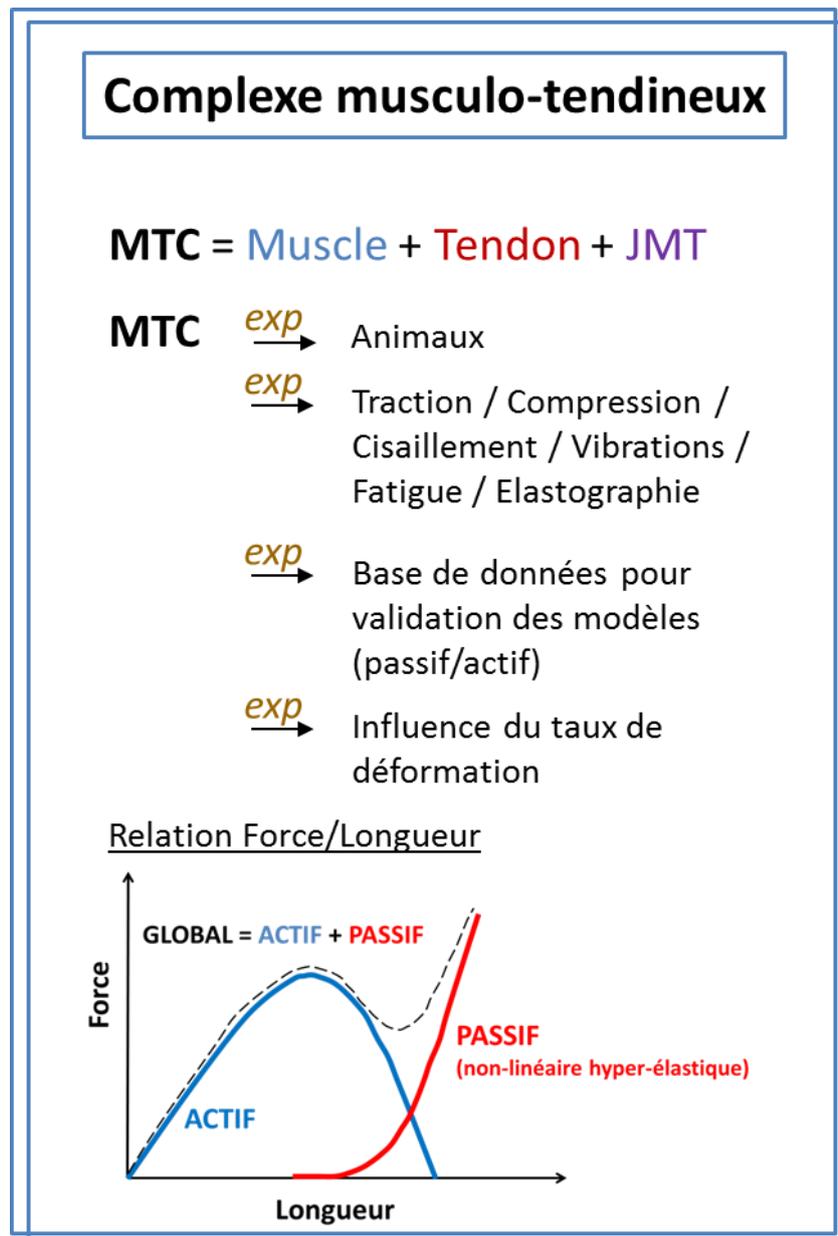


Figure 40 : Synthèse sur les relations fondamentales du comportement mécanique du complexe musculo-tendineux

Tableau 3 : Expérimentations *in vivo* sur le complexe musculo-tendineux – F : effort, K : raideur, σ : contrainte, E : module d'Young

Auteurs et année	Origine et muscle	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Modélisation	Résultats
Herzog et al. 1992	Chat Gastrocnemius/soleus/plantaris	Traction avec contraction (stimulation électrique)	/	/	Fortes différences intra-individuelles pour les relations force/longueur en actif et passif $F_{\text{max passive}} = 10$ à 50 N
Nooman et al. 1993-1994	Lapin Tibialis anterior Extensor digitorum longus	Traction	Dynamique	Modèle mathématique	Influence de la température et de la vitesse sur la réponse mécanique $F_{\text{rupture}} = 50$ à 100 N $K = 3$ à 8 KN.m^{-1}
Ettema et al. 1994	Rat Gastrocnemius	Traction cyclique	Dynamique	Modèle de Hill	Le modèle n'est pas totalement adapté
Best et al. 1994	Lapin Tibialis anterior Extensor digitorum longus	Traction Relaxation	Quasi-statique Dynamique	Modèle mathématique	Réponse sensible à la vitesse de sollicitation Modèle en accord avec les résultats expérimentaux $\sigma_{12\% \text{ de déformation}} = 0,4$ à 1,3 MPa
Sun et al. 1995	Lapin Triceps surae	Traction	Dynamique	/	Faible sensibilité à la vitesse de sollicitation $F_{20\% \text{ de déformation}} = 100$ N $F_{12\% \text{ de déformation}} = 30$ N
Biewener et Baudinette 1995	Wallabies Gastrocnemius Plantaris	Traction	Dynamique	/	$\sigma_{\text{max gastrocnemius}} = 79$ MPa à 6,2 m/s $\sigma_{\text{max plantaris}} = 39$ MPa à 6,2 m/s $\sigma_{\text{max isométrique gastrocnemius}} = 227$ MPa à 6,2 m/s et 43 MPa à 2,4 m/s $\sigma_{\text{max isométrique plantaris}} = 262$ MPa à 6,2 m/s et 24 MPa à 2,4 m/s
Myers et al. 1995-1998	Lapin Tibialis anterior	Traction	Dynamique	Modèle mathématique	Réponse sensible au taux de déformation Modèle performant $E_{20\% \text{ de déformation}} = 2$ MPa
Krylow et Sandercock 1997	Rat Soleus	Traction	Dynamique	Modèle de Hill	Réponse sensible au taux de déformation
Hawkins et al. 1997	Rat Tibialis anterior	Traction	Dynamique	/	Réponse sensible au taux de déformation
Bosboom et al. 2001	Rat Tibialis anterior	Compression	Quasi-statique	Modélisation éléments fins	Comportement fortement non-linéaire Modèle hyper-viscoélastique
Grover et al. 2007	Lapin Tibialis anterior	Traction avec contraction (stimulation électrique)	Dynamique	Modèle mathématique	Réponse sensible au taux de déformation Modèle performant
Calvo et al. 2010	Rat Tibialis anterior	Traction	Dynamique	Modèle mathématique	Modèle non-linéaire performant avec 8 paramètres
Eby et al. 2015	Humain Biceps Brachii	Elastographie	/	/	Raideur passive sensible à l'âge et au sexe
Ates et al. 2015	Humain Abductor digiti minimi	Elastographie	/	/	L'index de force musculaire peut être estimé à partir de la mesure du module de cisaillement
Haurax et al. 2015	Humain Gastrocnemius	Elastographie	/	/	La raideur du muscle augmente (217 N/mm à 720 N/mm) lors d'une augmentation du niveau de contraction (30 à 90 % de la contraction volontaire maximale)

Tableau 4 : Expérimentations *in vitro* sur le complexe musculo-tendineux - K : raideur, σ : contrainte, G : module de cisaillement, E : module d'Young

Auteurs et année	Origine et muscle	Sollicitation	Vitesse de sollicitation	Modélisation	Résultats
Yamada et al. 1970	Humain Sternoceidomastodeus	Traction	/	/	Courbes expérimentales de déformation
Law et Lightner 1993	Grenouilles Semitendinosus	Traction	Quasi-statique	/	Etude de la rupture au niveau de la jonction myo-tendineuse par microscope électronique $\sigma_{rupture} = 347 \text{ MPa}$
Gottsauner-Wolf et al. 1995	Chien Supraspinatus	Traction jusqu'à rupture	Dynamique	/	Détérioration des propriétés mécaniques due à la congélation $K_{\text{muscle frais}} = 15,5 \text{ kN.m}^{-1}$ et $K_{\text{muscle congelé}} = 8,2 \text{ kN.m}^{-1}$
Gosselin et al. 1998	Rat Soleus	Traction cyclique	Dynamique	/	Augmentation des propriétés mécaniques du muscle avec l'âge (liens avec le taux de collagène) $E_{\text{jeunes rats}} = 100 \text{ kPa}$
Lin et al. 1999	Lapin Triceps surae	Traction/Relaxation Traction jusqu'à rupture	Dynamique	/	Comportement non-linéaire Absorption d'énergie par le muscle
Dresner et al. 2001	Bœuf	Elastographie	/	Modèle mathématique	$G = 23,8 \text{ kPa}$
Anderson et al. 2001	Souris Soleus	Relaxation	/	Modèle de Maxwell	Modules élastiques du modèle : $E_1 = 510 \text{ kPa}$ et $E_2 = 280 \text{ kPa}$
Anderson et al. 2002	Souris Soleus	Relaxation	/	Modèle de Kelvin Voigt Modèle de Bürgler	Modèle avec un comportement non-linéaire plus efficace
Genisson et al. 2003	Bœuf	Elastographie	/	Modèle mathématique	/
Bensamoun et al. 2006	Rat Soleus	Traction Relaxation	Quasi-statique	/	Augmentation des propriétés mécaniques du muscle au début de la croissance puis stabilisation
Palevski et al. 2006	Porc	Indentation	Dynamique	Modèle mathématique	$G = 700 \text{ Pa}$
Morrow et al. 2010	Lapin Extensor digitorum longus	Traction longitudinale Traction transversale Cisaillement longitudinal	Quasi-statique	/	Raideur longitudinale supérieure aux autres raideurs $E_{\text{longitudinal}} = 447 \text{ kPa}$
Gras et al. 2011	Chien Extensor digitorum longus	Compression	Quasi-statique	Modélisation éléments finis	Influence de la géométrie $E = 2 \text{ MPa}$
Gras et al. 2012	Humain Sternoceidomastodeus	Traction	Quasi-statique	Modélisation éléments finis Loi hyper-élastique (Ogden) incompressible anisotrope	Paramètres de la loi hyper-élastique : module de cisaillement = 4 à 98 MPa paramètre de courbure = 17 à 52

La déchirure du complexe musculo-tendineux

5.1 Caractérisation de la déchirure musculaire

La déchirure musculaire est la première cause de blessure chez les athlètes (90 % des blessures selon De Souza *et Gottfried*, 2013) et représente 10 à 35 % du nombre total de blessures sportives (Bianchi *et al.*, 1998, Kääriäinen *et al.*, 2000, De Labareyre *et al.*, 2005, Butterfield *et al.*, 2006, Potier *et al.*, 2009, De Souza *et Gottfried*, 2013, Fagher *et al.*, 2014). Le temps moyen de récupération après ce traumatisme est de trois semaines pour une élongation et de six semaines pour une rupture complète du complexe musculo-tendineux (De Labareyre *et al.*, 2005, Uchiyama *et al.*, 2011). De plus, 12 à 31 % des sportifs souffrent encore de leur blessure après reconsolidation (De Souza *et Gottfried*, 2013). De nombreuses études ont été menées sur la déchirure musculaire, la plupart d'entre elles décrivent ce traumatisme musculaire mais ne parviennent pas à en identifier clairement la chronologie et les circonstances de la rupture (Stallenberg *et al.*, 2001, Butterfield *et Herzog*, 2006, Chen *et al.*, 2009, Pratt *et al.*, 2012). Ce type de blessure a été étudié sur différents MTCs, *i.e.* le triceps sural (gastrocnémiens et soléaire) (Kwak *et al.*, 2006, Bianchi *et al.*, 2006, Chen *et al.*, 2009), le bras (biceps brachii) (McMaster, 1933), l'épaule (deltoïdeus ou la coiffe des rotateurs) (Ilaslan *et al.*, 2007), le pectoral (pectoralis) (Petilon *et al.*, 2005, Uchiyama *et al.*, 2011). La déchirure serait causée par une contraction forcée du MTC lors d'une phase d'étirement de ce dernier (phase excentrique) (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Uchiyama *et al.*, 2011, Tidball *et al.*, 2011, Pratt *et al.*, 2012, De Souza *et Gottfried*, 2013) (Tableau 5).

Cette rupture du complexe musculo-tendineux peut être situé dans différentes zones. D'après les observations de la littérature, il a été identifié quatre zones principales de lésions (Petilon *et al.*, 2005). Pour 69 % des cas, la rupture se localise au niveau du tendon avec rupture du tendon (Figure 41A), 24 % au niveau de la JMT (Figure 41B), 5 % au niveau de l'attache entre le tendon et l'os avec un arrachement osseux et 2 % dans la partie ventrale du muscle. Si l'on prend l'exemple du muscle deltoïdeus, selon Ilaslan *et al.* (2007), 80 % des déchirures se localisent au niveau de la jonction entre le muscle et le tendon. Cela se justifie du fait que le muscle est un élément moins rigide que le tendon et provoque donc une faiblesse à l'interface entre le muscle et le tendon. S'ajoute à cela le fait que la JMT est la zone la plus faible du MTC et la plus fréquemment soumise à des chargements extrêmes (Bianchi *et al.*, 2006). D'autres études comme celles de Myers *et al.* (1995), montrent que la localisation dépend du taux de déformation dont est sujet le MTC. Tidball *et al.* (2011) montrent que le paramètre le plus important pour la déchirure musculaire est l'amplitude de la déformation.

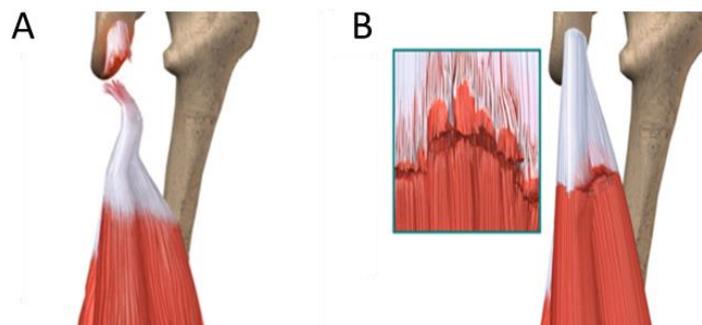


Figure 41 : Déchirure musculaire : A. Localisation au niveau du tendon. B. Localisation au niveau de la jonction myo-tendineuse (d'après www.eorthopod.com)

Noonan *et al.* (1994) montrent également que le phénomène de fatigue intervient dans la rupture : lors de tractions cycliques à seulement 30 % de la force maximale supportée par le MTC, des déchirures apparaissent localement dans le muscle et majoritairement au niveau de la JMT. Cette rupture se crée par une délamination de la JMT (Law *et Lightner*, 1993, Bianchi *et al.*, 2006) lors de la phase excentrique. Ce mécanisme de rupture engendre une rupture des fibres les unes après les autres jusqu'à détérioration totale de la JMT (Figure 42). De

plus, selon Courthaliac *et al.* (2003), pour les muscles pennés, l'angle très aigu entre les fibres musculaires et le tendon au niveau de la JMT est une source de désinsertion en cas de contraction excentrique.

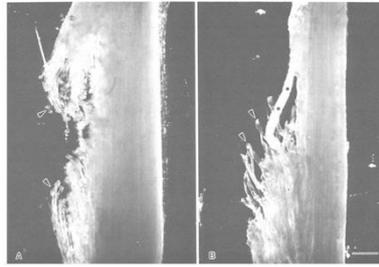


Figure 42 : Déchirure par délamination d'un muscle semitendinosus de grenouille (d'après Law et Lightner, 1993)

Bien que de nombreuses études confirment que le site traumatique pour une déchirure musculaire siège fréquemment au niveau des jonctions myo-tendineuses et/ou myo-aponévrotiques (Courthaliac *et al.*, 2003, Tidball *et al.*, 2011, Zhang *et al.*, 2012, De Souza et Gottfried, 2013), De Palma *et al.* (2011) montrent que pour des déchirures musculaires *in situ*, la rupture des tissus n'a jamais lieu au niveau de l'interface entre le muscle et le tendon mais au niveau du corps des fibres musculaires, juste au-dessus de la JMT, car selon les auteurs, cette zone sert uniquement à transférer les forces entre le tendon et le muscle. Cependant, cette étude étant réalisée pour des déchirures musculaires *in situ*, cela n'aura que peu d'effet sur la caractérisation de la déchirure musculaire pour nos essais de traction *in vitro*. L'ensemble de ces résultats montrent qu'il y a lieu de s'intéresser au muscle, au tendon et de porter une attention particulière à l'interface entre tendon et muscle, où sont localisées la plupart des déchirures.

Les courbes force/déplacement des essais de traction jusqu'à rupture montrent effectivement une délamination de la structure, visible lors d'une chute brutale de la force (Figure 43). La structure endommagée reprend les efforts de traction lors de la délamination progressive. La pente de la courbe force/déplacement est alors de plus en plus faible après chaque chute brutale d'effort car la structure endommagée est de moins en moins raide. Ceci se répète jusqu'à la rupture complète du MTC.

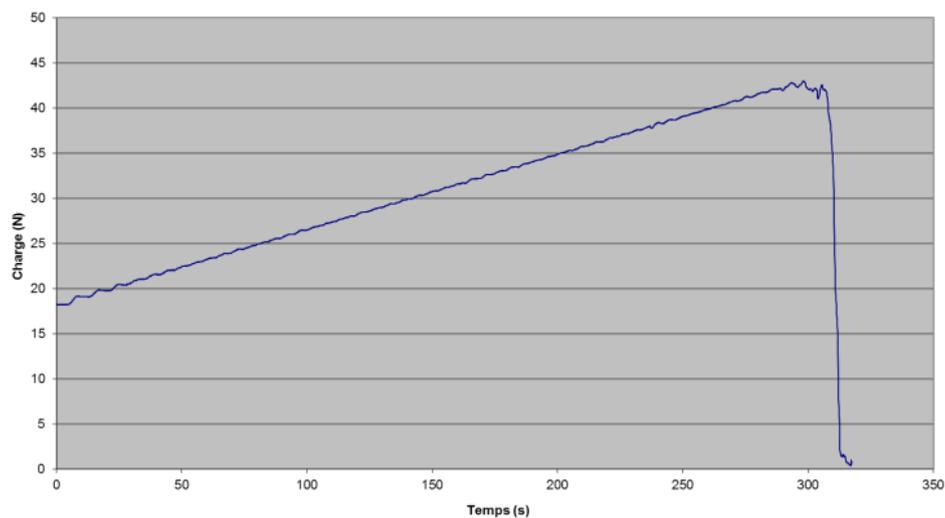


Figure 43 : Courbe force/déplacement de traction jusqu'à rupture pour le muscle sternocleidomastodeus humain (d'après Gras, 2011)

Tableau 5 : Cause des déchirures musculaires pour différents MTCs étudiés

Auteurs & année	Muscle	Cause de la déchirure musculaire
McMaster <i>et al.</i> 1933	Biceps brachii Rectus femoris	"A forcefully contracting tendon subjected to a strong passive force in the opposite direction"
Petilon <i>et al.</i> 2005	Pectoralis	"An eccentric phase of contraction "
Bianchi <i>et al.</i> 2006	Gastrocnemius Rectus femoris	"A forceful eccentric contraction of the muscle which imply simultaneous active contraction and passive stretching of the muscle"
Kwak <i>et al.</i> 2006	Gastrocnemius	"An overstretch of the muscle"
Ilaslan <i>et al.</i> 2007	Deltoides	"A resultant stretching of deltoid muscle fibers that progressively weaken the muscle and tendon"
Chen <i>et al.</i> 2009	Gastrocnemius	"An active contraction and passive stretching of the muscle"
Uchiyama <i>et al.</i> 2011	Pectoralis	"A strong contraction in the extension phase "

5.2 Méthodes expérimentales de caractérisation des propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux à rupture

Law et Lightner (1993) ont étudié la structure et les mécanismes de rupture de la jonction myo-tendineuse et du muscle disséqué semitendinosus provenant de grenouilles. Des essais de traction jusqu'à rupture à vitesse constante (1,67 mm/s) ont été réalisés sur les MTCs après les avoir incubés pendant 12h dans une solution de Ringer (solution saline). La contrainte à rupture a été calculée à partir de la force enregistrée et de la section musculaire, elle-même calculée en fonction du volume du muscle et de la longueur des fibres. Sa valeur est de 347 kPa en moyenne. Une étude sous microscope électronique a ensuite été réalisée au niveau de la jonction myo-tendineuse afin de visualiser les mécanismes de rupture survenus.

D'après les études (explicitées précédemment) de Noonan *et al.* (1993, 1994) sur les deux mêmes MTCs de lapin, l'effort à rupture et la raideur du MTC seraient plus élevés pour des MTCs froids. Par contre, la déformation à rupture est plus grande pour les MTCs chauds. L'effet thermique a une influence sur le niveau de chargement et le niveau d'activation alors que l'effet vitesse a une influence sur l'effort à rupture.

De nombreuses études se sont portées sur la déchirure musculaire chez l'animal : rats (Kääriäinen *et al.*, 2000, Drost *et al.*, 2003, Song *et al.*, 2004, Feng *et al.*, 2004, Smith *et al.*, 2007, He *et al.*, 2008, Nakazato *et al.*, 2010, Pratt *et al.*, 2012), souris (Warren *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012), lapins (Brickson *et al.*, 2001, Butterfield et Herzog, 2006). La plupart d'entre elles se concentrent sur la récupération des propriétés mécaniques suite au traumatisme et aux nombreux facteurs physiologiques permettant une bonne réadaptation des fonctions principales du MTC. Les déchirures sont provoquées artificiellement par des dispositifs (ergomètre et stimulation électrique) permettant de faire subir une contraction excentrique au MTC de l'animal. Ce dernier est ensuite soigné, ou non, puis une étude est alors réalisée sur la récupération musculaire suite au traumatisme, en se focalisant sur les processus mis en jeu au cours de la guérison.

Les mécanismes de rupture pour des taux de déformation élevés ont aussi été analysés expérimentalement. Gottsauner-Wolf *et al.* (1995) étudient l'effet du cycle congélation/décongélation sur le comportement passif jusqu'à rupture du muscle supraspinatus de chien. La méthode utilisée a été expliquée précédemment dans la partie expérimentations sur le MTC. Suite à l'essai de traction jusqu'à rupture (taux de déformation d'environ 1 s^{-1}), l'effort à rupture, la raideur et l'énergie absorbée avant rupture sont obtenues. Une différence est notée pour ces grandeurs entre les MTCs frais et les MTCs congelés (Figure 38). Une différence de 41 % existe entre l'effort à rupture des MTCs frais (1497,4 N) et celui des MTCs congelés (616,2 N). Il résulte de cette étude que les résultats sur MTCs congelés doivent être interprétés avec prudence.

Lin *et al.* (1999) se sont aussi intéressés aux mécanismes de rupture du MTC en traction dynamique. L'ensemble muscle-tendon d'Achille de lapin a été prélevé et placé (avec les attaches osseuses) sur un dispositif d'impacteur, créant une traction à la vitesse de 3100 mm/s (Figure 44). La rupture est localisée soit dans le corps musculaire (38 %), soit au niveau de l'insertion tendineuse dans l'os (6 %), soit au niveau des fixations du montage lors de l'arrachement de l'os dans la résine de fixation (56 %). L'analyse de la rupture montre que les fibres musculaires s'étirent jusqu'à leur longueur maximale avant de se rompre progressivement. Bien que le MTC absorbe beaucoup d'énergie, l'amorce de la rupture permet d'absorber une grande partie de l'énergie externe et protège ainsi les os et les articulations. Le taux de déformation a un impact sur la réponse mécanique passive du MTC. Il est montré dans cet article que son impact est aussi présent dans les mécanismes lésionnels.



Figure 44 : Corps musculaire avec une rupture complète (d'après Lin et al., 1999)

Tidball et Chan (1989) se sont intéressés, quant à eux, à l'étude de la rupture des fibres musculaires dans la jonction myo-tendineuse. Ces tests de traction passive à rupture ont montré que la contrainte à rupture des fibres est de 270 kPa. De plus, la zone de rupture et la contrainte à rupture seraient indépendantes de la déformation et du taux de déformation. Après une blessure provoquée par compression, la contrainte à rupture est plus faible (190 kPa). Cela serait dû au fait que la blessure aurait affecté la zone myo-tendineuse, la rendant plus fragile.

Christensen et al. (2006) ont aussi étudié les propriétés mécaniques des fibres isolées (lentes et rapides) de porc par des essais de traction jusqu'à rupture. Les auteurs trouvent une déformation à rupture pour les fibres lentes du muscle *longissimus dorsi* de porc de 53,4 % et une déformation à rupture de 33,8 % pour les fibres rapides.

Lieber et al. (2003) ont souhaité étudier les différentes réponses de fibres isolées et de paquets de fibres afin d'obtenir une caractérisation mécanique du tissu conjonctif humain. Les fibres isolées et les paquets de fibres sont soumis à des cycles de traction et relaxation jusqu'à rupture (Figure 45). La contrainte à rupture d'un paquet de fibres serait estimée à 150 MPa. La contrainte à rupture d'une fibre seule n'est pas mentionnée dans l'article. Cependant, la différence des modules d'Young entre une fibre isolée (28,2 MPa) et un paquet de fibres (462,5 MPa) montre une grande différence entre ces deux structures, liée à la présence de la MEC dans les paquets de fibres. Dans cette étude, la rupture apparaît dans les fibres musculaires ; une délamination a lieu lors de la rupture d'un paquet de fibres musculaires. Il ressort de ces recherches que la MEC et les tissus conjonctifs jouent un rôle dans la rupture des paquets de fibres.

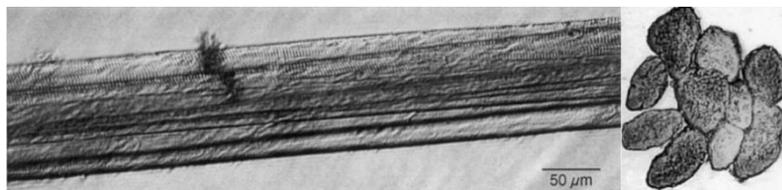


Figure 45 : Paquet de fibres dans le sens longitudinal, et une section d'un paquet de fibres (d'après Lieber et al., 2003)

Ces études sur la rupture du MTC ou des fibres musculaires, peu nombreuses, fournissent néanmoins quelques données mécaniques sur la rupture. Cependant ces études n'ont pas réalisé une étude fine des structures lésées lors d'essais de traction à rupture. Les essais de traction à rupture *in vivo* ne sont pas éthiquement réalisables sur sujets humains. Se pose alors la question de la transposabilité des résultats obtenus sur les MTCs animaux aux propriétés mécaniques des MTCs humains à incorporer dans les modèles numériques.

5.3 Synthèse

La Figure 46 synthétise la partie précédente sur la rupture du complexe musculo-tendineux.

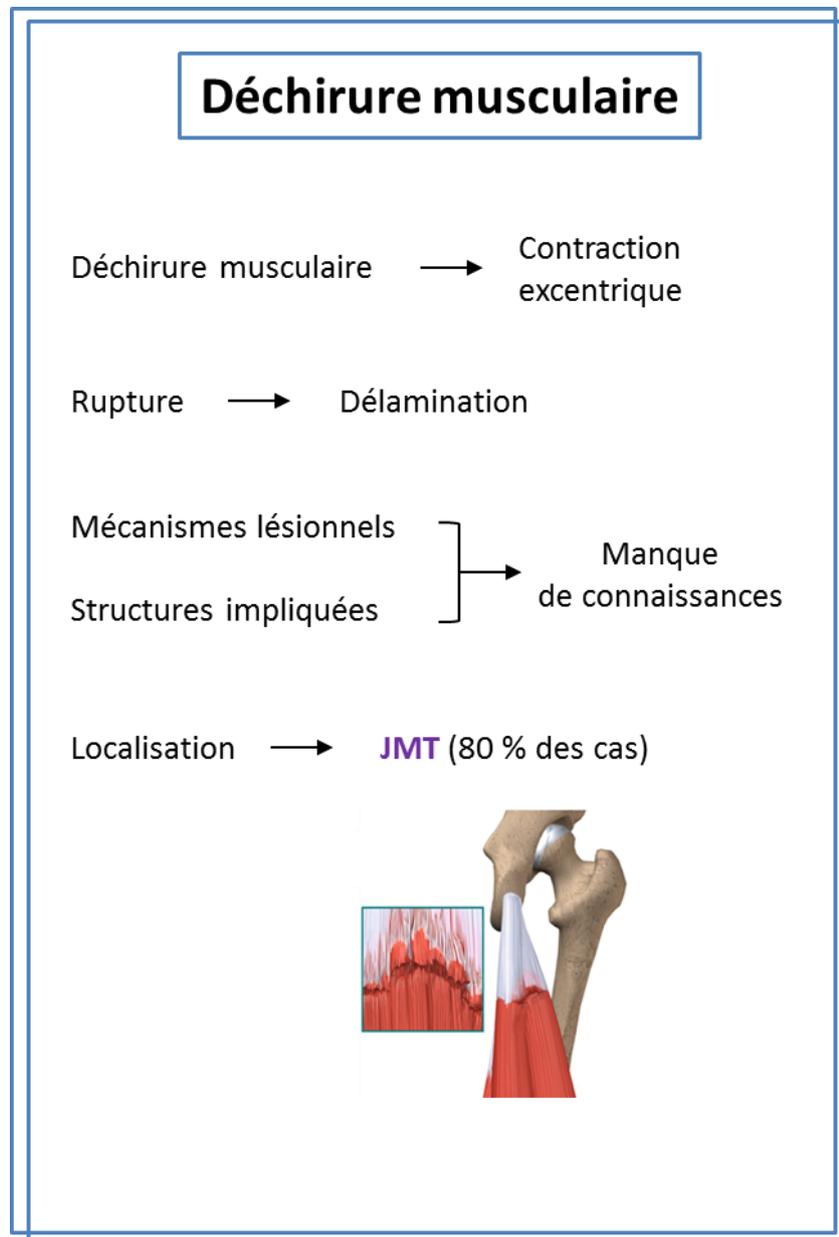


Figure 46 : Synthèse sur la rupture du complexe musculo-tendineux

6 La modélisation du complexe musculo-tendineux

La description des nombreuses expérimentations, réalisées *in vivo* ou *in vitro*, sur l'animal ou sur l'humain, et les propriétés mécaniques des différents éléments du complexe musculo-tendineux, vont servir de base de données pour les futures modélisations. Cette base de données sert d'entrée dans les modèles numériques de MTCs. Il existe dans la littérature deux principales modélisations du système musculo-squelettique.

6.1 Modélisation « câble »

Le MTC a longtemps été considéré selon une seule ligne d'activation. Les modèles « câble » représentent les muscles par leur direction d'activation. Le MTC, lors de sa contraction musculaire gérée par le raccourcissement du câble, met en mouvement les segments osseux les uns par rapports aux autres. Dans la littérature, cette modélisation « câble » est utilisée pour représenter le comportement simplifié de nombreux MTCs et en obtenir leur comportement mécanique : les muscles du tronc et leurs efforts sont étudiés par Calisse *et al.* (1999) avec cette modélisation. La modélisation des muscles de la jambe et la simulation de la marche ont été réalisés par Fraysse *et al.* (2009). Ce modèle câble peut être enrichi par d'autres modélisations afin d'obtenir un comportement plus spécifique et complexe des MTCs. Par exemple, Brolin *et al.* (2005) modélisent les muscles du rachis cervical avec des ressorts en série et en parallèle. Le comportement passif du MTC s'appuie sur les résultats expérimentaux de Myers *et al.* (1995) pour constituer les lois de comportement passif des MTCs. Enfin, le modèle de Hill permet de caractériser le comportement actif du MTC. Cependant, la modélisation « câble » procure des informations limitées au niveau des nœuds d'insertion et fournit une déformation constante le long du MTC.

6.1.1 Modèle de Hill

De nombreuses modélisations du comportement actif et passif du MTC sont présentes dans la littérature. Le modèle le plus utilisé est celui développé par Hill (1938), modèle qui fut ensuite amélioré en 1951 (Figure 47). Ce modèle rhéologique est un modèle théorique visant à restituer les propriétés mécaniques du MTC sans prendre en compte son anatomie. Ce modèle est constitué de trois composantes : chaque composante caractérise un comportement mécanique du MTC (Goubel et Linsel-Corbeil, 1998) :

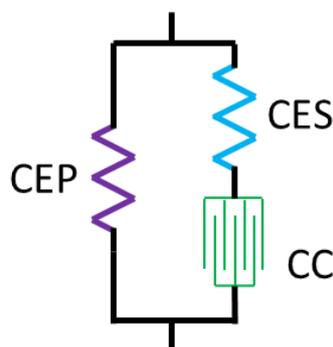


Figure 47 : Modèle de Hill (1951) CEP : composante élastique parallèle ; CES : composante élastique série ; CC : composante contractile (d'après Goubel et Linsel-Corbeil, 1998)

- Un ressort non amorti : la composante élastique série (CES), permet d'expliquer la chute brutale de l'effort lorsque le MTC est activé dans des conditions isométriques (MTC contracté à une longueur constante) subit un raccourcissement rapide.
- Une composante élastique parallèle (CEP) responsable de la tension de repos et servant aussi à rendre compte du comportement du MTC pour des allongements importants.
- Une composante contractile (CC), de type amortisseur, dont la vitesse de raccourcissement ne dépend que de la force développée par le MTC.

Le comportement spécifique au sein de la myofibrille *i.e.* le siège de la contraction musculaire, est modélisé par la composante élastique série (CES) et la composante contractile (CC). La composante élastique parallèle (CEP), quant à elle, permet de modéliser le comportement élastique du tissu conjonctif qui englobe les fibres musculaires (endomysium, perimysium ou epimysium).

6.1.2 Modèle de Hill amélioré

Le modèle de Hill a par la suite été amélioré par Zajac *et al.* (1989) en y ajoutant des paramètres architecturaux du complexe musculo-tendineux afin d'obtenir un modèle volumique du MTC, qui est alors considéré comme un assemblage de fibres identiques et indépendantes les unes des autres.

Anderson *et al.* (2002) ont élaboré un modèle de MTC composé d'un ressort en parallèle d'un amortisseur, le tout en série avec un ressort (Figure 48). Ce modèle leur permet d'étudier le comportement viscoélastique passif du MTC et de pouvoir en déterminer un coefficient d'amortissement visqueux pour le MTC (413 N.s.m^{-1}).

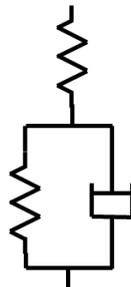


Figure 48 : Modèle rhéologique du MTC développé par Anderson *et al.* (2000)

Buchanan *et al.* (2004) ont amélioré le modèle de Hill en y incorporant l'angle de pennation des fibres musculaires. Le modèle de Hill est utilisé pour modéliser le muscle, en série avec des ressorts modélisant la raideur du tendon, de part et d'autre du muscle (Figure 49). La non-linéarité du tendon est prise en compte dans ce modèle.

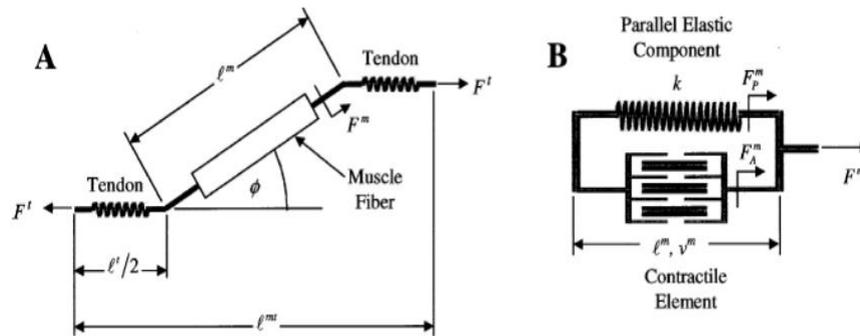


Figure 49 : A. Modèle rhéologique du complexe musculo-tendineux représentant la fibre musculaire en série avec le tendon. L'angle de pennation est pris en compte B. Modèle rhéologique de la fibre musculaire (d'après Buchanan *et al.*, 2004)

Cette modélisation a été reprise par Winter *et Challis* (2010), Arnold *et al.* (2011) ou encore Berranen *et al.*, (2012) pour modéliser le comportement mécanique du MTC dans leurs modèles.

6.2 Modélisation par la méthode des éléments finis

6.2.1 Comportement passif du complexe musculo-tendineux

La méthode des éléments finis (MEF) est massivement utilisée comme outil de recherche pour le dimensionnement de structures. Il s'agit de résoudre par divers algorithmes de calcul les équations de la mécanique des milieux continus. Les solutions du problème sont calculées en des points de référence (les nœuds) issus de la phase initiale de discrétisation géométrique. Pour d'autres points de l'espace, les solutions sont calculées par interpolation à partir des points de référence voisins de la zone étudiée.

De nombreux modèles utilisant la MEF ont été utilisés pour modéliser le MTC (Yucesoy *et al.*, 2002, Untaroiu *et al.*, 2005, Röhrle *et al.*, 2012, Zöllner *et al.*, 2012, Gras *et al.*, 2012, Berranen *et al.*, 2012, 2014, Webb *et al.*, 2014) (Figure 50-C). Pour ces différents modèles, l'hypothèse d'un matériau incompressible ou quasi-incompressible a été faite pour le MTC afin de représenter le comportement passif de ce dernier (Behr *et al.*, 2006, Blemker *et al.*, 2005, Takaza *et al.*, 2013) (Figure 50-A). La géométrie utilisée dans ces modèles numériques s'appuie sur des photographies, des acquisitions géométriques via des images I.R.M., des relevés dimensionnels ou encore des simplifications de la géométrie en utilisant des formes simples. De nombreuses propriétés mécaniques peuvent être mises en avant dans ces modélisations en éléments finis, telle l'incompressibilité du matériau, son isotropie dans le sens transversal ou encore son hyper-élasticité (Weiss *et al.*, 1996, Martins *et al.*, 1998, Yucesoy *et al.*, 2002, Behr *et al.*, 2006, Laville *et al.*, 2009, Tang *et al.*, 2009, Morrow *et al.*, 2010, Grasa *et al.*, 2011, Böl *et al.*, 2011, 2012, Spyrou *et Aravas*, 2012, Gras *et al.*, 2012, Hodgson *et al.*, 2012, Hernandez-Gascon *et al.*, 2013, Sanchez *et al.*, 2014, Webb *et al.*, 2014) (Figure 50-B-C). Les résultats issus de ces modèles sont ensuite comparés aux résultats théoriques (Weiss *et al.*, 1996), ou aux résultats expérimentaux (Tang *et al.*, 2009, Bosboom *et al.*, 2001, Grasa *et al.*, 2011, Gras *et al.*, 2012, Takaza *et al.*, 2013, 2013, Berranen *et al.*, 2012, 2014), afin de pouvoir valider le modèle établi. Cependant, aucune distinction des fibres ou de la matrice n'est faite dans les modèles EF du MTC. L'inclinaison des fibres n'est pas représentée, la description reste alors globale. Toutes les modélisations par éléments finis ne sont pas toujours validées, certaines d'entre elles sont comparées à des essais *in vitro* sur animaux (Bosboom *et al.*, 2001, Untaroiu *et al.*, 2005, Tang *et al.*, 2009, Grasa *et al.*, 2011, Gras *et al.*, 2011, Takaza *et al.*, 2013, 2013), d'autres avec des essais *in vivo* sur humains (Fréchède *et al.*, 2005, 2006, Behr *et al.*, 2006, Blemker *et Delp*, 2006) ou encore avec des essais *in vitro* sur humains (Fréchède *et al.*, 2005, 2006, Gras *et al.*, 2012, Böl *et al.*, 2011, 2012).

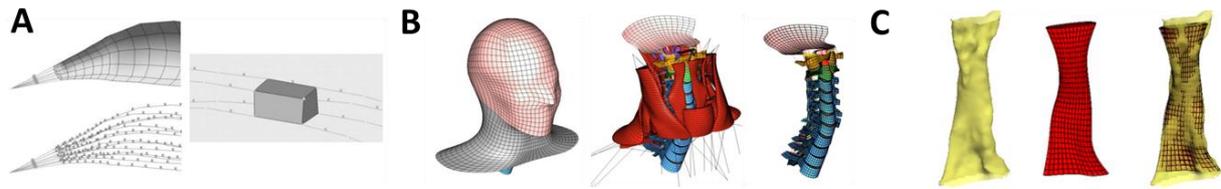


Figure 50 : Modélisation volumique de complexes musculo-tendineux. A. Modèle de complexe musculo-tendineux de Behr *et al.*, 2006. B. Modèle du rachis cervical de Laville *et al.*, 2009. C. Modèle du muscle sternocleidomastodeus de Gras *et al.*, 2012.

L'ensemble des propriétés mécaniques et des lois de comportement utilisées en données d'entrée dans les modèles éléments finis sont issus d'études expérimentales ou de modèles effectués sur les fibres et les MTCs.

La géométrie, le type d'éléments et les lois de comportement des matériaux utilisés dans les modélisations en éléments finis sont synthétisés dans le Tableau 10 et le Tableau 11 en ANNEXE C.

6.2.2 Comportement actif du complexe musculo-tendineux

Les modélisations en éléments finis actuelles ne proposent pas d'éléments volumiques contractiles. Les composantes active et passive sont donc calculées séparément puis sommées à chaque pas de calcul. Une matrice volumique passive est en général couplée avec des éléments unidirectionnels de type Hill pour la partie contractile (Martins *et al.*, 1998, Johansson *et al.*, 2000, Blemker *et al.*, 2005, Behr *et al.*, 2006, Jolivet *et al.*, 2007, Hedenstierna *et al.*, 2008, Tang *et al.*, 2009, Winter *et al.*, 2010, Böhl *et al.*, 2011, Zollner *et al.*, 2012, Berranen *et al.*, 2012, Inouye *et al.*, 2015) (Figure 51).

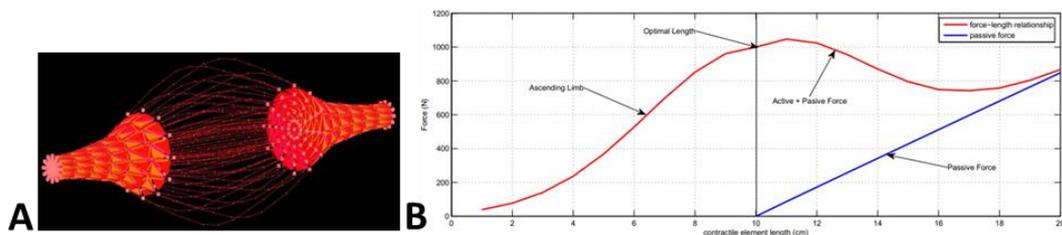


Figure 51 : A. Modélisation volumique en éléments finis du MTC avec des éléments contractiles sous forme de câbles. Relation force/longueur d'une fibre utilisée dans la modélisation précédente (d'après Berranen *et al.*, 2012)

6.2.3 Modélisation de la rupture en éléments finis

La modélisation en EF de la rupture est possible mais cette méthode requiert des temps de calculs considérables ainsi qu'une connaissance *a priori* du pattern de rupture. Plusieurs difficultés sont liées à la simulation 3D en EF de la rupture : la localisation précise de la zone de rupture, la continuité de la fissuration ou encore le choix du critère de rupture (Lorentz *et al.*, 2012). La méthode par nœuds fantômes peut être une des solutions pour répondre aux problèmes de la simulation de la rupture en EF (Van Der Meer *et al.*, 2010) (Figure 52). Il est à noter que les simulations en EF utilisant des modèles locaux de rupture sont très sensibles au maillage (Phan *et al.*, 2013). Un simple raffinement du maillage ne suffisant pas, il faut pour cela utiliser la méthode XFEM (Extended Finite Elements Method). Cette nouvelle méthode a été introduite pour tenir compte des problèmes de convergence des EF lors de remaillages. Il existe cependant des nouvelles méthodes

permettant de modéliser la rupture et sa propagation sans remaillage (Moes *et al.*, 1999), en rendant la représentation de la rupture indépendante des éléments. Ceci est réalisé par l'introduction d'une discontinuité en déplacement indépendante du maillage (Moes *et al.*, 1999). D'autres modèles, hybrides, sont réalisés avec des matériaux fibres/matrice décrits à l'aide de la mécanique continue et des zones de fissures décrites discrètement, en introduisant la mécanique des fractures finies (Ladevèze *et al.*, 2006).

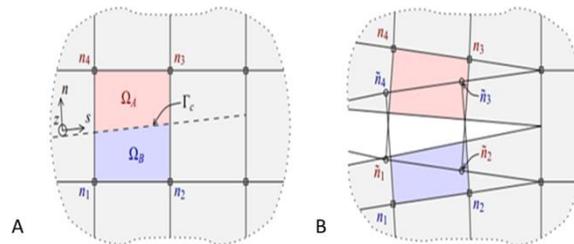


Figure 52 : Connexion entre deux éléments. A. MEF classique. B. MEF avec nœuds fantômes (d'après Van Der Meer *et al.*, 2010)

D'autres techniques de rupture de matériau en éléments finis sont aussi envisagées, telle la découpe de tissu mou par scalpel par la technique de découpe minimale («minimal cutting») (Mar *et al.*, 2000) (Figure 53). Celle-ci est réalisée en ajoutant des éléments lors de la découpe. Mais l'une des faiblesses de cette méthode est que le rajout d'éléments peut conduire à rendre le modèle instable. De plus, cette méthode n'est pour l'instant valide que pour des déformations linéaires inférieures à 10 %.

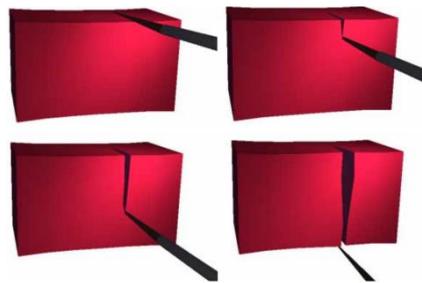


Figure 53 : Découpe numérique d'un tissu mou sous tension modélisé en éléments finis avec la technique de découpe minimale (d'après Mar *et al.*, 2000)

La MEF voit ses limites apparaître dans les problèmes avec des grandes déformations ou des grands déplacements. De plus, les temps de calcul deviennent alors très importants, d'autant plus si le pattern de fissuration n'est pas connu à l'avance. S'ajoute à cela le fait que la MEF est utilisée pour modéliser des milieux continus, or, comme nous l'avons vu précédemment, le MTC n'est pas un milieu continu.

Ainsi la méthode des éléments finis n'est pas la plus adaptée pour modéliser la déchirure musculaire. Il nous faut donc utiliser une autre méthode plus apte à modéliser la rupture d'un matériau non continu ainsi que sa microstructure.

7 Modélisation par la méthode des éléments discrets

7.1 La méthode des éléments discrets

La DEM (Discrete Element Method) ou modélisation par éléments discrets, permet de modéliser des milieux discontinus ou continus, comme un assemblage d'éléments discrets (André *et al.*, 2012). Cette méthode est notamment utilisée pour modéliser les comportements des matériaux granulaires, des phases de coupe sur les composites ou encore des phases de polissage (Iordanoff *et al.*, 2008). Les éléments discrets les plus simples, notamment pour gérer les contacts, sont les éléments sphériques. Ces derniers peuvent être liés entre eux par des ressorts ou des éléments poutre (Figure 54). Cette méthode permet d'obtenir une description macroscopique du comportement d'un matériau grâce à une description microscopique (Fillot *et al.*, 2007, André *et al.*, 2012). Grâce à cette méthode de modélisation, le comportement global du matériau est défini par les lois d'interactions mécaniques agissant sur les particules, appliquées à l'échelle microscopique et par la microstructure générée par l'assemblage des éléments discrets.

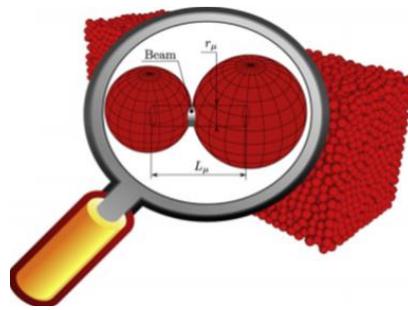


Figure 54 : Modélisation d'un milieu par la DEM et zoom sur deux particules en interaction (d'après André *et al.*, 2012)

Il existe deux types de forces entre les éléments discrets (Iliescu *et al.*, 2010) :

- Les forces de contact qui sont des forces unilatérales (Figure 55-A).
- Les forces d'articulation : forces bilatérales s'exerçant sur le lien solide, créé entre deux sphères adjacentes reliées (ressort ou poutre) (Figure 55-B).

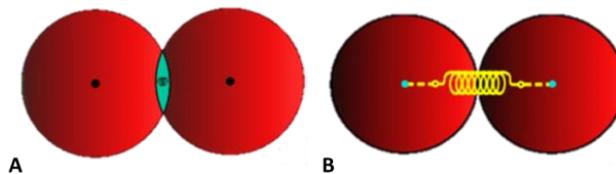


Figure 55 : A. Éléments discrets en contact. B. Liens (ressort) entre deux éléments discrets (d'après www.granoo.org)

Pour résoudre un modèle par éléments discrets, des solveurs implicites ou explicites sont mis en place. Dans le cas de phénomènes dynamiques, le solveur explicite est souvent préféré. Cette méthode de modélisation comprenant une phase de calcul en dynamique (par méthode explicite avec un algorithme de Verlet (Cundal *et Strack*, 1979)), permet de déterminer les forces appliquées ainsi que les accélérations, vitesses et positions des particules. La plateforme GranOO (Granular Oriented Object, www.granoo.org) est utilisée pour effectuer les calculs. Elle a été mise en place par I. Iordanoff, J.L. Charles, D. André *et al.* à l'Institut de Mécanique et d'Ingénierie (I2M) des Arts et Métiers de Bordeaux (André, Charles & Iordanoff, *3D Discrete Element Workbench for Highly Dynamic Thermo-mechanical Analysis: GranOO*, volume 3, Wiley). Cette plateforme permet de créer des modélisations en éléments discrets et d'effectuer les simulations en dynamique explicite. Il s'agit d'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.

Une partie de post-traitement a été ajoutée, permettant d'obtenir des images numériques du problème et de quantifier les forces et déplacements des particules. Ceci, afin de visualiser les simulations et de pouvoir les comparer avec les essais expérimentaux sur MTCs réels. Cependant, lors d'une modélisation DEM, il faut vérifier le nombre de particules à modéliser car ce nombre est limité à environ 10^4 voire 10^6 particules au maximum, pour obtenir des temps de calcul raisonnables (Iordanoff *et al.*, 2008). Pour notre étude visant à obtenir des résultats qualitatifs, on fixera un nombre de particule (environ 10^4 particules) pour obtenir une modélisation correcte des éléments constituant le complexe muscle-tendon (fibres, tendon, ...).

Lors d'une simulation DEM, la vitesse des essais doit être correctement choisie. En effet, la vitesse critique de la structure correspond à la vitesse de propagation de l'onde de traction dans le MTC. La vitesse de traction de notre essai doit donc être très inférieure à cette vitesse critique afin de permettre la propagation de l'onde de traction. Il faut aussi veiller, pour les mêmes raisons que précédemment, à choisir un pas de temps de calcul inférieur au temps caractéristique du système, sachant que le pas de temps de calcul va fixer notre vitesse de traction et donc notre durée de calcul (Fillot *et al.*, 2007). Le temps caractéristique du MTC est lié à la pulsation propre du système car il s'agit d'une structure composée d'ensembles masses-ressorts. Cette pulsation propre sera maximisée en prenant en compte la raideur la plus importante du système et la masse la plus faible. Nous avons donc $\omega_{max} = 2\pi \sqrt{\frac{k_{max}}{m_{min}}}$. Nous obtenons ainsi une limite supérieure extrême. Cette valeur est en fait plus importante que la pulsation maximale réelle du système qui correspond à $\Omega_{max} = \max(2\pi \sqrt{\frac{k}{m}})$, pour chaque système masse-ressort composant le MTC. Avec ω_{max} , nous obtenons donc un ordre de grandeur de la pulsation propre maximale du système (Cundal *et Strack*, 1979). Nous pouvons donc remonter au temps caractéristique du système, $T_{caractéristique} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{m_{min}}{k_{max}}}$ et ainsi choisir un pas de temps pour l'essai permettant de satisfaire les 2 conditions suivantes :

$$V_{Essai} \ll V_{Critique} \text{ et } \Delta t_{Essai} \ll T_{Caractéristique}$$

Avec :

$$V_{Essai} = \frac{\text{Déplacement max}}{\text{Nbre Itérations} \cdot \Delta t_{essai}} \quad (1)$$

$$V_{Critique} = \frac{3 \cdot R_{max}}{T_{caractéristique}} \quad (2)$$

L'ANNEXE D détaille le calcul du temps critique en fonction des paramètres géométriques du MTC.

Cette méthode de modélisation permet d'effectuer des études à différentes échelles de discrétisation, en faisant varier de nombreux paramètres simplement. Le suivi des éléments discrets ainsi que la connaissance complète du comportement des liens au cours de la simulation permet d'obtenir des informations complémentaires sur la déformation globale et locale du matériau.

7.2 Modélisation DEM du comportement du MTC

La modélisation du comportement passif du MTC en DEM, se trouvera simplifiée par l'utilisation de ressorts linéaires dont leur valeur de raideur sera fixée en fonction de l'utilisation du lien. L'effet structure permettra de rendre compte du comportement passif global du MTC.

Le comportement actif du MTC sera simple à modéliser. En effet, dans de nombreuses modélisations par E.F., la contractibilité du MTC est gérée par des liens ressorts qui se compriment afin de modéliser l'activation musculaire. En utilisant des ressorts dans notre méthode de modélisation, il sera alors simple d'implémenter une loi d'activation musculaire dans le comportement mécanique des ressorts.

L'un des avantages de cette méthode est qu'il est possible de mieux comprendre les mécanismes de rupture dans la structure et d'obtenir facilement le comportement de chaque élément lors la rupture. Ainsi, l'influence de la microstructure sur la rupture locale et globale. En effet, l'implémentation de la rupture dans le code de calcul est simple et peu couteuse en temps de calcul. Elle consiste à supprimer les liens cassés lorsque leur déformation devient plus élevée que le critère de rupture fixé par l'utilisateur. Cette méthode est utilisée pour modéliser les phases d'usinages sur matériaux fibreux (composites, bois, ...) ou sur des pièces mécaniques (André *et al.*, 2013, Dau *et al.*, 2014, Maheo *et al.*, 2015).

La modélisation par éléments discrets semble donc être un outil adéquat pour la modélisation du complexe musculo-tendineux mais également pour sa rupture.

7.3 Synthèse

La Figure 56 synthétise les deux parties précédentes concernant les différences de modélisation entre la MEF et la DEM.

Modélisations de MTC		
	M.E.F.	D.E.M.
Modélisation du MTC	++	.
Matériau multi-échelle	--	++
Adaptation de la géométrie	+++	++
Validation expérimentale	+	.
Rupture	--	+++
Temps de calcul	--	+
Macro <-> Micro	-	+
Éléments linéaires simples	++	++

Figure 56 : Synthèse des deux parties précédentes concernant les différences de modélisation entre la MEF et la DEM

8 Synthèse et objectifs de la thèse

Cette revue de littérature a permis d'identifier les éléments intervenant lors de la déchirure musculaire. La modélisation à l'échelle macroscopique du complexe musculo-tendineux a été retenue, en modélisant les fibres musculaires, l'épimysium et la matrice extracellulaire, mais aussi le tendon, et en s'attardant surtout sur la jonction myo-tendineuse qui est l'un des sièges principaux de la déchirure musculaire.

Une connaissance des propriétés mécaniques (modules d'Young, coefficients de viscosité, ...) des différents éléments constituant le complexe musculo-tendineux est nécessaire afin de pouvoir, par la suite, réaliser des modèles du complexe musculo-tendineux du point de vue macroscopique pour des essais de traction.

Une modélisation par éléments discrets a été préférée à une modélisation par éléments finis, du fait de l'étude d'une phase de rupture d'un matériau multi-échelle non-continu.

L'objectif de la thèse est de décrire le phénomène de déchirure musculaire en utilisant la méthode des éléments discrets et en s'appuyant sur des essais expérimentaux pour valider les modèles numériques.

Dans une première partie, une modélisation du complexe musculo-tendineux, par la méthode des éléments discrets est réalisée. Une attention particulière est portée sur la conservation de la morphologie du complexe musculo-tendineux (angle de pennation, différents constituants, proportions). Suite à cela, une première validation de ce modèle est réalisée par une modélisation du comportement en traction passive du complexe musculo-tendineux. A cette fin, nous nous sommes appuyés sur les travaux de L-L. Gras (thèse, 2011) ; cette dernière a effectué des essais de tractions passives sur le muscle sternocleidomastoïdien humain, à différentes vitesses de sollicitations. Cette phase permet de valider la construction du modèle et d'adapter les propriétés mécaniques issues de la littérature à notre problème. Suite à cette validation du modèle, un plan d'expérience est mené pour étudier l'influence des paramètres géométriques (longueurs, largeurs, inclinaison des fibres) afin de déterminer quels paramètres géométriques ont la plus grande influence sur le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux.

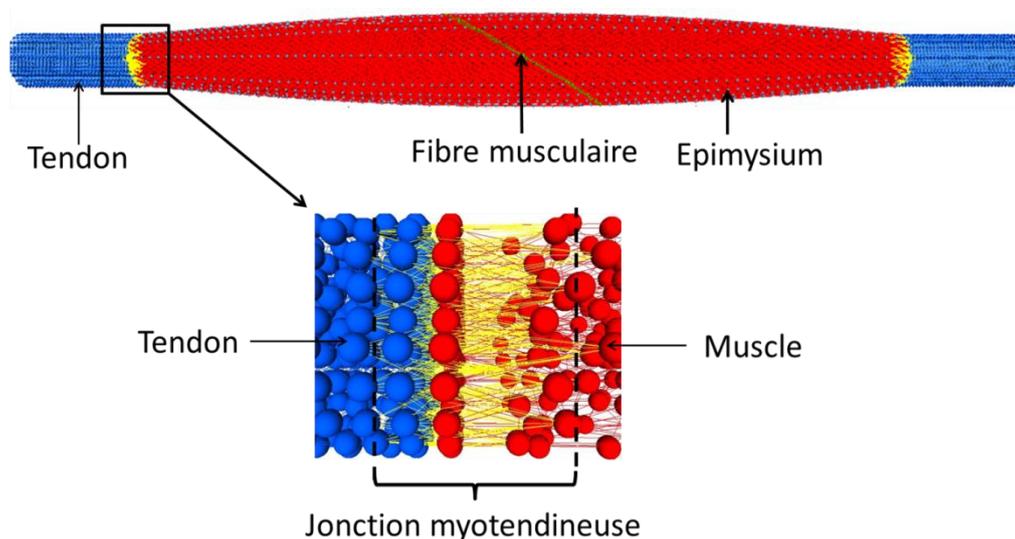
La rupture du complexe musculo-tendineux fait l'objet de la deuxième partie. Pour cela, le phénomène de rupture est implémenté dans le code de calcul de la méthode des éléments discrets ainsi que la répartition des contraintes dans chaque élément. Il est ainsi possible de créer une rupture du complexe musculo-tendineux lors d'une elongation passive. Suite aux essais cliniques réalisés sur l'ensemble tendon d'Achille/triceps sural (muscles gastrocnémiens interne et externe et muscle soléaire) provenant de pièces anatomiques humaines, il est possible de comparer les résultats obtenus expérimentalement au modèle de rupture, notamment au niveau des taux de déformation à rupture, de la localisation de la rupture et des mécanismes de rupture en jeux. Une modélisation DEM de l'ensemble tendon d'Achille/triceps sural est réalisée et soumise à une sollicitation de traction jusqu'à rupture. Cette étape permet de valider les résultats et modélisations numériques vis-à-vis des essais expérimentaux réalisés au préalable.

L'étape suivante s'attache à modéliser la contraction musculaire par la méthode des éléments discrets afin d'obtenir le comportement actif du MTC, essentiel pour la modélisation de la déchirure musculaire. L'activation musculaire est implémentée au niveau des fibres musculaires. Une validation du comportement actif du MTC est réalisée. L'influence des paramètres morphologiques sur le comportement actif est également étudiée.

Cette dernière étape, combinée à la traction destructive a permis d'étudier la faisabilité de modéliser la déchirure du MTC par la DEM, mais également d'étudier les structures endommagées et les mécanismes de rupture. Cette dernière partie ouvre des possibilités d'utilisation cliniques de ce modèle pour comprendre et prévenir des blessures par déchirure musculaire.

TRAVAIL PERSONNEL

Construction et validation d'un modèle du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets



Comme nous l'avons vu dans la revue de littérature, l'utilisation des méthodes de modélisation ont été abondamment utilisées en biomécanique pour représenter le fonctionnement du MTC ainsi que son comportement mécanique. La plupart des modélisations du MTC sont des modèles éléments finis permettant de simuler le comportement du MTC comme un matériau quasi-incompressible, anisotrope, souvent hyper-élastique et non-linéaire (Weiss *et al.*, 1996, Bosboom *et al.*, 2001, Untaroiu *et al.*, 2005, Laville *et al.*, 2009, Tang *et al.*, 2009, Grasa *et al.*, 2011, Böl *et al.*, 2011, 2012, Gras *et al.*, 2012, Hodgson *et al.*, 2012, Hernandez-Gascon *et al.*, 2013, Sanchez *et al.*, 2014, Webb *et al.*, 2014). Cependant, comme il a été vu dans la revue de littérature, la méthode des éléments finis ne permet pas une modélisation correcte des matériaux non-continus ainsi qu'une modélisation simple du phénomène de rupture. La méthode de modélisation par éléments discrets semble donc être mieux adaptée pour la construction géométrique du MTC ainsi que pour sa caractérisation mécanique et sa rupture.

Cette partie a fait l'objet d'une publication : Roux, A., Laporte, S., Lecompte, J., Gras, L.-L., & Iordanoff, I. (2016). Influence of muscle-tendon complex geometrical parameters on modeling passive stretch behavior with the Discrete Element Method. *Journal of Biomechanics*, 49, pp. 252-258.

Chapitre 1 : Construction du modèle du complexe musculo-tendineux en DEM

1 Introduction

L'utilisation des méthodes de modélisation ont été abondamment utilisées en biomécanique pour représenter le fonctionnement du MTC ainsi que son comportement mécanique. La plupart des modélisations du MTC sont des modèles éléments finis permettant de simuler le comportement du MTC comme un matériau quasi-incompressible, anisotrope, souvent hyper-élastique et non-linéaire (Weiss *et al.*, 1996, Bosboom *et al.*, 2001, Untaroiu *et al.*, 2005, Laville *et al.*, 2009, Tang *et al.*, 2009, Grasa *et al.*, 2011, Böhl *et al.*, 2011, 2012, Grasa *et al.*, 2012, Hodgson *et al.*, 2012, Hernandez-Gascon *et al.*, 2013, Sanchez *et al.*, 2014, Webb *et al.*, 2014). Cependant, comme il a été vu dans la revue de littérature, la méthode des éléments finis ne permet pas une modélisation correcte des matériaux non-continus dont il est difficile de prendre en compte la microstructure et dont les lois de comportement complexes sont nécessaires pour modéliser leurs comportements mécaniques. La méthode de modélisation par éléments discrets semble donc être mieux adaptée pour la construction géométrique du MTC ainsi que pour sa caractérisation mécanique et sa rupture. En effet, cette méthode permet de relier la microstructure du MTC à ses propriétés mécaniques émergentes. Au vu de la morphologie complexe du MTC et du manque de compréhension des relations micro-macro, la DEM est préférée pour ce type de modélisation.

Des premières modélisations DEM du MTC ont été réalisées par L-L. Grasa (Grasa, thèse, 2011). Ces modélisations représentent le muscle du point de vue macroscopique, avec la possibilité de faire varier la longueur ventrale du muscle, sa largeur ainsi que l'angle d'inclinaison des fibres. En s'intéressant à la déchirure musculaire, nous avons vu qu'il est nécessaire de s'intéresser à l'ensemble muscle-tendon ainsi qu'à la jonction myo-tendineuse. Il est donc nécessaire de reprendre la modélisation précédente afin d'intégrer une partie tendineuse ainsi que la jonction myo-tendineuse (avec possibilité de modifier la longueur et la largeur du tendon). Cet ajout étant difficilement implémentable sur le modèle précédent, la création d'un nouveau modèle DEM du complexe muscle-tendon a donc été envisagée.

Le but de ce chapitre est donc de modéliser le MTC en DEM, à l'échelle macroscopique, en veillant à conserver les propriétés géométriques du MTC et de ses composants. Il faudra aussi veiller à lier les différents éléments entre eux et enfin donner à chaque constituant du MTC ses propriétés mécaniques en rapport avec la littérature.

2 Matériels et Méthodes

2.1 Construction géométrique

La construction du modèle DEM du MTC s'appuie sur différentes étapes afin de représenter géométriquement tous les constituants du MTC (Figure 57). La fibre musculaire est d'abord modélisée. Un ensemble de fibres est ensuite construit sous forme d'un « pavé » de fibres musculaires. La forme du MTC est découpée, ses extrémités circulaires, sont extrudées de part et d'autre pour former les zones tendineuses. Les composants du MTC (epimysium, MEC, JMT) sont modélisés sous la forme de liens entre les différentes structures concernées.

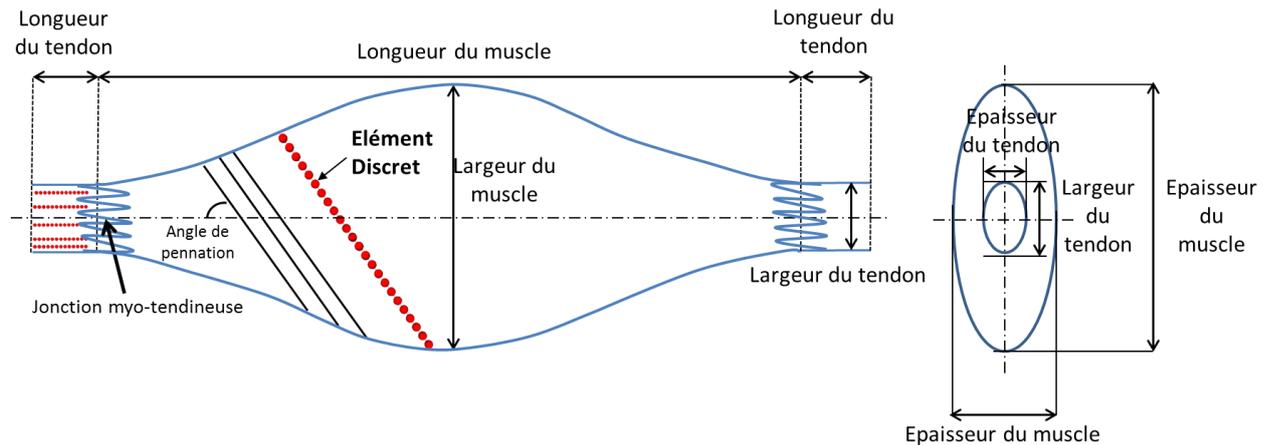


Figure 57 : Construction géométrique du complexe musculo-tendineux

2.1.1 Construction des fibres musculaires

Le muscle est réalisé par extrusion d'un « pavé » de fibres puis, sa forme est « découpée » à l'intérieur. Une fibre musculaire est modélisée par un alignement d'éléments discrets reliés entre eux. La première étape de construction correspond donc à la détermination du pas entre les éléments discrets dans les directions verticales et horizontales. Pour cela, la condition à respecter est la non-pénétration des éléments dans ces deux directions mais également en suivant la direction de l'angle de pennation du muscle (Figure 58).

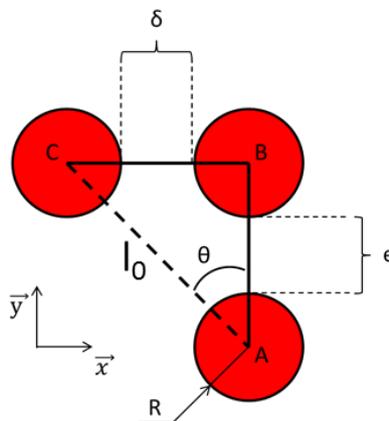


Figure 58 : Paramétrage du positionnement des éléments discrets avec θ : Angle de pennation, e : Distance verticale entre deux éléments discrets et δ : Distance horizontale entre deux éléments discrets, l_0 : Distance entre deux éléments discrets suivant la direction des fibres

Le pas suivant la verticale est noté $pas_Y = 2R + e$, et le pas suivant l'horizontale est noté $pas_X = 2R + \delta$ (le pas suivant la profondeur est fixé, égal à pas_X) avec R , le rayon d'un élément discret, e , la distance verticale entre deux éléments discrets et δ la distance horizontale entre deux éléments discrets.

Géométriquement, nous avons
$$\tan(\theta) = \frac{2R + \delta}{2R + e} \quad (3)$$

avec θ : angle de pennation

D'où
$$\delta = \tan(\theta) (2R + e) - 2R \quad (4)$$

La condition de non-contact entre les éléments nous oblige à avoir un écart entre deux éléments discrets d'au minimum $3R$, ce qui équivaut à fixer la condition suivante : $\delta \geq R$

En remplaçant nous obtenons donc :
$$\tan(\theta) (2R + e) - 2R \geq R \quad (5)$$

D'où
$$e \geq R \left(\frac{3}{\tan(\theta)} - 2 \right) \quad (6)$$

Il est possible de tracer différents coefficients e/R (Figure 59), nous remarquons que $e < 0$ pour $\theta \geq 56^\circ$.

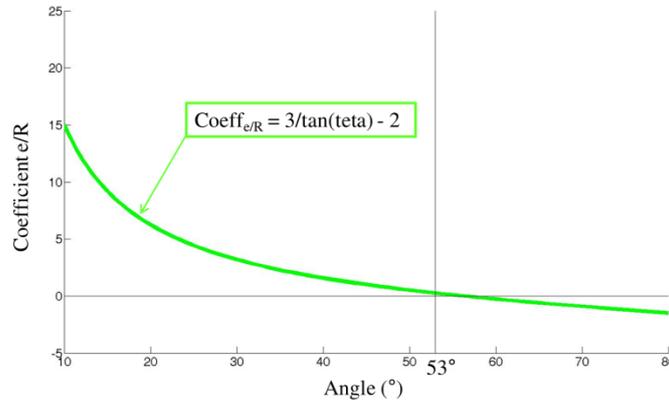


Figure 59 : Evolution du coefficient e/R en fonction de l'angle de pennation avec R : rayon des éléments discrets et e : distance verticale entre deux éléments discrets

On souhaite par la suite minimiser au maximum la distance entre les éléments discrets selon les directions horizontales et verticales. Il faut aussi veiller à ce que le pas dans l'une de ces deux directions ne soit pas trop important.

Nous avons donc
$$\alpha R \leq e \leq \gamma R \quad (7)$$

Et
$$\alpha R \leq \delta \leq \beta R \text{ avec } \alpha < \beta \quad (8)$$

Et α, β, γ des coefficients à déterminer pour répondre aux deux conditions précédentes

Nous avons toujours,
$$\tan(\theta) = \frac{2R + \delta}{2R + e} \quad (9)$$

Si l'on s'intéresse à la relation sur δ , nous obtenons :

$$(2 + \alpha)R \leq 2R + \delta \leq (2 + \beta)R \quad (10)$$

La relation sur e donne :

$$(2 + \alpha)R \leq 2R + e \leq (2 + \gamma)R \quad (11)$$

Nous obtenons donc :

$$\frac{(2+\alpha)}{(2+\gamma)} \leq \tan(\theta) \leq \frac{(2+\beta)}{(2+\alpha)} \quad (12)$$

Dans notre cas, $\alpha = 1$ et $\beta = 2$ et $\gamma \gg 1$

$$0 \leq \tan(\theta) \leq \frac{4}{3} \quad (13)$$

D'où $\theta \leq 53^\circ$ ce qui correspond à la valeur maximale de l'angle pour lequel les formules décrites précédemment restent vérifiées ($e > 0$ pour $\theta \leq 56^\circ$). Au niveau physiologique, les angles de pennation des MTC sont inférieurs ou égaux à 30° , les formules précédentes sont donc valables pour nos modélisations.

Pour la construction des MTC, nous utiliserons donc $e = R\left(\frac{3}{\tan(\theta)} - 2\right)$ et $\delta = \tan(\theta)(2R + e) - 2R$. La longueur entre deux éléments discrets de fibre musculaire (l_0) est donc fixée.

Il est à noter que lors de la construction du modèle, les éléments discrets peuvent être, aléatoirement, très légèrement désalignés entre eux (tout en conservant la condition de non-contact) afin de créer un léger désordre dans la structure. Cela permet de rendre le modèle plus réaliste et d'éviter des problèmes numériques lors des simulations liés à une géométrie trop parfaite.

2.1.2 Création du volume musculaire

L'étape suivante consiste à construire un « pavé » de fibres musculaires. Les longueurs, largeurs et épaisseurs du pavé sont fixées aux valeurs du muscle. Afin de respecter une forme physiologique simple du MTC, l'allure de l'enveloppe externe est approximée dans un premier temps à une sinusoïde. Pour cela, deux sinusoïdes sont utilisées, reliées entre elles avec une continuité de la tangente au point de raccord afin d'obtenir la forme escomptée (Figure 60).

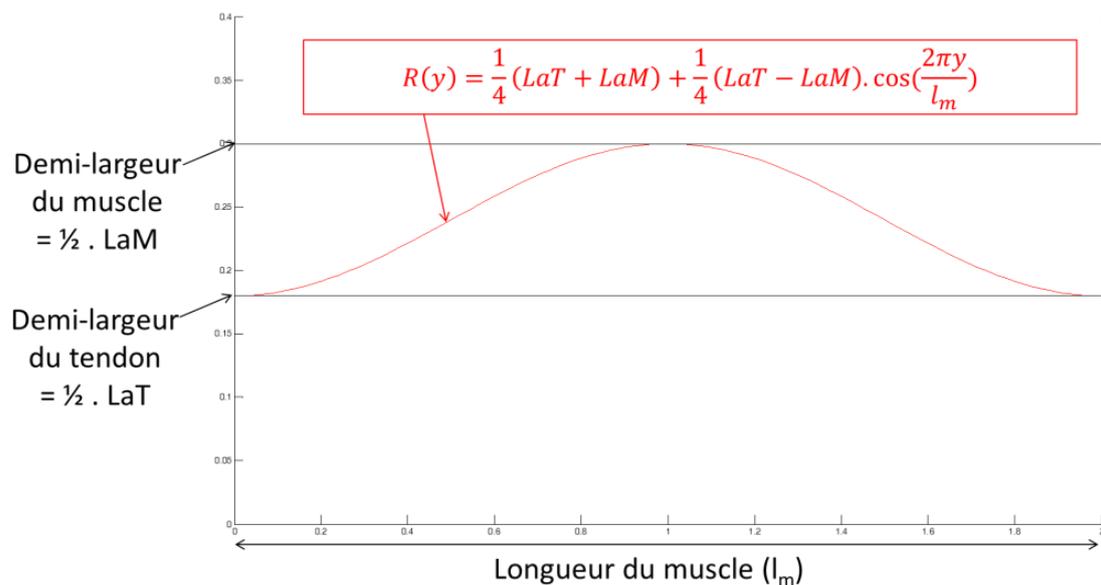


Figure 60 : Représentation de la courbe enveloppe du muscle

La « découpe » de la forme du muscle est ensuite effectuée circulairement autour de l'axe Y, avec un rayon variable, qui dépend de l'enveloppe sinusoïdale choisie précédemment :

$$R(y) = \frac{1}{4}(LaT + LaM) + \frac{1}{4}(LaT - LaM) \cdot \cos\left(\frac{2\pi y}{l_m}\right) \quad (14)$$

Avec LaT = Largeur du Tendon, LaM = Largeur du Muscle et l_m = Longueur du Muscle.

Pour obtenir une forme extérieure du muscle la plus continue possible ainsi qu'une bonne répartition de la masse dans chaque coupe horizontale, les points situés à proximité du rayon $R(y)$ sont recentrés sur le cercle, comme expliqué sur les schémas de la Figure 61.

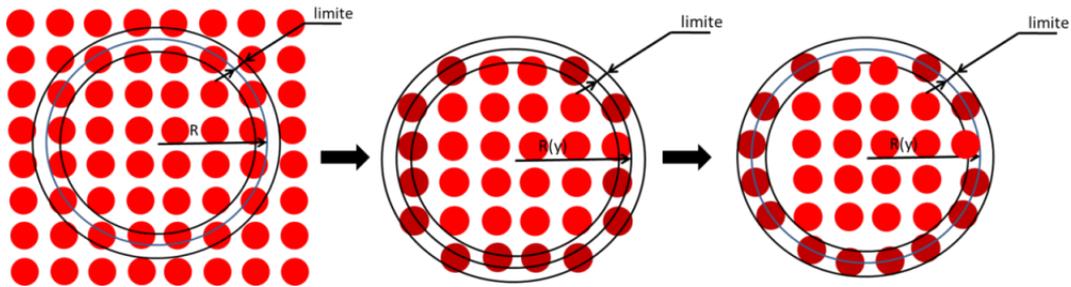


Figure 61 : Découpe de l'enveloppe du muscle et recalage des points extérieurs à proximité du cercle de rayon $R(y)$

Suite à cette étape, nous avons découpé la forme du muscle dans le « pavé » d'éléments discrets créé précédemment (Figure 62).

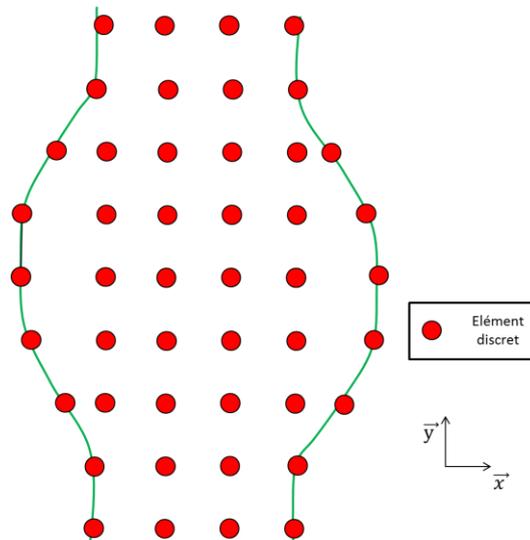


Figure 62 : Schéma 2D du muscle découpé à partir du "pavé" d'éléments discrets

La dernière étape consiste à modéliser le tendon. Le tendon est lui aussi composé de fibres (alignées dans l'axe principal du muscle). Le tendon a été créé par la même méthode que précédemment : des fibres tendineuses sont extrudées à partir des éléments situés à chaque extrémité du muscle, pour former la partie tendineuse. Identiquement au muscle, les éléments proches du bord extérieur sont remplacés pour obtenir une conservation de la masse du tendon.

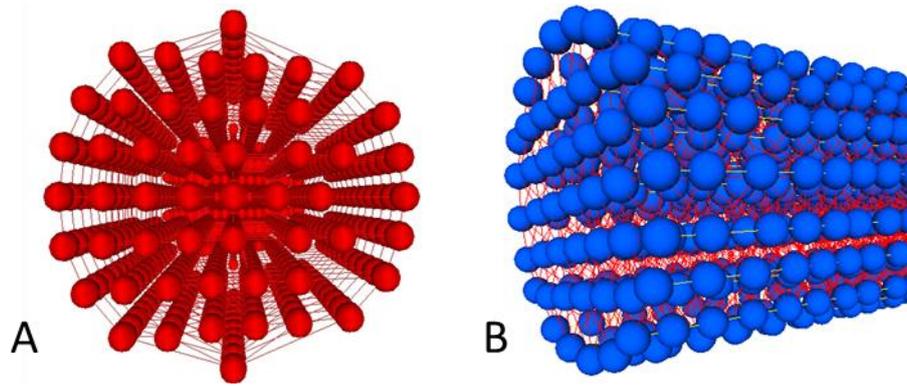


Figure 63 : A. Répartition uniforme des éléments discrets à l'intérieur du tendon B. Modélisation DEM du tendon

2.2 Liens entre les constituants du MTC

Des éléments discrets sphériques sont créés pour représenter tous les constituants du MTC. Un fichier géométrique a donc été élaboré (C++) pour construire le MTC puis ce fichier a été compilé à l'aide du logiciel GranOO (www.granoo.org). Ce fichier est ensuite utilisé par le logiciel en tant que géométrie de base, sur laquelle sont implémentées les propriétés mécaniques et les conditions limites de la sollicitation. Les éléments discrets provenant d'un même constituant sont reliés entre eux pour obtenir un « SetOf ». Certains liens sont aussi créés pour représenter le comportement des structures entre deux « SetOf », par exemple la jonction myo-tendineuse, modélisée par des liens multiples entre les éléments du muscle et ceux du tendon.

Les fibres musculaires sont constituées par un alignement d'éléments discrets reliés entre eux. Elles sont inclinées par rapport à l'axe du MTC de l'angle de pennation (pouvant varier entre 0 et 53 °). Les fibres musculaires peuvent glisser les unes par rapport aux autres grâce aux liens de matrice créés entre elles. Les fibres tendineuses ont la même architecture que les fibres musculaires. Elles sont aussi constituées par des liens entre les éléments discrets du tendon, mais ont pour direction l'axe du tendon.

L'enveloppe du muscle (epimysium) est créée par des liens entre tous les éléments situés sur le contour extérieur du muscle. Il en est de même pour l'enveloppe des parties tendineuses. Des liens sont aussi ajoutés entre l'epimysium et les fibres (musculaires ou tendineuses) pour modéliser le comportement mécanique de l'interface entre les deux entités lors du mouvement de la structure globale.

La MEC est ensuite modélisée par des liens dans toutes les directions entre un élément discret de fibre et ses éléments discrets voisins. Le caractère isotrope de la MEC est donc représenté par les liens de MEC, dans toutes les directions de l'espace (l'anisotropie du MTC est, quant à elle, représentée par la direction principale de sollicitation donnée par l'orientation des fibres musculaires). La MEC est agencée à l'intérieur du muscle mais aussi à l'intérieur des zones tendineuses (Figure 64). Dans notre modélisation, la MEC regroupe tous les tissus contenus à l'intérieur du muscle, à la fois la matrice extracellulaire présente entre les fibres, mais aussi les enveloppes de tissu conjonctif entourant les fascicules musculaires tel l'endomysium. Ces différents tissus (de la Composante Élastique Parallèle) sont regroupés dans ce que nous appellerons dans la suite de l'étude : la MEC avec ses propriétés mécaniques propres.

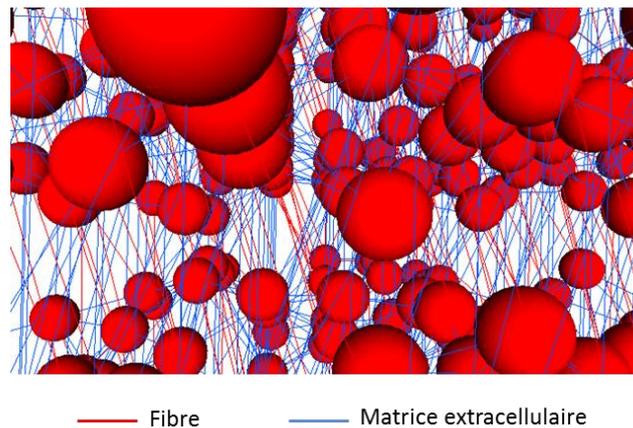


Figure 64 : Modélisation en DEM de la matrice extracellulaire et des fibres

La JMT, quant à elle, est modélisée par les liens multiples entre les deux structures adjacentes, muscle et tendon, en veillant à respecter la structure en forme de main de l'insertion («finger-like insertion») décrite dans la littérature (Trotter *et al.*, 1985, 2002, Zamora *et al.*, 1988, Hijikata *et al.*, 1993, Turinna *et al.*, 2013, Knudsen *et al.*, 2014).

La première étape de la construction de la JMT consiste à relier de façon quasi-rectiligne l'extrémité du muscle avec celle du tendon. Des liens ont donc été aménagés entre les éléments discrets du plan de coupe situés à l'extrémité du muscle et les éléments discrets du tendon proche du plan de coupe. Sachant que le nombre d'éléments discrets appartenant à l'extrémité du muscle est plus important que le nombre d'éléments appartenant au tendon, il en résulte qu'un élément du tendon peut être relié à plusieurs éléments de l'extrémité du muscle. Ceci permet la liaison entre tous les éléments et simule également l'insertion du tendon dans le muscle avec une pénétration quasi-rectiligne (Figure 65).

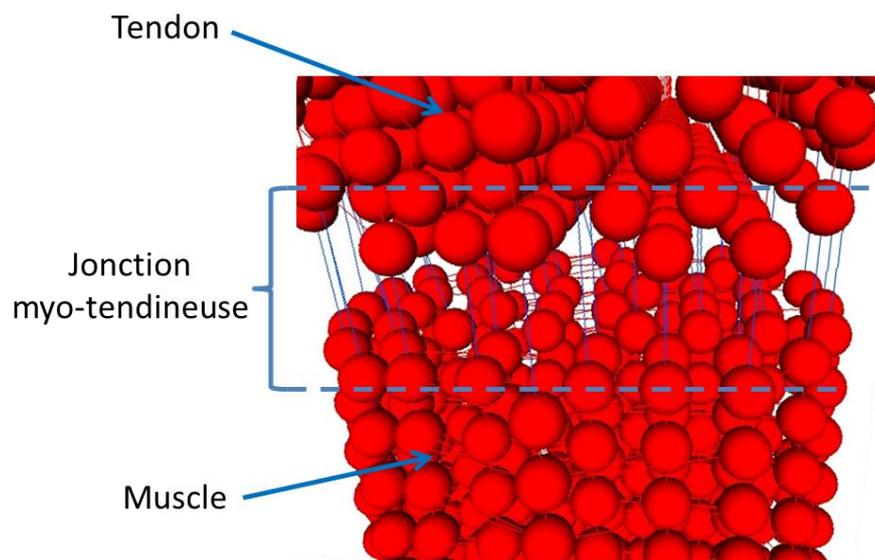


Figure 65 : Visualisation de la jonction myo-tendineuse (liens bleus). *N.B.* L'écartement entre le muscle et le tendon a été volontairement agrandi pour une meilleure visualisation

Pour cette solution, un phénomène de striction est apparu au niveau de la JMT lors des essais de traction du modèle, dû à la faible épaisseur de la jonction et la simplicité du modèle de pénétration quasi-rectiligne.

Nous avons donc développé une seconde solution qui prend en compte l'interpénétration du muscle et du tendon, en forme de main et augmente l'épaisseur de la jonction. La solution adoptée a été de relier un élément discret du muscle à deux éléments discrets du tendon présents dans le même alignement, mais

également à deux éléments discrets du tendon se trouvant à proximité des deux premiers sélectionnés. Un élément discret du muscle est ainsi relié à six éléments discrets du tendon. Il en est de même pour tous les autres éléments discrets du muscle. Cette méthode est aussi appliquée aux éléments discrets du tendon. Nous obtenons ainsi une JMT plus épaisse que précédemment avec une réelle interpénétration du muscle et du tendon, créée par les nombreux liens partant d'un seul élément (Figure 66). La modélisation correcte de cette structure est une étape essentielle pour répondre à notre objectif principal, celle-ci étant identifiée comme le site privilégié de la rupture.

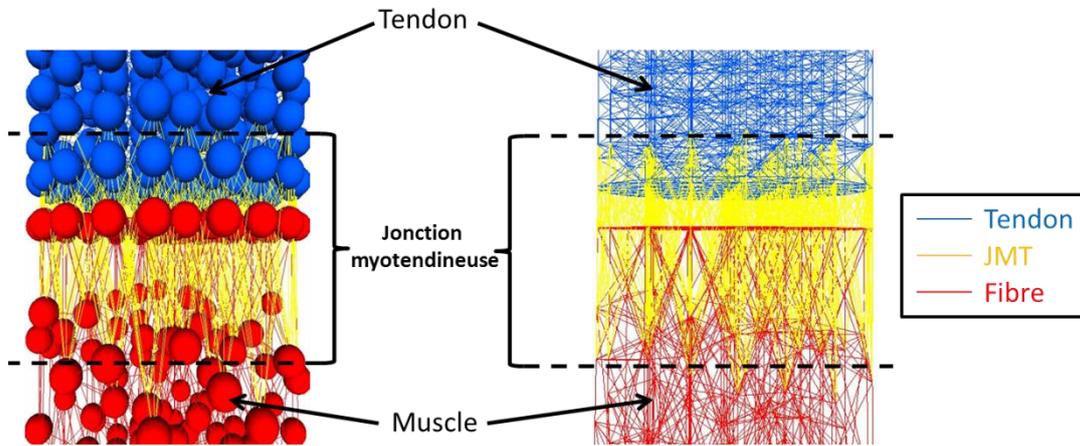


Figure 66 : Modélisation de la jonction myo-tendineuse. A gauche, vue avec les éléments discrets et les liens. A droite, vue avec uniquement les liens

2.3 Propriétés mécaniques

Dans notre modélisation DEM, les liens entre les éléments discrets sont des ressorts, car ces derniers ne travaillent qu'en traction/compression, ce qui est cohérent avec le comportement d'une fibre musculaire (modèle câble). Les fibres étant constituées d'éléments discrets et de ressorts, nous utiliserons le module d'Young pour caractériser la raideur de chaque ressort. La relation entre le module d'Young (E) et la raideur (k) est la suivante :

$$k = \frac{E \cdot S}{l_0} \quad (15)$$

Où l_0 est la longueur initiale du ressort fixée géométriquement et S est la section de l'élément discret (le diamètre de l'élément discret est choisi pour que sa section représente aussi la section d'une fibre musculaire) (Figure 67).

La relation (15) est correcte au niveau macroscopique mais aussi au niveau microscopique. Pour les deux descriptions, nous utiliserons le même module d'Young puisqu'il s'agit du même matériau. En appliquant la relation (15), la raideur est automatiquement calculée avec la longueur initiale entre les deux éléments discrets reliés. Puis cette raideur est implémentée dans les propriétés mécaniques des ressorts constituant les fibres. Le nombre de ressort dans chaque fibre étant connu, nous obtenons donc la raideur macroscopique de chaque fibre.

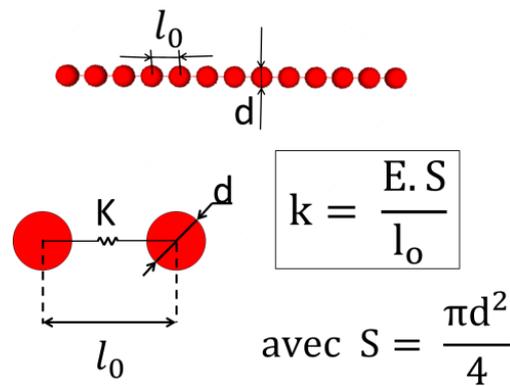


Figure 67 : Relation entre le module d'Young et la raideur des ressorts entre deux éléments discrets

Dans la suite de notre modélisation, chaque élément constituant le MTC est considéré comme étant un ensemble de liens ressorts, ceci permet de leur appliquer la méthode décrite précédemment.

Pour obtenir les propriétés mécaniques des fibres tendineuses, une analyse de la littérature a été faite. Les deux tendons les plus étudiés dans la littérature sont le tendon patellaire et le tendon d'Achille. Le module d'Young du tendon patellaire est compris entre 600 et 1200 MPa (Pearson *et al.*, 2005, O'Brien *et al.*, 2010, Matschke *et al.*, 2013). Le tendon d'Achille a un module d'Young compris entre 500 et 1000 MPa (Wren *et al.*, 2001, Csapo *et al.*, 2010, Zhao *et al.*, 2011, Wilson *et al.*, 2011). Une valeur moyenne correcte pour le module d'Young du tendon a donc été choisie à 800 MPa.

L'épimysium, étant considéré comme une extension du tendon (constitués du même matériau) (Teran *et al.*, 2005), est supposé avoir le même module d'Young que le tendon (Maganaris *et al.*, 2000, Teran *et al.*, 2005, Azizi *et al.*, 2009). Cependant, vu que l'épimysium est une enveloppe du MTC, les sections des éléments discrets le constituant sont plus faibles dans le but d'obtenir une fine enveloppe pour le MTC.

Les modules d'Young des fibres musculaires, du tendon et de l'épimysium sont donc fixés aux valeurs issues de la littérature (Tableau 6).

Pour les propriétés mécaniques de la JMT, ne trouvant pas de valeur pour le module d'Young dans la littérature, nous avons choisi une valeur intermédiaire entre le module d'Young du muscle et du tendon car il s'agit de la zone intermédiaire entre le muscle et le tendon. La valeur du module d'Young choisie pour la JMT est donc 400 MPa.

La MEC est supposée être composée de « fibres » (il s'agit de liens reliant les fibres musculaires entre elles et créant du cisaillement et du glissement) dans notre modèle. A notre connaissance, la littérature ne donne pas de valeur pour son module d'Young, ainsi, plusieurs valeurs de module d'Young ont été essayées (0,01, 0,1, 10, 100, 1000 et 10000 MPa) dans le but d'obtenir le même comportement pour le complexe muscle-tendon que dans les essais expérimentaux de Gras *et al.*, 2012. La valeur la plus adéquate choisie est 0,1 MPa. Afin de justifier cette valeur du module d'Young de la MEC, l'influence de la matrice a été étudiée à l'aide d'un modèle simple représentant un muscle en 2D constitué de ressorts longitudinaux (fibres), verticaux (épimysium) et diagonaux (MEC). Le but de cette étude est d'analyser l'influence de la raideur de la matrice sur le module d'Young et le coefficient de Poisson de la structure (ANNEXE E).

Tableau 6: Module d'Young des différents constituants du MTC

Composant du MTC	Module d'Young (MPa)	Références
Fibre musculaire	0,03744	Regev <i>et al.</i> , 2011
Fibre du tendon Epimysium	800	Matschke <i>et al.</i> , 2013 Azizi <i>et al.</i> , 2009
Matrice extracellulaire	0,1	/
Jonction myo- tendineuse	400	/

Le tendon ayant un comportement non linéaire, une modélisation de son comportement en traction a été effectuée. En approximant les résultats décrits par Wang (2006), il est possible de séparer la courbe de traction du tendon en deux parties. La première zone, pour un taux de déformation inférieur à 2 %, est considérée comme quasi-nulle. Cette partie correspond à l'alignement des fibres tendineuses dans l'axe de traction. En effet, la traction va leur permettre de se tendre suivant leur axe. La seconde partie est quasi-linéaire et est considérée comme une pente dont la raideur est celle du tendon (Figure 68).

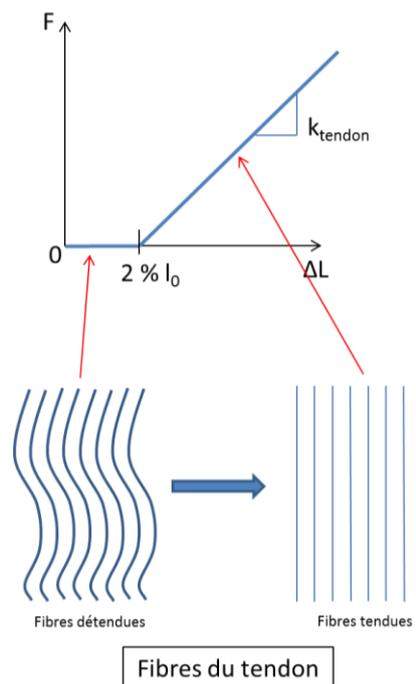


Figure 68 : Modélisation du comportement mécanique des fibres du tendon en traction

Le contact n'étant pas implémenté dans nos simulations, ce dernier, s'il est possible entre deux fibres lors de la traction (contact entre deux éléments discrets appartenant à deux fibres distinctes) est en fait modélisé dans le comportement mécanique de la MEC dans la phase de compression. Le comportement en compression est linéaire tant que la longueur du ressort ne devient pas inférieure au pas initial entre le bord de 2 éléments discrets voisins (Δs). Cette limite correspond au contact entre deux éléments discrets différents. Pour une compression plus importante du ressort, un changement de raideur apparaît : la raideur du ressort est alors égale à celle des fibres afin de modéliser la répulsion entre deux éléments de fibres. Cette modification de raideur pour la MEC permet de modéliser le contact entre les fibres pendant l'essai de traction du MTC (Figure 69).

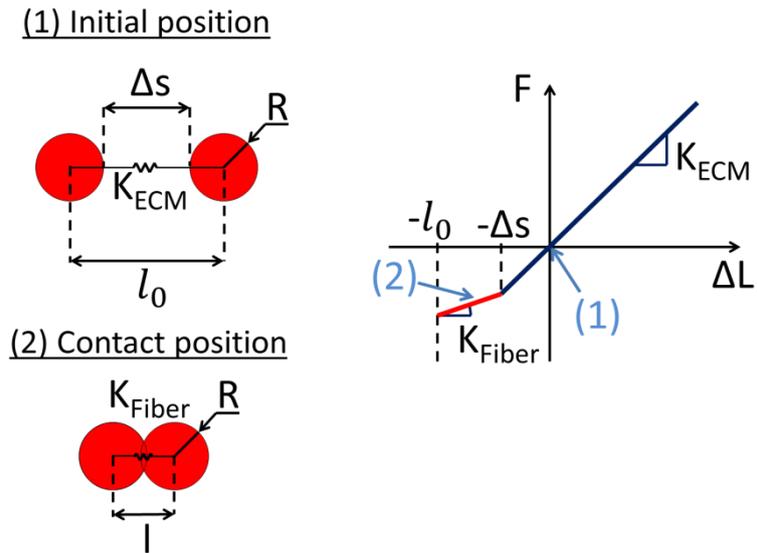


Figure 69 : Modification du comportement en compression des ressorts de la MEC

Les propriétés mécaniques déterminées dans cette partie seront fixées et utilisées pour toutes les études suivantes (Tableau 6).

3 Résultats et Discussion

Un modèle DEM du MTC a été créé via le logiciel GranOO. La modélisation de tous les éléments présents dans le MTC, ainsi que leurs liens entre eux, ont permis d'obtenir un modèle représentant au mieux les propriétés morphologiques et mécaniques du MTC (Figure 70). Ce modèle est ajustable, avec la possibilité de faire varier les longueurs et largeurs des parties musculaires et tendineuses, mais aussi l'angle de pennation. Dans la définition des ensembles d'éléments constituant le MTC, une différenciation géométrique et mécanique est réalisée (par exemple une distinction est faite entre le muscle et le tendon ou entre l'épimysium et le tendon).

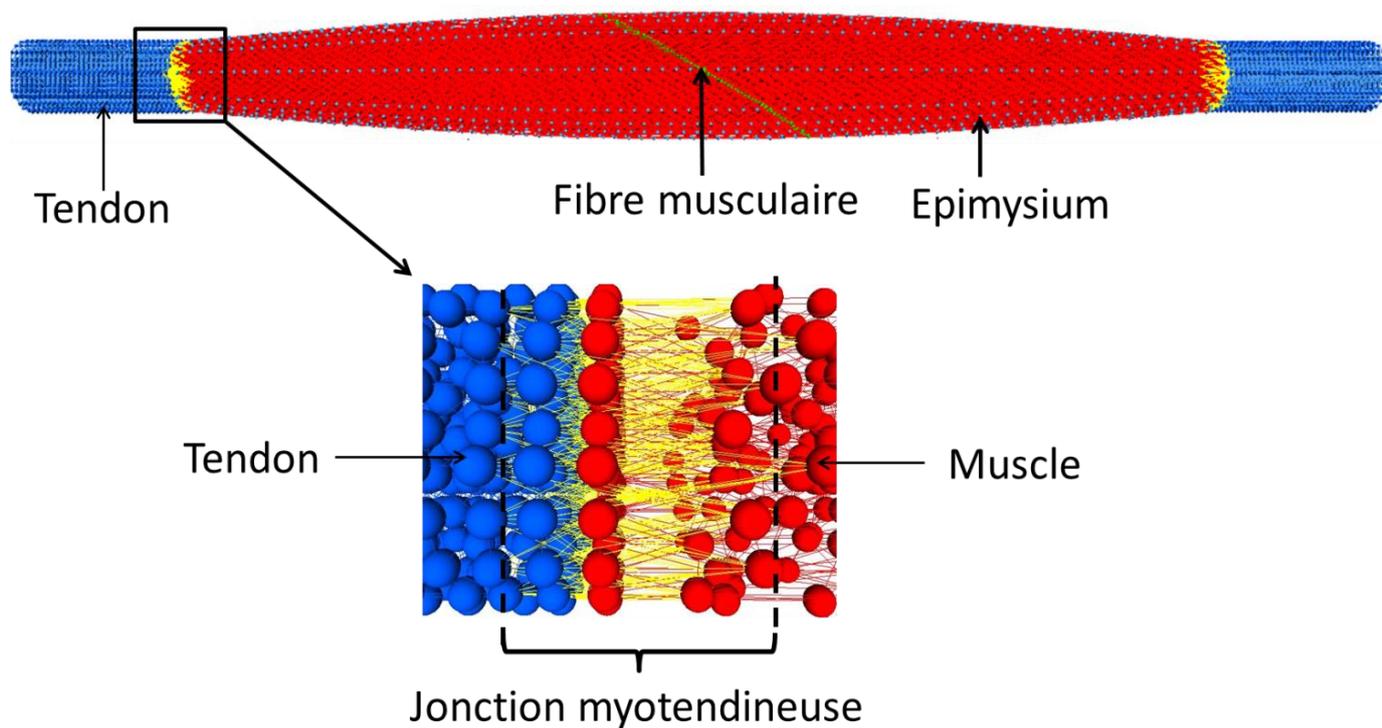


Figure 70 : Modélisation en DEM du MTC.

La structure anisotrope du muscle est représentée par l'arrangement des fibres à l'intérieur du volume musculaire (inclinaison par rapport à l'axe principal du MTC selon un angle de pennation que nous pouvons faire varier) et les liens reliant les fibres entre elles dans toutes les directions représentant les structures regroupées dans la MEC.

Expérimentalement, un arrangement des fibres a lieu lors du début d'un essai de traction (Clemmer *et al.*, 2010). Les fibres, légèrement détendues initialement, se tendent lors du début de l'essai de traction. Afin de modéliser ce phénomène, il a été procédé à un arrangement aléatoire des fibres afin qu'elles ne soient pas parfaitement ordonnées (Figure 71).

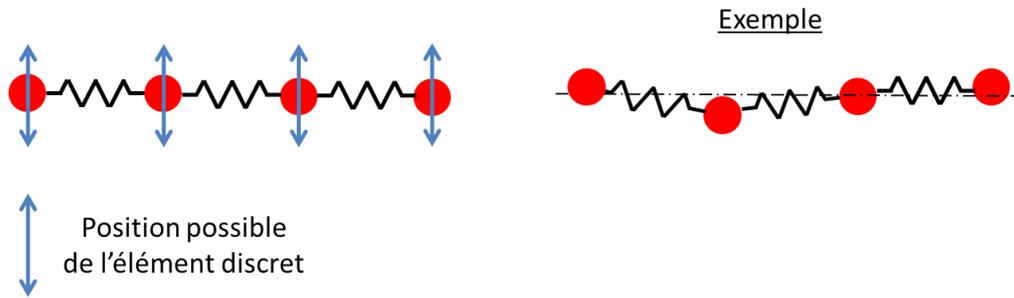


Figure 71 : Illustration du décalage aléatoire des éléments discrets des fibres musculaires afin qu'elles ne soient pas parfaitement alignées (les défauts d'alignement ont été exagérés pour une meilleure visibilité)

Dans notre modèle, des ressorts sont utilisés pour lier les éléments discrets entre eux car ils représentent mieux le comportement réel des fibres de par leur non-résistance en flexion, en comparaison aux poutres 3D. La relation (1) entre la raideur du ressort et le module d'Young du matériau permet d'obtenir une bonne distribution des propriétés mécaniques dans les liens, indépendamment de la longueur des fibres.

Le MTC modélisé est un MTC simple, de géométrie parfaite, avec des fibres exactement orientées suivant l'angle de pennation du muscle. Les futurs résultats sont donc à nuancer au vu de la géométrie réelle étudiée et des simplifications géométriques réalisées dans notre modèle.

Le coefficient d'incompressibilité des liens est approximé à 0,5. En effet, l'incompressibilité du MTC ainsi modélisé est due en partie à la matrice extracellulaire qui correspond, de façon globale, à des ressorts orthogonaux aux fibres. Ces ressorts empêchent le rapprochement des fibres et l'écrasement de ces dernières les unes sur les autres. De plus, nous utilisons des ressorts dans notre modèle, et non des poutres 3D comme dans d'autres simulations par DEM car les ressorts ont un comportement plus proche du comportement réel des fibres. Il a été montré par André *et al.* (2012) que, pour des poutres 3D, le coefficient de Poisson tend vers 0,5 lorsque la raideur en torsion et en flexion tend vers 0. Ainsi, pour une poutre ayant uniquement des composantes en traction compression, le coefficient de Poisson est proche de 0,5.

4 Conclusion

Pour étudier le comportement du complexe musculo-tendineux et comprendre le rôle de chacun de ses composants dans une réponse globale, une modélisation par la méthode des éléments discrets du complexe musculo-tendineux a été envisagée. Cette modélisation du complexe musculo-tendineux en DEM semble être adéquat pour le modéliser géométriquement. Le complexe musculo-tendineux a ainsi pu être modélisé comme un matériau non-continu. Chacun de ses composants a ainsi pu être créé, les liens entre eux ont été réalisés, et leurs propriétés mécaniques ont été implémentées dans les ressorts les constituant, dont les valeurs des raideurs sont issues des données de la littérature.

Une description géométrique a été faite dans cette partie. La partie suivante s'attache essentiellement au comportement mécanique de la structure et à l'influence des paramètres géométrique sur la réponse en traction passive du complexe musculo-tendineux.

Chapitre 2 : Modélisation DEM d'un essai de traction passive sur un MTC. Analyse de l'influence des paramètres géométriques sur la réponse en traction du MTC.

1 Introduction

Le MTC a été modélisé géométriquement et chacun de ses composants s'est vu affecté son comportement mécanique propre. Suite à cette première étape, un essai de traction passif sur le MTC est réalisé afin d'étudier son comportement mécanique. La validation de ce modèle est faite par comparaison entre les résultats numériques et les expérimentations *in vitro* issues de la littérature tant au niveau de l'allure des courbes que des ordres de grandeur obtenus. La réponse mécanique du MTC est donc étudiée et comparée à un modèle non-linéaire hyper-élastique pour se rapprocher des données de la littérature. L'évolution de l'angle de pennation lors des essais de traction est aussi appréhendée pour vérifier l'orientation des fibres au cours de la sollicitation. Une étude sur l'influence des paramètres géométriques sur la réponse mécanique globale du MTC en traction passive est menée dans le but de déterminer quels paramètres sont les plus influents. Une analyse approfondie des résultats est faite afin de comprendre l'influence de chacun de ses paramètres sur la réponse locale et globale du MTC. La validation du modèle DEM du MTC lors d'une sollicitation de traction passive va permettre de confirmer la pertinence de cette méthode de modélisation et de confirmer le comportement mécanique du MTC obtenu numériquement.

2 Matériels et Méthodes

2.1 Plan d'expérience

Dans cette partie, la construction du MTC en DEM s'appuie sur les dimensions moyennes du muscle sternocléidomastoïdien (SCM) précédemment mesurées par L-L. Gras *et al.* (2012) lors d'essais de traction *in vitro* sur le SCM (Figure 72). La longueur moyenne du muscle vaut 134 mm, la largeur moyenne du muscle vaut 16,1 mm, la longueur moyenne du tendon vaut 20,1 mm, sa largeur moyenne vaut 8,9 mm.

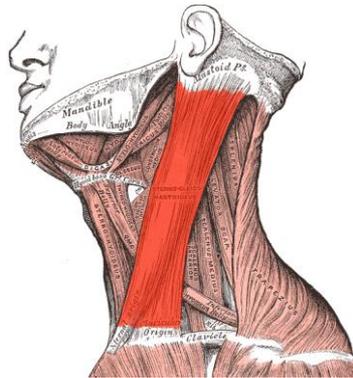


Figure 72 : Muscle sternocléidomastoïdien (d'après Gray's Anatomy)

Au vu du nombre de paramètres géométriques présents dans le modèle, un plan d'expérience paraît nécessaire afin de détecter quels paramètres ont la plus grande influence sur la réponse mécanique en traction et s'il existe des interactions entre les paramètres. Cependant, certains paramètres sont dès lors fixés : la largeur et l'épaisseur du muscle sont égales, il en est de même pour le tendon. Un MTC à section circulaire est donc obtenu : la partie musculaire et la partie tendineuse sont à sections circulaires. Toutes les valeurs géométriques utilisées sont résumées dans le Tableau 7 en s'appuyant sur les mesures du SCM réalisées par L-L. Gras dans sa thèse (2011). Les valeurs moyennes, avec une variation de plus ou moins un écart type, sont choisies pour construire les différents MTC. Cinq angles de pennation ont été choisis pour caractériser l'influence de l'angle de pennation sur la réponse globale de la structure. Les angles de pennation prennent les valeurs suivantes (10°, 15°, 20°, 25° et 30°) pour obtenir des variations d'angles de pennation en accord avec les données issues de la littérature pour les muscles pennés (Kawakami *et al.*, 2006, D. Bonneau, thèse, 2001).

Tableau 7 : Paramètres géométriques du MTC et leurs niveaux

Paramètres	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3		
Longueur muscle (LoM) (mm)	116	134	149		
Largeur muscle (LaM) (mm)	11,0	12,1	13,3		
Longueur tendon (LoT) (mm)	11,6	13,4	14,9		
Largeur tendon (LaT) (mm)	5,5	6,7	8,0		
Paramètre	Niveau 1	Niveau 2	Niveau 3	Niveau 4	Niveau 5
Angle de pennation (°)	10	15	20	25	30

Ce plan d'expérience complet représente 405 modèles numériques qui ont pu être créés et être implémentés dans les simulations de traction pour obtenir des courbes force/déplacement et étudier l'influence des paramètres géométriques sur la réponse mécanique du MTC.

2.2 Test de traction et conditions limites

Pour la simulation des essais de traction numérique, nous utilisons le logiciel GranOO (www.granoo.org). Les fichiers géométriques sont utilisés comme fichiers d'entrée, les propriétés mécaniques sont implémentées dans les différents ressorts des constituants du MTC, les conditions limites de chargement sont ensuite appliquées au modèle géométrique. Les données mécaniques (force, déplacement, vitesses ...) ainsi que la position des éléments discrets sont récupérées lors de la simulation, ainsi qu'une visualisation image par image de la simulation.

Pendant l'essai de traction, l'extrémité inférieure du MTC est encastrée et l'extrémité supérieure est soumise à un déplacement linéaire. La valeur maximale du déplacement est de 20 mm - soit environ 10 % de déformation totale - avec une vitesse de 1 mm/s et un pas de calcul dépendants des paramètres géométriques et mécaniques du MTC étudié. Nous veillerons cependant, comme il a été mentionné dans la revue de littérature, à bien avoir $V_{\text{essai}} \ll V_{\text{critique}}$ et $\Delta t_{\text{essai}} \ll T_{\text{caractéristique}}$ (voir aussi ANNEXE D). Cela permet de ne pas avoir d'onde de traction qui induit des vibrations globales à la structure et de respecter le temps caractéristique de cet ensemble de systèmes « masse-ressort ». Pour éviter des problèmes de vibrations lors du début de l'essai de traction, un pied de courbe (pour le déplacement imposé) de forme cubique permet d'obtenir une continuité de l'accélération en début de traction. Les relations force/déplacement et la variation de l'angle de pennation sont calculées pendant l'essai de traction.

2.3 Paramètres étudiés

Quatre grandeurs sont étudiées :

- La variation du volume du MTC, basée sur le calcul du volume de l'enveloppe externe du MTC.
- La contrainte à 10 % de déformation $\sigma_{\text{ing}} = \text{Force} / (\text{Section initiale du MTC})$ pour $\epsilon_{\text{ing}} = 10\%$ avec $\epsilon_{\text{ing}} = \text{Déplacement} / (\text{Longueur initiale du MTC})$. La longueur initiale du MTC correspond à : Longueur initiale du muscle + 2 * Longueur initiale du tendon.
- La variation de l'angle de pennation est aussi déterminée pendant les simulations. Il est très simple de suivre les différentes positions d'une fibre avec la DEM. Pour obtenir des résultats plus précis, une moyenne est faite entre la section centrale et la section au-dessus et en-dessous de la section centrale. Pour chaque section, nous avons choisi une fibre milieu et 2 fibres de part et d'autres de cette dernière afin de moyenniser les valeurs de variation d'angle de pennation (Figure 73).
- Un modèle hyper-élastique, dérivé de la loi d'Ogden (1997) et utilisé par Gras *et al.* (2012), est associé aux courbes force/déplacement. Les paramètres μ et α de ce modèle sont déterminés pour l'identification d'une loi de comportement hyper-élastique de type d'Ogden (1997):

$$F_{\text{Hyper}} = \frac{2\mu}{\alpha} S_0 \left(\lambda_1^\alpha - \lambda_1^{-\alpha/2} \right) \cdot \lambda_1^{-1}$$
avec $S_0 = \text{Section initiale du MTC}$ et $\lambda_1 = 1 + \frac{D}{L_0}$ avec $D = \text{déplacement global du MTC}$ et $L_0 = \text{Longueur initiale du MTC}$. Plus d'explications sur la détermination de la loi hyper-élastique sont données dans l'ANNEXE B.

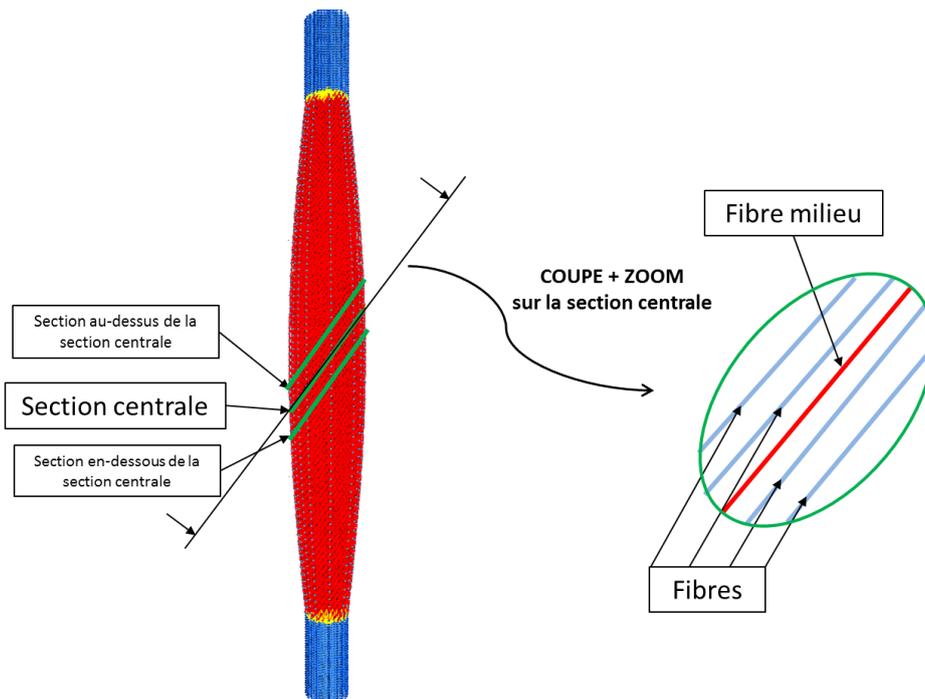


Figure 73 : Schématisation des sections choisies pour la mesure de l'angle de pennation au cours de la traction

2.4 Analyse des données

Une méthode ANOVA avec influence croisée de niveau 2 est utilisée pour évaluer les effets des paramètres géométriques sur la réponse mécanique du MTC. Une comparaison de Tukey est utilisée pour étudier la significativité des résultats de l'ANOVA. La significativité statistique est fixée à $p < 0,005$ pour toutes les comparaisons statistiques.

3 Résultats et Discussion

Quatre cent cinq MTC, modélisant toutes les possibilités du plan d'expérience, ont été créés et des essais de traction passive ont pu être réalisés sur chacun d'entre eux. Le temps de calcul moyen est de 1h30 (CPU : 1596 MHz, Intel Xeon 3,33 GHz) avec la DEM. Ce temps de calcul a été déterminé pour un modèle de MTC moyen, comportant 5294 éléments discrets de rayon 0,33275 mm, reliés par 33420 ressorts. Il est difficile de comparer ce temps de calcul avec celui issu des simulations en éléments finis à cause des différences entre les conditions limites, des taux de déformation ou de processeur d'ordinateur. Pour ces raisons, nous donnerons uniquement des exemples de temps de calculs par MEF à titre d'ordre de grandeur : (4h pour le modèle musculaire avec activation musculaire de Johansson *et al.* (2000) ; 15h pour le modèle de MTC 3D avec contraction de Behr *et al.* (2006) ; 10 à 15h pour le modèle 3D avec fibres de Blemker *et Delp* (2005, 2006)).

Une estimation de la variation de volume au cours de la sollicitation a été faite ; cette variation de volume est de l'ordre de 3 %. Ceci confirme l'hypothèse que le MTC peut être considéré comme un matériau quasi-incompressible (Yucesoy *et al.*, 2002, Teran *et al.*, 2005, Untaroiu *et al.*, 2005, Behr *et al.*, 2006).

Pour un déplacement maximal de 20 mm, les efforts sont compris entre 10 et 40 N pour chaque simulation. Six courbes de force/déplacement sont représentées en Figure 74-A. Il est possible, par un simple calcul, de vérifier l'ordre de grandeur des simulations en utilisant un modèle simplifié. Si nous considérons un MTC de longueur $L = 151,8$ mm composé d'environ 400 fibres parallèles. Pour un déplacement total de $\Delta L = 20$ mm, la déformation vaut $\epsilon = (\Delta L)/L = 13,1$ %. Le module d'Young des fibres vaut $E = 0,03744$ MPa d'après Regev *et al.* (2011), nous pouvons donc calculer la contrainte de traction $\sigma = E \cdot \epsilon = 4,93 \cdot 10^3$ Pa. Le rayon d'une fibre vaut $R = 4,4275 \cdot 10^{-4}$ m. La surface d'une fibre peut donc se déduire $S = \pi \cdot R^2 = 6,16 \cdot 10^{-7}$ m². Donc, pour $N_f = 400$ fibres, la surface totale vaut $S_{tot} = N_f \cdot S = 24,63 \cdot 10^{-5}$ m². Ainsi nous obtenons un ordre de grandeur de la force maximale lors de l'essai de traction $F = \sigma \cdot S_{tot} = 1,21$ N. L'ordre de grandeur de nos simulations est donc de la dizaine de Newtons. Les essais expérimentaux réalisés par L-L. Gras *et al.* (2012) sur le SCM sont compris entre 5 et 50 N. L'ordre de grandeur des simulations numériques est donc en accord avec les résultats expérimentaux sur le muscle SCM. Cependant, à cause du peu de connaissances sur les propriétés mécaniques de la MEC et de la JMT, nous avons été contraints de faire certaines hypothèses sur le comportement mécanique de ces composants, dans le but d'obtenir une correspondance entre les résultats numériques et expérimentaux. Par exemple, nous avons utilisé des valeurs moyennes entre le module d'Young du tendon patellaire (Pearson *et al.*, 2005, O'Brien *et al.*, 2010, Matschke *et al.*, 2013) et celles du tendon d'Achille (Wren *et al.*, 2001, Csapo *et al.*, 2010, Zhao *et al.*, 2011, Wilson *et Litchtwark*, 2011), qui ne peuvent pas être directement appliquées pour la valeur du module d'Young du tendon du SCM. Des simplifications ont aussi été faites quant à la géométrie du MTC ; notre but premier est de modéliser le comportement en traction du MTC, puis, des études futures s'attacheront à représenter une géométrie du MTC la plus proche possible de la géométrie réelle. Les fibres sont aussi supposées être orientées parfaitement de l'angle de pennation, les résultats obtenus sont donc à relativiser par rapport à ceux obtenus avec les MTCs réels, car, comme l'a montré Lee *et al.* (2015) ou encore Choi *et Blemker* (2013), l'angle de pennation n'est pas constant dans le muscle et varie en fonction de la localisation des fibres dans le muscle. S'ajoute à cela le fait que les fibres ne sont pas parfaitement tendues et orientées au début de l'essai de traction (Clemmer *et al.*, 2010), ce qui a été compensé par un arrangement aléatoire des éléments discrets des fibres musculaires, décrit dans la partie précédente.

Les courbes du MTC peuvent être identifiées comme non-linéaires et hyper-élastique (Martins *et al.*, 1998, Johansson *et al.*, 2000, Breuls *et al.*, 2003, Blemker *et Delp* 2006), puis avec un comportement quasi-linéaire (correspondant à l'alignement des fibres avec l'axe du MTC). L'aspect non linéaire des courbes est en accord

avec les études menées sur l'animal par Lin *et al.* (1999) et Morrow *et al.* (1999) sur des lapins et Anderson *et al.* (2002) sur des souris, et les courbes expérimentales d'essais *in vitro* sur SCM humains (Gras *et al.*, 2012).

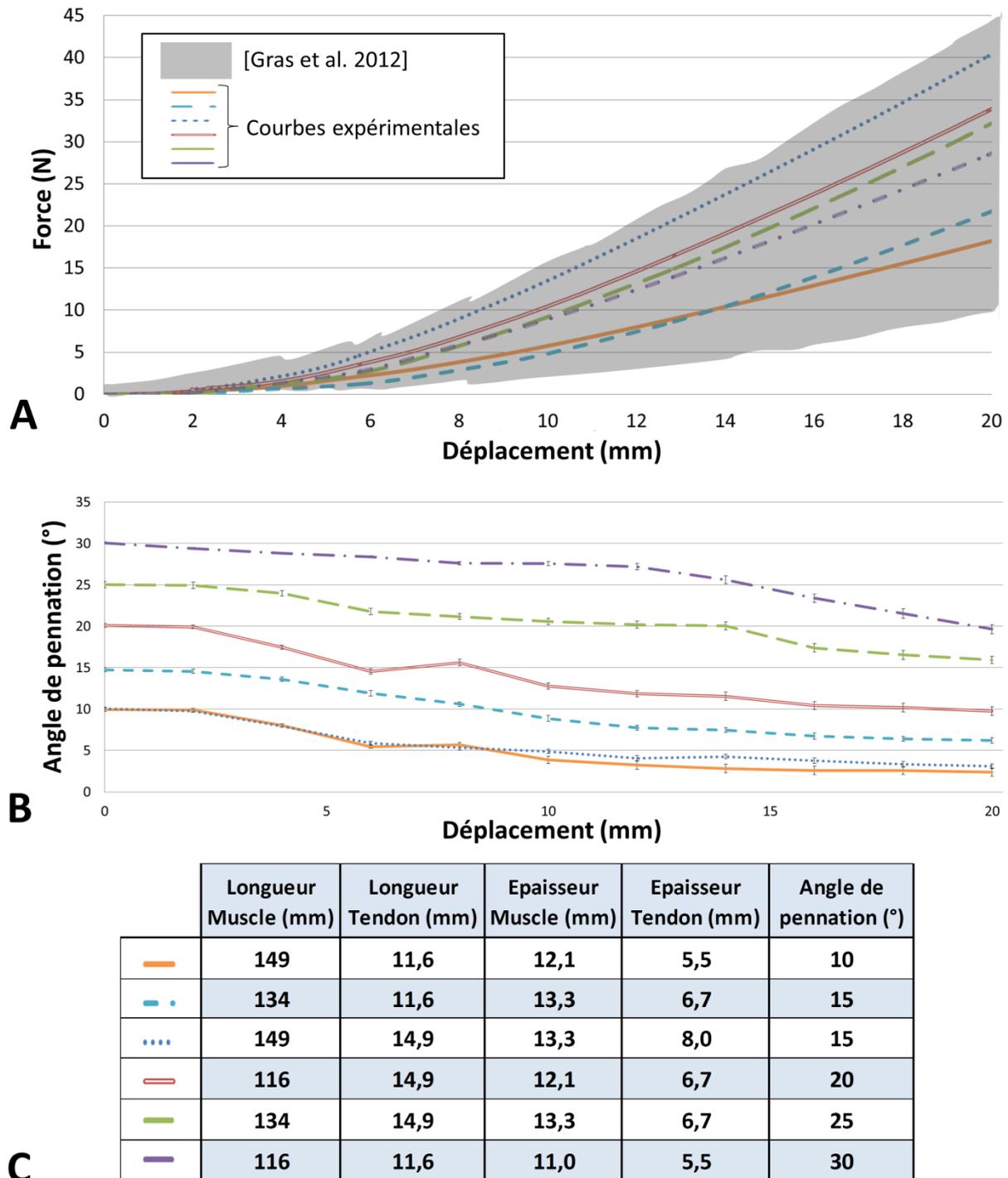


Figure 74 : A. Exemples de courbes force/déplacement comparés aux résultats expérimentaux de Gras *et al.* (2012). B. Exemples de variation d'angle de pennation pendant l'essai de traction. C. Tableau des différents paramètres géométriques utilisés dans les exemples des courbes précédentes

Lors de l'essai de traction, l'angle de pennation diminue entre 6 ° à 10 ° (Figure 74-B). Ceci est en accord avec les études menées sur les MTCs en traction passive *in vivo* (Morse *et al.*, 2008, Abellaneda *et al.*, 2009, Zhao *et al.*, 2011) qui annonce une diminution de l'angle de pennation d'environ 3 ° à 7 °. L'angle de pennation influence la réponse mécanique, comme cela est le cas pour les matériaux composites (Reddy *et al.*, 2005, Ladevèze *et al.*, 2006, 2013). La courbe angle de pennation/déplacement peut être découpée en deux parties.

Une première partie correspond aux deux premiers millimètres de déplacement, dans laquelle l’angle de pennation varie peu. Cela est dû à l’allongement initial des fibres musculaires et de la partie tendineuse du MTC pendant la traction. Dans la seconde partie, pour un déplacement supérieur à deux millimètres, la variation de l’angle de pennation est quasi-linéaire, cela est provoqué par l’orientation des fibres du MTC dans l’axe de sollicitation.

D’un point de vue numérique, la variation de l’angle de pennation peut aussi être mesurée en utilisant l’approximation des petites déformations en Mécanique des Milieux Continus (Figure 75), en prenant :

$$\Delta\theta = \frac{1}{2} \left(\frac{\Delta v}{\Delta x} + \frac{\Delta u}{\Delta y} \right) \quad (16)$$

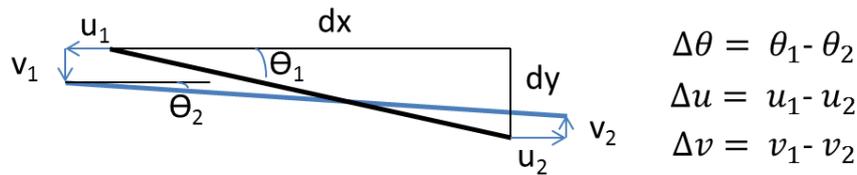


Figure 75 : Paramétrage du calcul de variation de l'angle de pennation en Mécanique des Milieux Continus pour une fibre musculaire

La variation par approximation de la Mécanique des Milieux Continus et celle par mesure de l’angle pendant la simulation sont en accord (Figure 76).

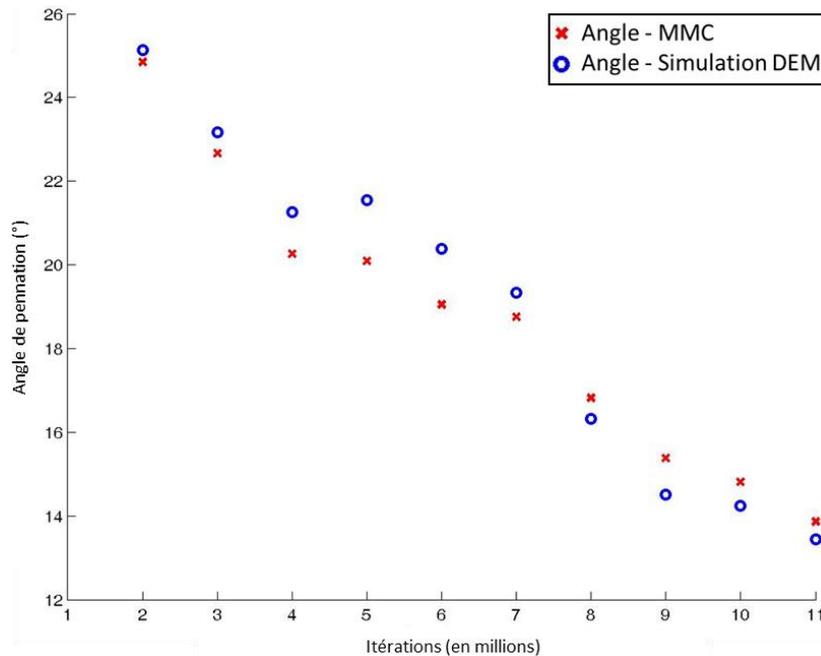


Figure 76 : Variation de l'angle de pennation en fonction des itérations. Croix rouges : valeurs de l’angle en utilisant la Mécanique des Milieux Continus. Ronds bleus : valeurs de l’angle mesurées lors de la simulation

Les valeurs de σ_{ing} sont comprises entre 11,5 et 88,4 MPa ($48,3 \pm 15,5$ MPa, moyenne \pm écart type). L’analyse de la variance montre que la largeur du muscle, la largeur du tendon et l’angle de pennation affectent σ_{ing} pour une déformation du MTC $\epsilon_{ing} = 10\%$. Plus la largeur du tendon (LaT) ou l’angle de pennation sont élevés, plus σ_{ing} l’est aussi, il s’agit de l’effet opposé avec la largeur du muscle (LaM) (Figure 77). L’influence significative de la largeur du muscle, de la largeur du tendon et de l’angle de pennation sur σ_{ing} pour $\epsilon_{ing} = 10\%$ était attendue. σ_{ing} diminue quand la section du MTC augmente car la force est répartie sur une section plus large. La section

du tendon a elle aussi une influence car elle est directement liée à la raideur globale du tendon. S'ajoute à cela, le fait que la force nécessaire pour déformer la structure est plus importante car l'augmentation de la section accroît également le nombre de fibres dans le MTC. Cela est aussi confirmé par l'influence croisée de la largeur du muscle et la largeur du tendon sur σ_{ing} pour $\epsilon_{ing} = 10\%$ (Figure 77).

La diminution de la contrainte lors de l'augmentation de la section du muscle était attendue. En effet, le muscle et le tendon représentent deux ressorts en série dont la raideur équivalente vaut : $k_{eq} = \frac{k_m \cdot k_t}{k_m + k_t}$ avec k_m représentant la raideur globale du muscle et k_t celle du tendon. La force vaut donc $F_{eq} = k_{eq} \cdot \Delta L$ avec ΔL l'allongement du ressort. La contrainte ingénierie est proportionnelle au rapport $\frac{F}{D_m^2}$ avec D_m représentant le diamètre du muscle. La raideur du muscle dépend aussi de la géométrie du muscle, en effet, k_m est proportionnel à $k_{fm} \cdot D_m^2$ avec k_{fm} la raideur d'une fibre musculaire.

Après simplifications, la contrainte ingénierie est proportionnelle au rapport $\frac{k_{fm} \cdot k_t}{k_{fm} D_m^2 + k_t}$. Ainsi si le diamètre du muscle augmente (donc sa section) ceci provoque une diminution de la contrainte ingénierie. Pour le tendon, en suivant le même raisonnement, nous en déduisons que la contrainte ingénierie est proportionnelle à $\frac{1}{D_m^2} \cdot \frac{k_m \cdot k_t}{k_m + k_t}$. Ainsi, pour une section de muscle fixée (*i.e.* pour D_m fixé), si la section du tendon (*i.e.* D_t) augmente, alors la contrainte ingénierie augmente.

L'angle de pennation a aussi un effet sur σ_{ing} . La force nécessaire pour réaligner les fibres dans l'axe de traction augmente lorsque le muscle est de plus en plus penné. Les muscles pennés sont plus résistants du fait d'un nombre de fibres plus important, en conséquence, la force à l'intérieur des fibres est plus faible (Kawakami *et al.*, 2006). Un parallèle peut être fait avec les matériaux composites. Lorsque l'on tire sur un matériau composite, plus la structure est orientée perpendiculairement aux fibres, plus la contrainte est faible car cela fait intervenir progressivement la matrice du composite dont la raideur est beaucoup plus faible que celle des fibres. Dans notre cas, il s'agit de la situation inverse. Plus le MTC est orienté, plus la matrice va intervenir mais cette matrice a, dans notre cas, une raideur environ 10 fois plus élevée que celle des fibres. Ainsi, plus le MTC est orienté, plus la matrice intervient et plus la structure est raide donc plus la contrainte augmente.

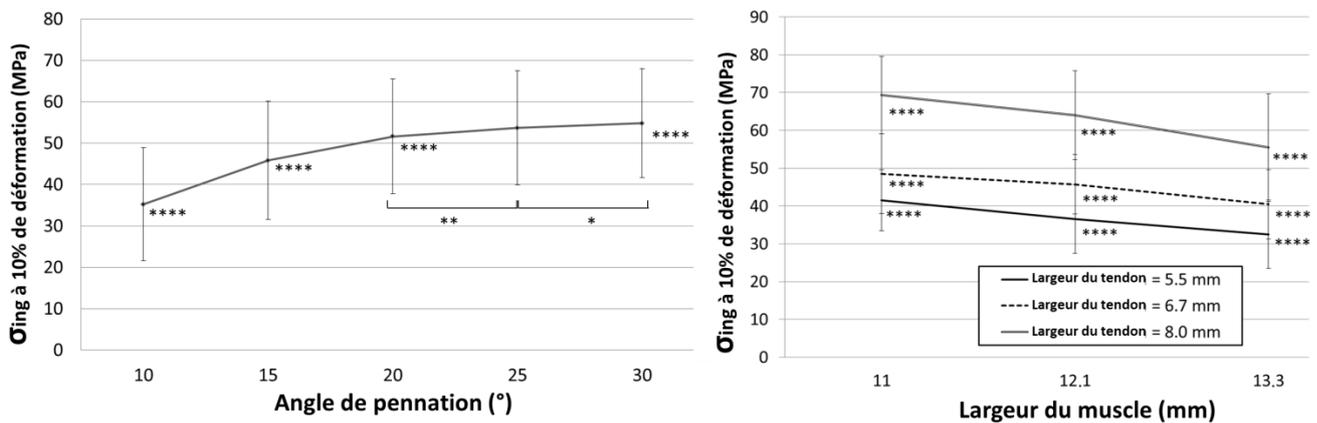


Figure 77 : Influence de l'angle de pennation et influence croisée de la largeur du muscle x largeur du tendon sur la contrainte à 10% de déformation du MTC.

* pour les corrélations significatives, *i.e.* * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$

La variation d'angle de pennation entre sa valeur initiale et celle à 13% de déformation du muscle est liée à l'angle de pennation, avec des valeurs comprises entre 6,7 et 10,7° (Figure 78).

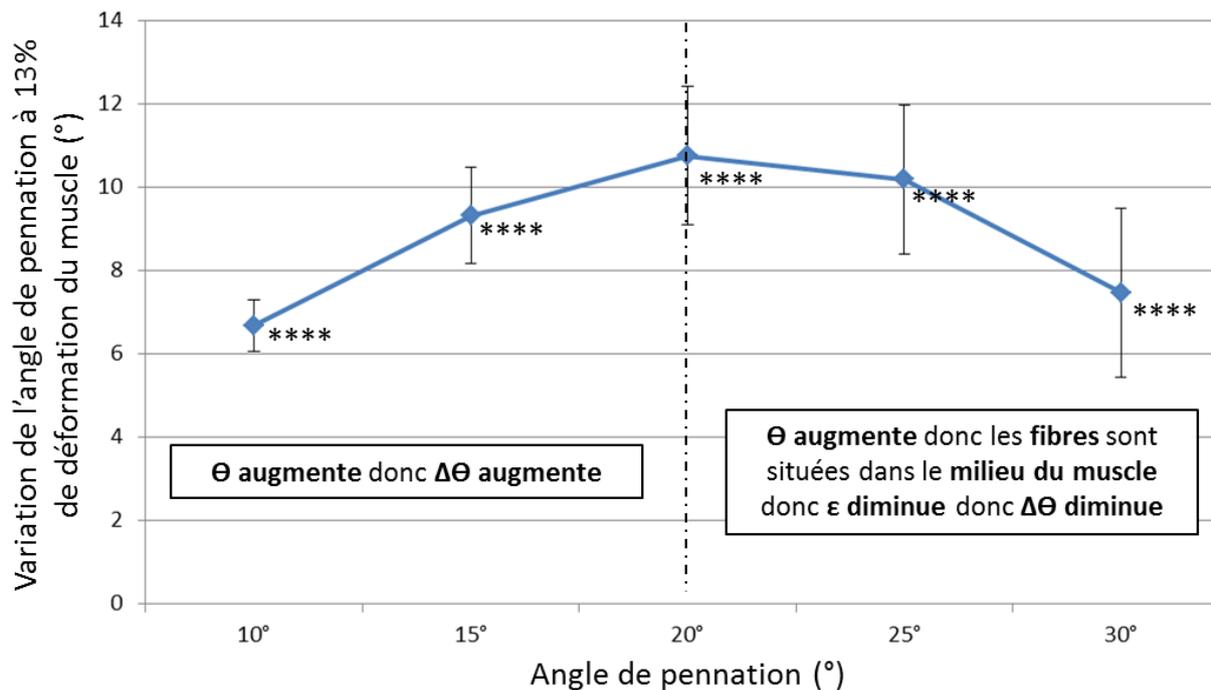


Figure 78 : Influence de l'angle de pennation sur la variation de l'angle de pennation entre sa valeur initiale et sa valeur à 13 % de déformation du muscle.

* pour les corrélations significatives, i.e. * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$

La variation de l'angle de pennation entre sa valeur en position initiale et sa valeur à 13 % de déformation du muscle varie fortement, elle est liée à la déformation des tissus dans le muscle (voir ANNEXE F pour plus d'explications avec un modèle simplifié) mais également à la déformation des différentes parties du muscle. En effet, le milieu du muscle se déforme faiblement et linéairement lors de l'essai de traction, alors que les zones musculaires intermédiaires entre le milieu du muscle et les JMT sont sujettes à de grandes variations non-linéaires au cours de la traction (Figure 79). Il y a donc compétition entre la faculté de réorientation (lorsque l'angle de pennation augmente) et la déformation subie pour les fibres centrales (diminution avec l'angle de pennation), d'où la forme en cloche.

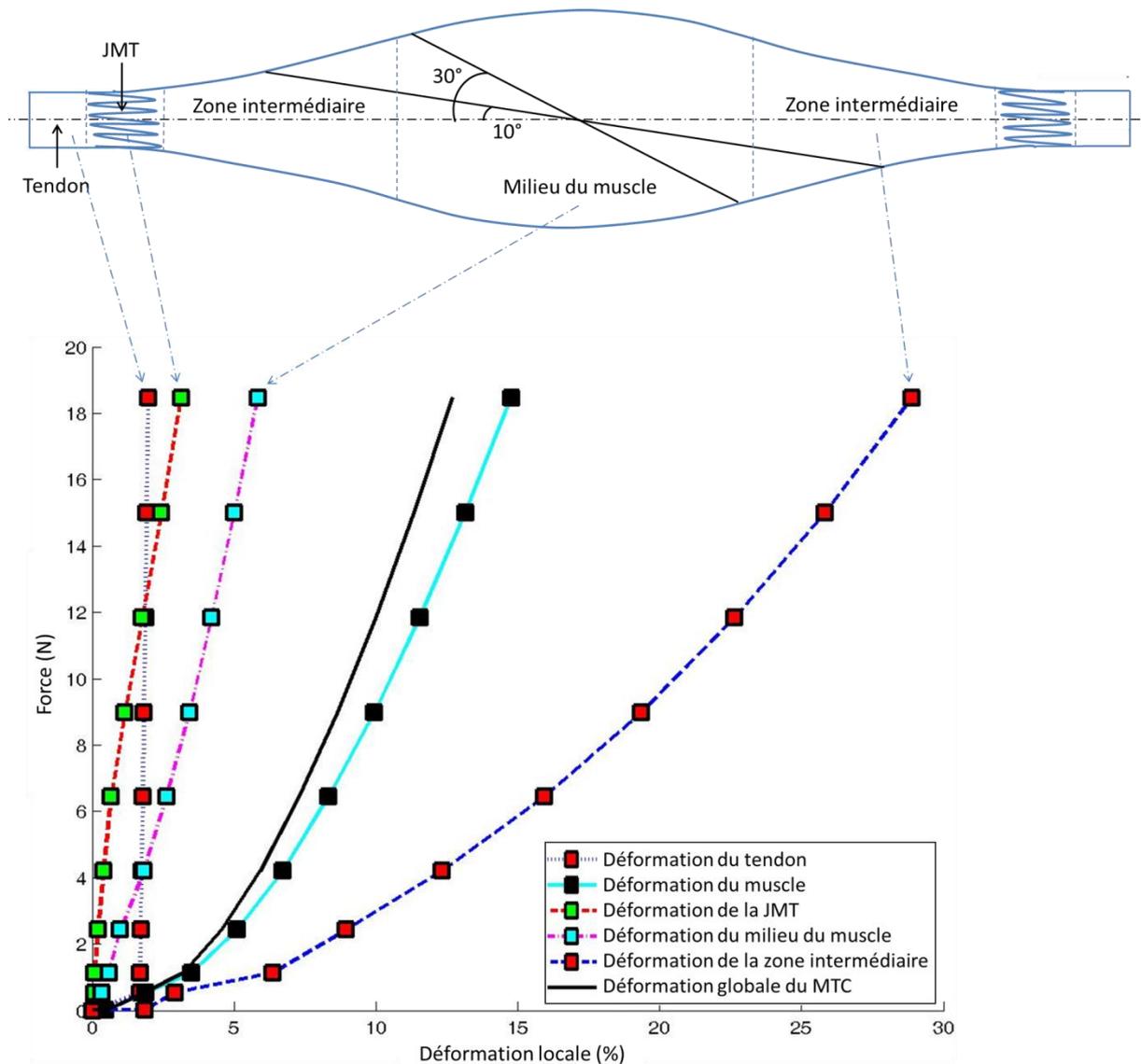


Figure 79 : Force en fonction des déformations locales des différents constituants du MTC pour un MTC ayant pour dimensions : $LoM = 134$ mm, $LoT = 13,4$ mm, $LaM = 12,1$ mm, $LaT = 5,5$ mm et $Ang = 15^\circ$

La forme du muscle a une incidence : plus le muscle est bombé (*i.e.* plus le ratio entre l'épaisseur du muscle et celle du tendon est élevé), plus les zones musculaires intermédiaires vont se déformer. Cette hétérogénéité de la déformation au cours de la traction a déjà été mise en évidence dans des études *in vivo* (Maganaris *et al.*, 2001, Blazeovich *et al.*, 2006). Pour des angles de pennation inférieurs à 20° , les fibres centrales sont longues et comprises dans les zones musculaires intermédiaires, ainsi, elles vont d'avantage se déformer lors de la traction. Pour des angles supérieurs à 20° , les fibres sont plus inclinées par rapport à l'axe du MTC, elles vont donc d'avantage se réorienter lors de la sollicitation. Cependant, elles sont aussi plus courtes et sont donc situées dans la zone milieu du muscle, qui se déforme peu, entraînant une faible variation de l'angle de pennation (Figure 80).

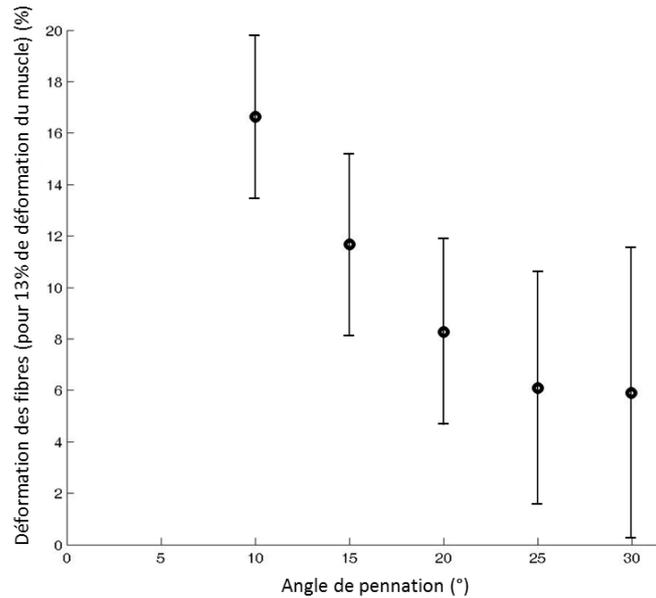


Figure 80 : Déformation des fibres musculaires (pour 13 % de déformation du muscle) en fonction de l'angle de pennation

Le premier paramètre de la loi hyper-élastique μ caractérise la pente initiale de la courbe force/déplacement. Plus μ est élevé, plus la structure est raide en début de l'essai de traction (Figure 81). Les valeurs de μ sont comprises entre 15,7 et 174 kPa ($82,3 \pm 31,8$ kPa). La largeur du muscle, la largeur du tendon et l'angle de pennation ont une influence sur μ ; une augmentation de la largeur du tendon ou de l'angle de pennation (ou une diminution de la largeur du muscle) provoquent une augmentation de μ (Figure 82) et donc un raidissement de la structure.

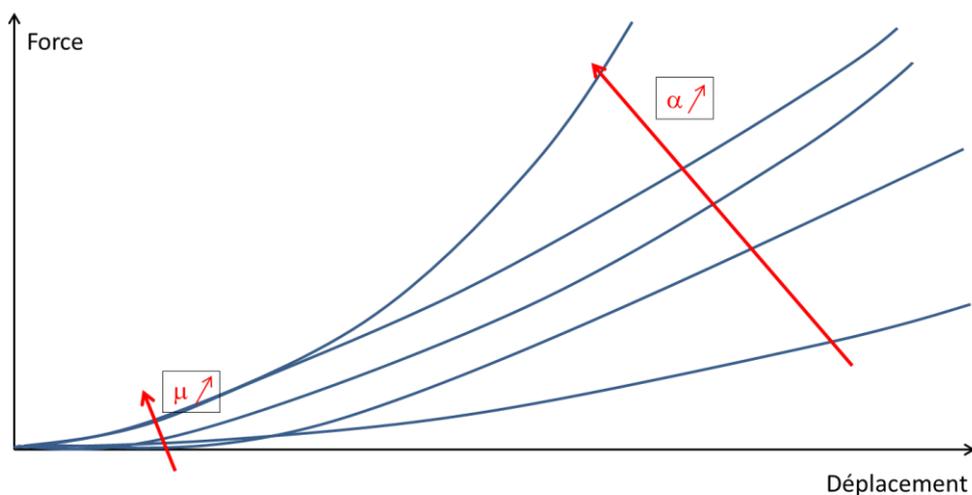


Figure 81 : Influence des paramètres μ et α sur l'allure des courbes hyper-élastiques

Cette augmentation de μ est liée à la raideur de la matrice qui influe beaucoup plus lorsque la structure est très orientée et à l'influence des largeurs du muscle et tendon, ce que nous avons observé dans la partie précédente avec les ressorts équivalents pour la contrainte ingénierie à 10 % de déformation. De plus, une augmentation de la largeur du tendon provoque une augmentation de la raideur globale du tendon, qui va

provoquer une augmentation de la raideur globale du MTC. Ainsi, la force est plus importante pour un faible déplacement, *i.e.* le paramètre μ augmente.

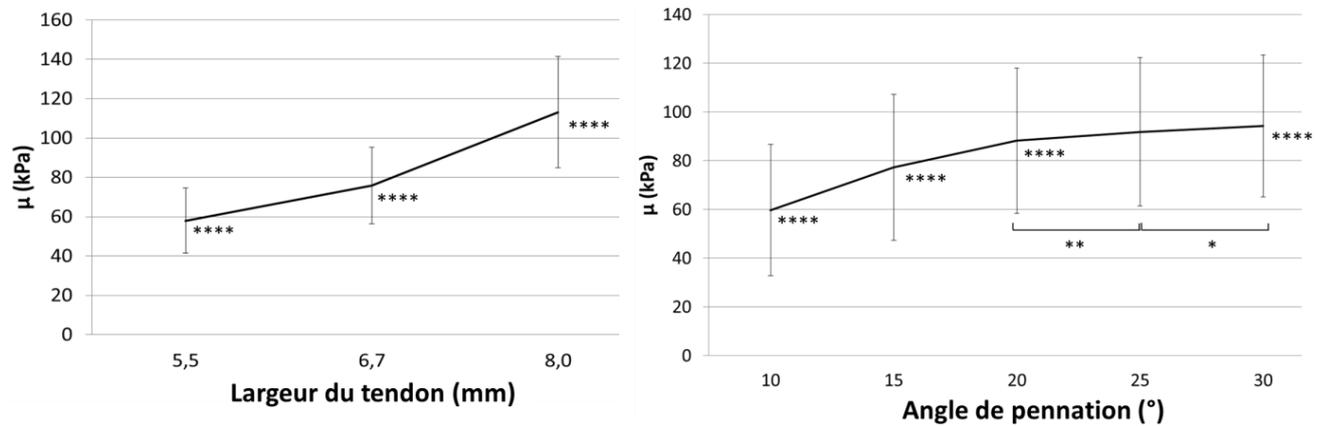


Figure 82 : Influence de la largeur du tendon et de l'angle de pennation sur le paramètre μ de la loi hyper-élastique.
* pour les corrélations significatives, *i.e.* * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$

Le second paramètre de la loi hyper-élastique α représente la courbure de la courbe force/déplacement et son caractère hyper-élastique. Plus α augmente, plus la courbure de la courbe force/déplacement est importante (Figure 81). Les valeurs de α sont comprises entre 15,2 et 25,6 ($20,0 \pm 1,9$).

Le paramètre α augmente si la largeur du muscle augmente ou si la largeur du tendon diminue (Figure 83). Le ratio entre l'épaisseur du muscle et celle du tendon, permettant de définir la forme du muscle (soit bombée soit droite), est lié à cette variation. Ainsi, pour des muscles quasi-rectilignes, les zones intermédiaires entre la JMT et le milieu du muscle sont d'épaisseur constante et leur déformation est faible, induisant une faible valeur de α , comme il a été montré dans la partie précédente pour la variation d'angle de pennation à 13 % de déformation de muscle. A l'opposé, lorsque ces zones intermédiaires sont bombées (ratio élevé entre la largeur du muscle et celle du tendon), alors ces zones se déforment d'avantage et leur caractère non-linéaire est mis en avant dans la réponse en traction du MTC, provoquant une augmentation du paramètre α .

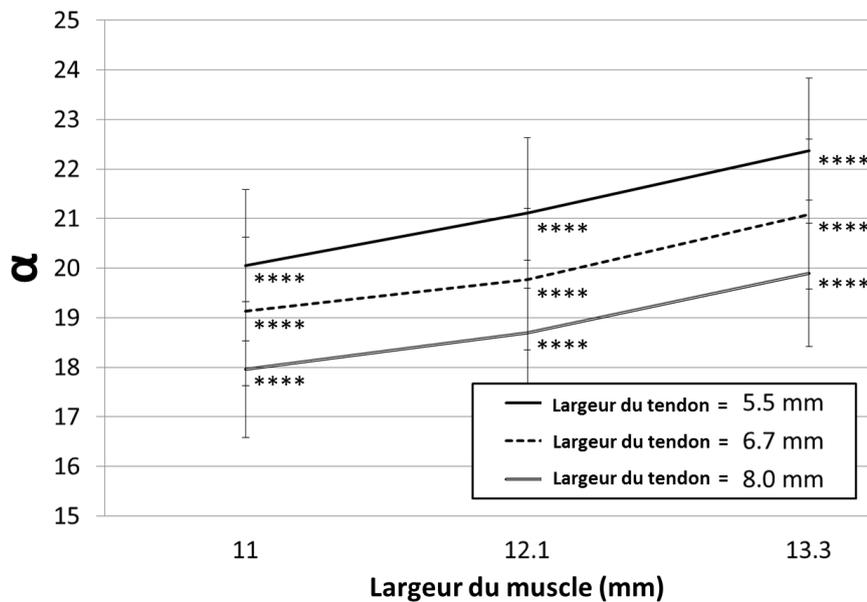


Figure 83 : Influence croisée de la largeur du muscle x largeur du tendon pour le paramètre α de la loi hyper-élastique.
* pour les corrélations significatives, *i.e.* * $p < 0,05$, ** $p < 0,01$, *** $p < 0,001$, **** $p < 0,0001$

Du point de vue physiologique, le nombre de fibres (lié à la largeur du muscle), la raideur du tendon (liée à la largeur du tendon) et l'angle de pennation ont une influence significative sur les paramètres μ et α du modèle hyper-élastique.

L'ordre de grandeur du paramètre α (15,2 à 25,6 ; $20,0 \pm 1,9$) est le même que celui reporté dans la littérature. Bosboom *et al.* (2001) a aussi utilisé le modèle d'Ogden (1997) pour décrire le comportement de muscle de rat lors d'essais de compression. La valeur α_{Ogden} dans leur étude (21,4 en moyenne) est équivalente à la valeur de α dans notre étude. Concernant μ (15,7 à 174 kPa ; $82,3 \pm 31,8$ kPa), Bosboom *et al.* (2001) ont utilisé un module μ_{Ogden} (15,6 kPa en moyenne) qui est lié au paramètre μ par la relation : $\mu = \mu_{\text{Ogden}} * \alpha_{\text{Ogden}} / 2$. Ainsi, pour des tests de compression sur muscle de rat, μ est égal à 157 kPa en moyenne. Cette valeur est proche de celle identifiée dans notre étude, mais elle est obtenue pour des essais de compression. En comparant nos résultats aux valeurs obtenues *in vitro* par Gras *et al.* (2012) sur muscle SCM humain en traction passive, α a le même ordre de grandeur (16,9 à 52) et les valeurs de μ de notre étude sont légèrement plus élevées que dans celles de Gras *et al.* (2012) (4 à 98 kPa ; $45,7 \pm 32,4$ kPa) mais nos valeurs restent du même ordre de grandeur que celles des essais *in vitro*.

La géométrie influence les propriétés mécaniques du MTC, comme cela a été montré par Gras *et al.* (2012) avec l'influence des paramètres géométriques du MTC sur la réponse en traction de muscles de chiens. Dans notre cas, les résultats montrent l'influence significative de trois paramètres géométriques, à savoir: la largeur du muscle, la largeur du tendon et l'angle de pennation. Cependant, ces trois paramètres sont liés car une variation de l'un d'eux a une influence sur le rôle des autres puisqu'ils sont reliés en partie à la taille et au nombre de fibres. Ainsi, l'effet structure, ajouté à celui des paramètres géométriques, mettent en avant le comportement mécanique du MTC lors d'un essai de traction passive.

4 Conclusion

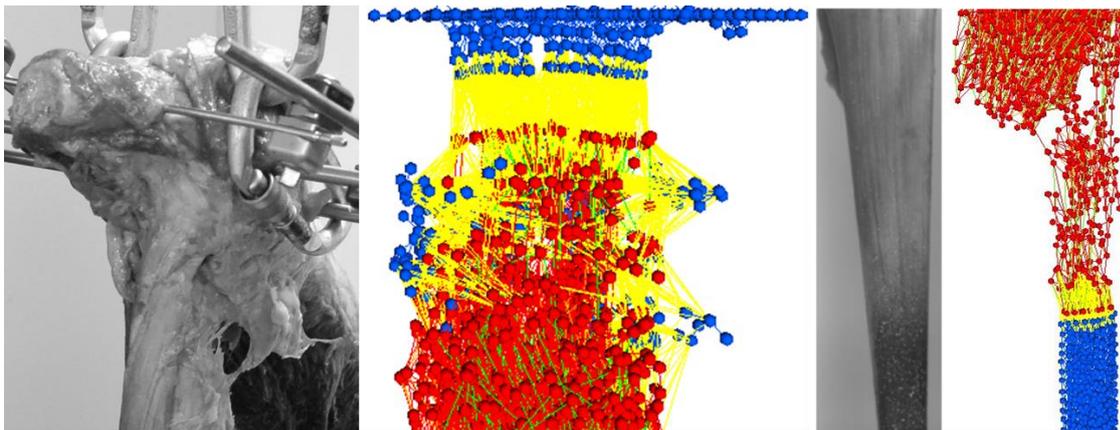
La méthode des éléments discrets semble être une méthode adéquate pour modéliser la traction passive du complexe musculo-tendineux. L'allure des courbes numériques est en accord avec la littérature. Cela confirme la possibilité de modéliser la réponse macroscopique non-linéaire hyper-élastique du MTC en utilisant simplement des éléments microscopiques simples, linéaires et élastiques. Le comportement mécanique du MTC en traction passive semble être réglé par le réaligement des fibres dans la structure, lié à la largeur du muscle et du tendon et à l'angle de pennation.

Notre modèle décrit le comportement mécanique du MTC comme le font les modèles musculaires par la MEF (Bosboom *et al.*, 2001, Blemker *et Delp*, 2005, Behr *et al.*, 2006, Laville *et al.*, 2009, Tang *et al.*, 2009, Grasa *et al.*, 2011, Böl *et al.*, 2011, 2012, Gras *et al.*, 2012, Hodgson *et al.*, 2012, Hernandez-Gascon *et al.*, 2013, Berranen *et al.*, 2012, 2014, Webb *et al.*, 2014), mais avec une géométrie simple à l'échelle microscopique, et la possibilité de suivre facilement, par exemple, le comportement d'une fibre musculaire pendant la sollicitation. Ainsi, notre modèle peut prendre en compte l'effet des fibres musculaires, et il permet d'identifier deux principaux effets qui seraient complexes à traiter avec des techniques standards, telle que la méthode des éléments finis : (1) l'influence de la réorientation des fibres musculaires sur la réponse mécanique globale lors d'un essai de traction passive et (2) l'hétérogénéité de la réponse du MTC en fonction de l'angle de pennation.

Il ressort de cette étude que les résultats sont influencés par trois principaux paramètres (la largeur du muscle, la largeur du tendon et l'angle de pennation). Ces trois paramètres peuvent définir correctement la géométrie du MTC et donne une vision globale correcte des réponses possibles du MTC lors d'un essai de traction passive. Cependant, ces paramètres sont liés entre eux car ils dépendent de la taille et du nombre de fibres musculaires et tendineuses dans le MTC.

La prochaine étape consiste à étudier les contraintes à l'intérieur du MTC pendant un essai de traction pour aider à déterminer quelle zone est la plus sujette à subir une rupture. Cette rupture en traction sera aussi modélisée dans la partie suivante.

Modélisation de la rupture du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets. Comparaison avec les résultats expérimentaux



Les parties précédentes ont permis de modéliser la réponse passive du MTC en traction et de connaître l'influence des paramètres géométriques sur la réponse mécanique globale. Afin de modéliser la déchirure du MTC lors d'une contraction excentrique, nous commencerons par modéliser la rupture passive du MTC lors d'un test de traction *in vitro*.

Chapitre 1 : Modélisation DEM de la rupture du complexe musculo-tendineux

1 Introduction

La rupture lors d'essais de traction passive sur des tendons et des complexes musculo-tendineux est encore aujourd'hui mal comprise (Morisawa *et al.*, 1997, Brickson *et al.*, 2001, Butterfield *et* Herzog, 2006, Uchiyama *et al.*, 2011, Pratt *et al.*, 2012). La localisation de la rupture est un des axes de recherche encore peu exploré. En effet, de nombreux auteurs localisent la zone de rupture du MTC au niveau de la JMT (Courthaliac *et al.*, 2003, Song *et al.*, 2004, Petilon *et al.*, 2005, Ilaslan *et al.*, 2007) mais d'autres travaux de recherche montrent que la rupture se localise au niveau du corps musculaire (Lin *et al.*, 1999, Kwak *et al.*, 2005), au niveau du corps tendineux (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Riggini *et al.*, 2014) ou encore à la jonction entre le tendon et l'os lors d'un arrachement osseux (Lin *et al.*, 1999, Schatzmann *et al.*, 1998).

La finalité de ce chapitre est de modéliser la rupture du MTC en DEM, lors d'un essai de traction passif jusqu'à la rupture. Nous prêterons attention à la localisation de la rupture, au type de rupture mis en jeu et aux composants du MTC impliqués dans cette rupture. La rupture est d'abord réalisée sur le modèle du MTC précédemment réalisé (Roux *et al.*, 2016). Après validation de la modélisation de la rupture (mécanismes de rupture, structures impliquées, localisation) avec des essais expérimentaux, le modèle précédent sera amélioré.

2 Matériels et Méthodes

Le modèle DEM du MTC construit précédemment et validé lors de tests de traction passive est utilisé pour modéliser la rupture lors d'un essai de traction passive. Les conditions limites sont analogues à celles de la sollicitation de traction passive. La base inférieure du MTC est encastrée et l'extrémité supérieure est soumise à un déplacement linéaire. La vitesse de traction (2 mm/s), appliquée au MTC modélisé, est identique à celle des essais expérimentaux.

Afin de simplifier la méthode, de diminuer les temps de calcul et de valider uniquement le phénomène de rupture, les dimensions du MTC sont les dimensions moyennes du MTC étudié précédemment (LoM = 134 mm, LoT = 13,4 mm, LaM = 12,1 mm, LaT = 6,7 mm et Ang = 20°).

Un critère de rupture a été implémenté dans le code de calcul selon le principe suivant : lorsque la déformation d'un ressort est supérieure à une déformation imposée (en rapport avec la littérature), le ressort est alors supprimé. Il s'agit d'un critère très simple de rupture locale (pas de prise en compte du voisinage) et sans endommagement (André *et al.*, 2013). Le choix d'un critère en déformation, par rapport à un critère en contrainte, a été adopté, en considération des nombreuses recherches montrant que la déformation guide la rupture du MTC (McMaster, 1933, Myers *et al.*, 1995, Lin *et al.*, 1999, Butterfield *et al.*, 2006).

La valeur de la déformation maximale à rupture varie selon le constituant du MTC. Le tendon a une déformation à rupture de 7,5 % en moyenne (Wren *et al.*, 2001).

Pour l'épimysium, la déformation est très importante lors de la traction. A l'examen des différentes pré-simulations de rupture effectuées, il apparaît que la déformation de l'épimysium pilote en grande partie la rupture (Figure 84). Une valeur de 30 % pour la déformation maximale à rupture de l'épimysium a été adoptée pour la suite de l'étude.

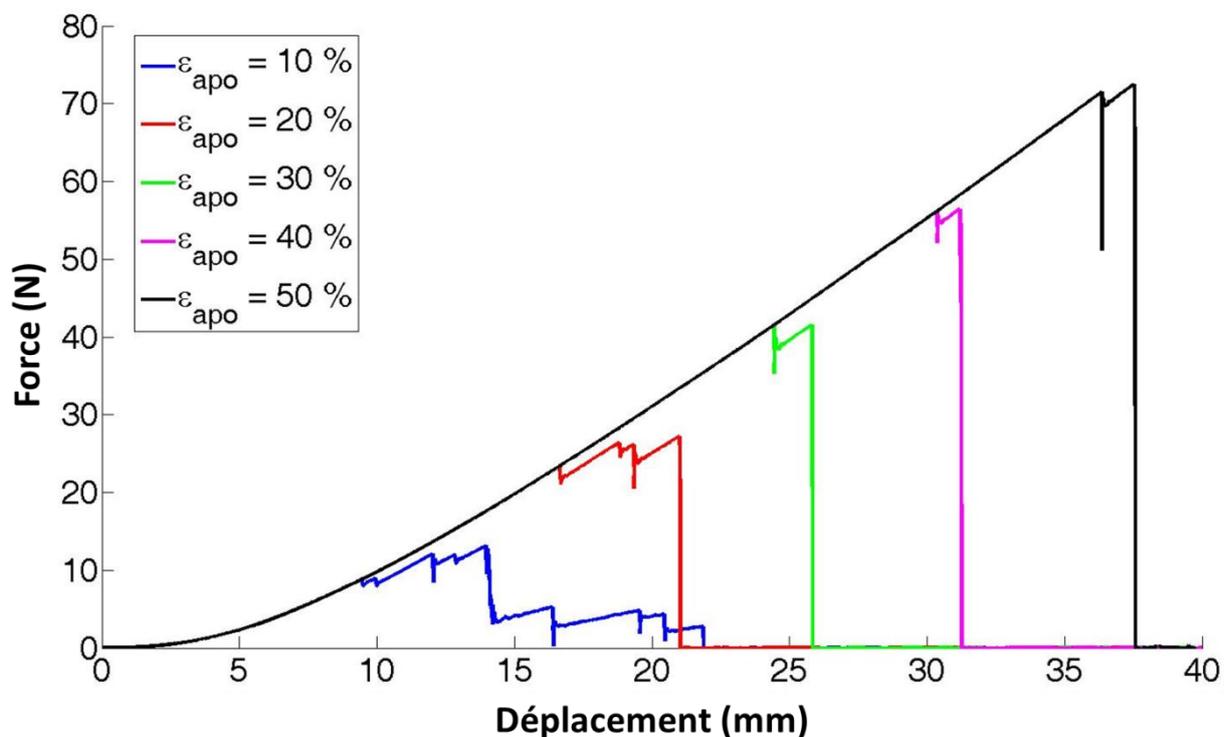


Figure 84 : Influence de la déformation à rupture de l'épimysium sur le comportement global à rupture du MTC

La littérature concernant les études sur la déformation maximale à rupture des fibres est peu abondante (Tidball *et al.*, 1989, Lieber *et al.*, 2003). Seuls Christensen *et al.* (2006) ont noté une déformation à rupture des fibres lentes du muscle *longissimus dorsi* de porc de 53,4 % et une déformation à rupture de 33,8 % pour les fibres rapides. Une déformation maximale de l'ordre de 50 % est donc choisie. Ce choix se justifie par les résultats des études montrant des sarcomères se déformant d'environ 27 % (Lännergren, 1971) à 88 % (Mutungi *et al.*, 2003). Il est alors possible de faire l'hypothèse que les fibres modélisées sont des alignements de sarcomères, justifiant la déformation maximale à rupture de 50 % pour les fibres musculaires.

Les propriétés mécaniques de la MEC sont, à l'instar des chapitres précédents, peu documentées dans la littérature. Ainsi, une étude de sensibilité sur la déformation maximale à rupture de la MEC a été réalisée, en considérant l'influence du critère de rupture sur sa localisation et sur les structures impliquées. Au vu ces très faibles variations du comportement à rupture du MTC, une déformation de 30 % a ainsi été choisie.

Concernant la JMT, en utilisant le raisonnement qui a prévalu pour la détermination de la valeur son module d'Young, la valeur de sa déformation maximale à rupture correspond à la valeur moyenne calculée du tendon et des fibres musculaires, soit 28,8 %. Une étude a cependant été menée avec des valeurs de déformation à rupture de la JMT égale à celle du tendon ou à celle des fibres musculaires. La valeur de la déformation à rupture de la JMT a une très faible influence sur les résultats de rupture numériques ; seule une différence est observée à la fin de la délamination, lorsque la section de la JMT se réduit nettement.

Le Tableau 8 regroupe les valeurs des déformations à rupture des différents constituants du MTC.

Tableau 8 : Déformation à rupture des différents composants du complexe musculo-tendineux

Composant du MTC	Déformation maximale à rupture (%)	Référence
Fibre musculaire	50	Christensen <i>et al.</i> , 2006
Fibre du tendon	7,5	Wren <i>et al.</i> , 2001
Epimysium	30	-
Matrice extracellulaire	30	-
Jonction myo-tendineuse	28,8	-

La méthode de calcul du modèle numérique a été améliorée dans le cas de la rupture d'une fibre musculaire. En effet, lors de cette rupture, la MEC se trouvant à proximité, ne permet pas le maintien de la tension, du fait de son caractère visqueux. Pour modéliser ce phénomène, lorsqu'une fibre musculaire est rompue numériquement, les éléments de la MEC se trouvant à proximité de cette fibre, sont également rompus et supprimés du calcul. La Figure 85 schématise ce processus de rupture.

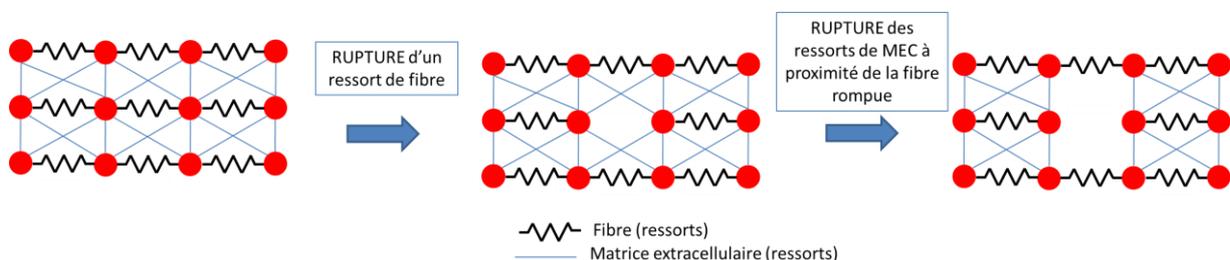


Figure 85 : Schématisation du processus numérique de la rupture d'une fibre musculaire avec rupture des liens de matrice extracellulaire à proximité

Les relations force/déplacement sont obtenues au cours de la simulation numérique, elles sont comparées aux résultats expérimentaux.

Les contraintes peuvent être affichées pour chaque élément discret. L'objectif est donc de connaître et cartographier les contraintes dans chaque élément discret. En repérant les zones de concentration de contrainte, il est également possible de déterminer quelles sont les zones les plus susceptibles de se rompre lors d'un essai de traction. En s'inspirant des travaux d'André *et al.* (2013), le tenseur des contraintes est calculé par la formule suivante :

$$\bar{\sigma}_i = \frac{1}{2\Omega_i} \left(\frac{1}{2} \sum_{j \neq i} \vec{r}_{ij} \otimes \vec{f}_{ij} + \vec{f}_{ij} \otimes \vec{r}_{ij} \right) \quad (17)$$

Avec \otimes : produit tensoriel entre 2 vecteurs,

Ω_i : volume de l'élément discret i ,

$\bar{\sigma}_i$: tenseur des contraintes de Cauchy équivalent de l'élément discret i ,

\vec{f}_{ij} : force exercée sur l'élément discret i par le ressort qui relie l'élément discret i et un autre élément discret j ,

\vec{r}_{ij} : position relative (vecteur) entre le centre des deux éléments discrets reliés i et j .

Enfin, le nombre de liens ressorts rompus au cours de la sollicitation est observé en fonction du déplacement. Il est ainsi possible de connaître la répartition et l'appartenance des liens du MTC lors de sa rupture.

3 Résultats et Discussion

Les contraintes dans chaque élément discret ont pu être calculées lors de la sollicitation de traction jusqu'à rupture. Il est donc possible de visualiser les contraintes tout au long de l'essai. La cartographie des contraintes a confirmé la présence d'une concentration de contraintes dans la zone myo-tendineuse lors d'un essai de traction passive (Figure 86). Ceci s'explique par la grande raideur des tendons et la souplesse des muscles, ce qui est à l'origine d'un saut de raideur à la transition des deux structures : la JMT.

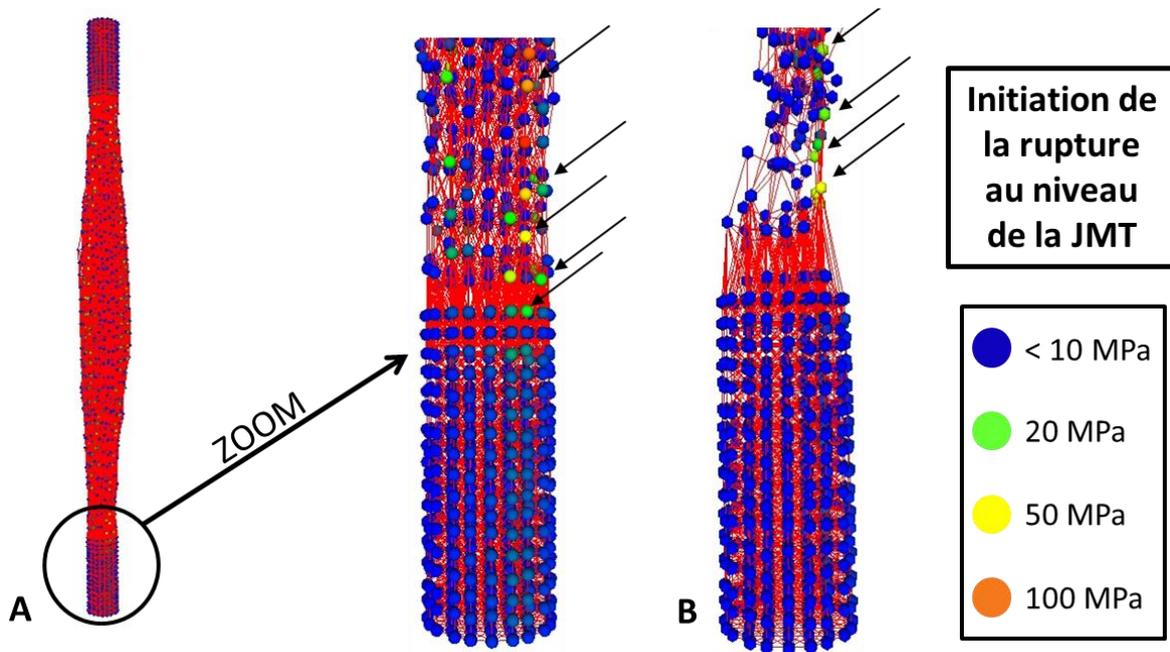


Figure 86 : A. Répartition des contraintes pendant un essai de traction et agrandissement sur la jonction myo-tendineuse. B. Répartition des contraintes au niveau de la jonction myo-tendineuse avec initiation de la rupture (les flèches noires indiquent les concentrations de contraintes)

L'étude des liens ressorts cassés lors d'un essai de traction à rupture montre que la rupture a lieu au niveau des fibres musculaires, proches de la JMT et par conséquent, également au niveau de la MEC (selon le processus de rupture implémenté dans le code de calcul et décrit précédemment) (Figure 87).

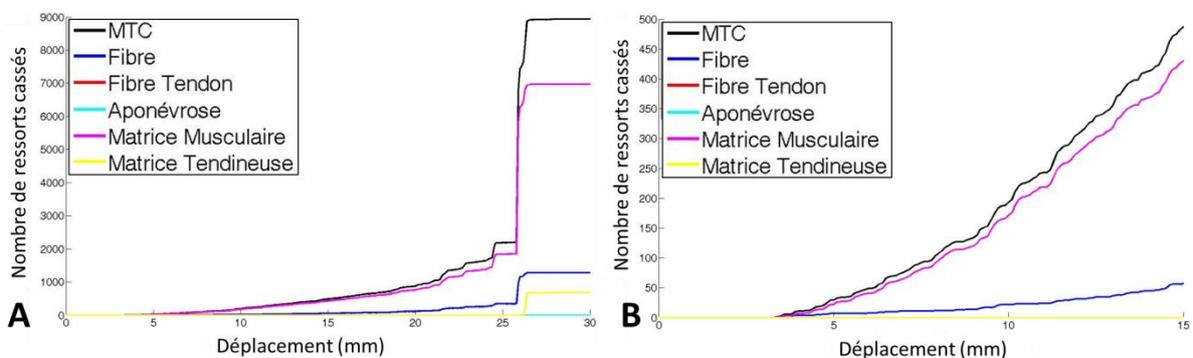


Figure 87 : A. Visualisation du nombre de ressorts rompus en fonction du déplacement B. Agrandissement au niveau des premiers ressorts rompus

Les premiers ressorts à se rompre sont ceux des fibres puis ceux des liens de MEC. Ceci correspond, au niveau macroscopique, à une délamination des fibres musculaires au niveau de la JMT, et ce, jusqu'à rupture.

L'aspect des courbes force/déplacement est caractéristique d'un essai de traction jusqu'à rupture (Figure 88). Ceci peut être mis en relation avec les essais à rupture du SCM décrit dans la thèse de L-L. Gras (2011) (Figure 43).

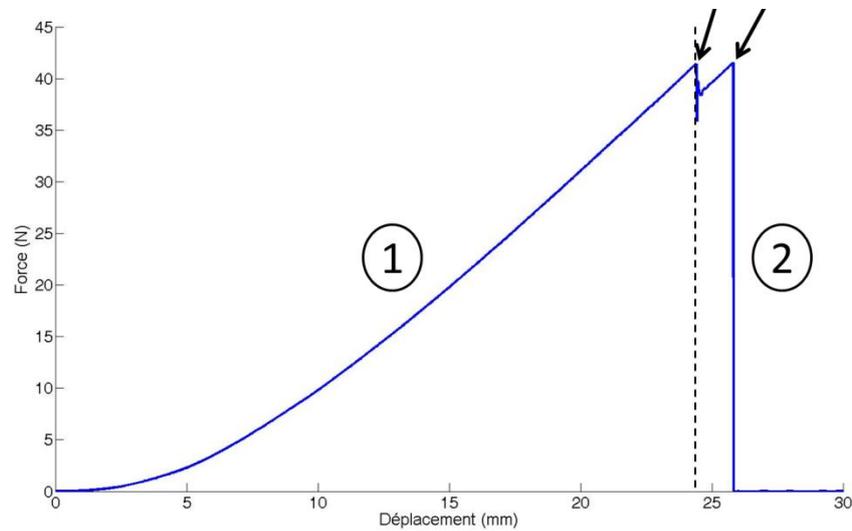


Figure 88 : Courbe force/déplacement pour un essai de traction à rupture. Les flèches correspondent aux ruptures de paquets de fibres jusqu'à la délamination totale du complexe musculo-tendineux

La partie (1) de la courbe (Figure 88) met en exergue l'aspect non-linéaire hyper-élastique qui a déjà été validé précédemment (Roux *et al.*, 2016). La partie (2) de la courbe (Figure 88) représente la rupture avec différents pics qui correspondent à la délamination des fibres musculaires au niveau de la JMT (Figure 89).

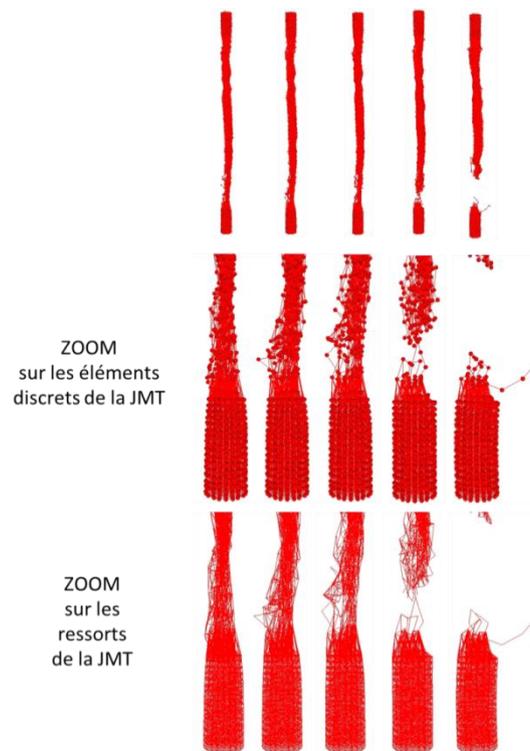


Figure 89 : Rupture du complexe musculo-tendineux au niveau de la jonction myo-tendineuse avec agrandissement sur les éléments discrets et agrandissement sur les ressorts

Ces résultats sont, comme dans les parties précédentes, soumis à certaines hypothèses. Les valeurs des modules d'Young et des déformations à rupture ont été adaptées d'après la littérature. L'absence de données concernant la déformation à rupture de la MEC nous a contraints à étudier son influence sur le type de rupture, sa localisation et la répartition des contraintes au sein du MTC. Etant donné que la MEC représente la majeure partie des tissus visqueux du MTC, une faible déformation à rupture semble correcte.

Bien que la géométrie du MTC ait été très simplifiée, la déformation à rupture du MTC (15,4 %) est du même ordre de grandeur que celle trouvée par Wren *et al.* (2001) (12,8 %), pour des taux de déformation de l'ordre de 1 %/s.

4 Conclusion

Une modélisation DEM de la rupture du MTC a été construite lors d'une simulation numérique de traction passive. La détermination des contraintes dans les éléments discrets lors de la sollicitation a été obtenue, montrant que la JMT est une zone de très forte concentration de contraintes. La rupture passive du MTC a été localisée au niveau de la JMT. La courbe force/déplacement montre qu'une délamination a lieu au niveau de la JMT, avec des reprises d'efforts jusqu'à la rupture globale.

Ce premier chapitre s'est intéressé à la validation de la rupture, au niveau du code de calcul mais également au niveau des résultats attendus (courbe force/déplacement, répartition des contraintes, mécanismes de rupture, localisation de la rupture). Le second chapitre s'attache à modéliser un MTC plus complexe qui est l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour comprendre sa rupture passive. Il sera également possible de comparer le modèle numérique aux essais expérimentaux réalisés, afin de le valider.

Chapitre 2 : Modélisation DEM de la rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. Comparaison avec les essais expérimentaux

1 Introduction

Afin de mieux comprendre la rupture du MTC, des essais expérimentaux sont réalisés, ces derniers servent de comparaison et de base de données permettant ainsi de valider les essais numériques. Ces essais sont réalisés sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille (TA)} (Figure 90).



Figure 90 : Description anatomique du triceps sural et du tendon d'Achille

Le TA est le site le plus fréquent de rupture tendineuse spontanée (Lantto *et al.*, 2014). Une augmentation des cas de rupture du TA est constatée (Leppilahti *et al.*, 1996, Hess *et al.*, 2010), avec une incidence augmentée d'un facteur dix depuis les années 1980 (Lantto *et al.*, 2014). Cette augmentation s'explique en partie par un accroissement de la pratique sportive (Hess *et al.*, 2010), souvent occasionnelle chez des sujets peu entraînés (Jozsa *et al.*, 1989), avec une incidence majoritaire chez les sujets de sexe masculin, entre 30 et 40 ans (Leppilahti *et al.*, 1996). Souvent, la rupture est le stade ultime d'une tendinopathie (Hess *et al.*, 1999). Cependant, ces ruptures sont encore mal comprises, tant au niveau des mécanismes mis en jeu que des structures impliquées ou pour la localisation exacte de la rupture (Song *et al.*, 2004, Riggin *et al.*, 2014). L'étude de la rupture du TA est intéressante au point de vue médical : la comprendre, puis l'étudier et enfin la diagnostiquer dans un but de prévention.

Un modèle de l'ensemble {triceps sural + TA} est réalisé afin d'obtenir une géométrie et une anatomie les plus proches des spécimens anatomiques étudiés. Ce modèle, plus fin, est ensuite validé sur les mêmes critères que précédemment, en comparaison avec les résultats expérimentaux.

2 Matériels et Méthodes

2.1 Essais expérimentaux

2.1.1 Sujets étudiés

Quatorze membres inférieurs de Sujets Humains Post-Mortem (SHPM) congelés comprenant le fémur (avec l'insertion des gastrocnémiens) jusqu'au pied (avec l'insertion calcanéenne du TA), ont été utilisés. Les pièces anatomiques proviennent de dix SHPM frais (un mois après décès) dont 8 femmes et 2 hommes, et dont l'âge au moment du décès varie entre 81 ans et 97 ans (moyenne : 87,9 ans, écart type : 5,7 ans), prélevées au Centre du Don des Corps des Saints Pères, Université Paris Descartes, Paris, France. Chaque pièce anatomique a été soigneusement examinée à la recherche des critères d'exclusion suivants : cicatrices (plaies opératoires du genou à la cheville), malformations/déformations au niveau de la jambe, de la cheville et du pied, état trophique locorégional altéré (escarres, plaies, ...). Les pièces ont été décongelées par exposition à la température ambiante (20 °C) de la salle de chirurgie pendant environ 18 h.

2.1.2 Structures anatomiques étudiées

Lors de ces essais expérimentaux, les principales structures anatomiques étudiées sont le triceps sural (principaux muscles constituant le « mollet ») et le tendon d'Achille. Le triceps sural est un groupe de trois muscles (le muscle soléaire, profond, et les deux muscles gastrocnémiens, ou jumeaux, superficiels), dont les tendons distaux se rejoignent pour le TA à la partie distale de la jambe. Le TA s'insère sur le calcanéum. Les extrémités tendineuses proximales du triceps sural s'insèrent, quant à elles, au niveau de la partie distale du fémur, pour les muscles gastrocnémiens, et au niveau du tibia, pour le muscle soléaire. Les propriétés mécaniques du TA (développées dans la partie bibliographique) ont été étudiées par Wren *et al.* (2001), Magnusson *et al.* (2003), Csapo *et al.* (2010), Zhao *et al.* (2011), Peltonen *et al.* (2012, 2013), Harsen *et al.* (2013).

2.1.3 Protocole expérimental

- ***Etudes préliminaires : Corrélations entre l'essai de traction et l'élastographie***

Les essais expérimentaux de traction jusqu'à rupture réalisés sur l'ensemble {triceps sural + TA} de SHPM s'insèrent dans un projet global réalisé avec le chirurgien orthopédique Thomas-Xavier HAEN (Hôpital Raymond Poincaré, Garches). Ce projet a pour objectif de prédire cliniquement la rupture du tendon d'Achille. A cette fin, nous avons étudié la corrélation entre une mesure élastographique du TA et les données mécaniques obtenues lors d'essais de traction. Trois raisons essentielles motivent ce projet. En premier lieu, la littérature n'a pas encore proposé de protocole d'évaluation clinique reproductible des propriétés biomécaniques du TA avec l'élastographie, ce qui est un prérequis indispensable à l'utilisation de l'élastographie comme méthode de suivi de la cicatrisation du TA rompu. En deuxième lieu, le respect des considérations éthiques interdisant de soumettre des sujets à des tests expérimentaux justifie le recours au sujet cadavérique et de sa transposabilité au sujet vivant. Enfin, il n'a pas été établi, à notre connaissance, de corrélation sur tendon d'Achille humain entre les données fournies par l'élastographie et les tests mécaniques expérimentaux, qui restent la référence.

Préalablement, une étude de reproductibilité sur les pièces anatomiques a été faite par élastographie en position « simili-clinique » : les pièces cadavériques ont été positionnées sur la table d'examen, selon la même orientation qu'un sujet en décubitus ventral. Trois positions de cheville ont été étudiées (position neutre, flexion plantaire maximale et flexion dorsale maximale) afin de déterminer la reproductibilité de nos mesures sur SHPM (Haen *et al.*, 2015) (Figure 91). La reproductibilité est assez élevée : 22,1 % en position neutre, 33,4 % en flexion plantaire maximale et 20,7 % en flexion dorsale maximale.

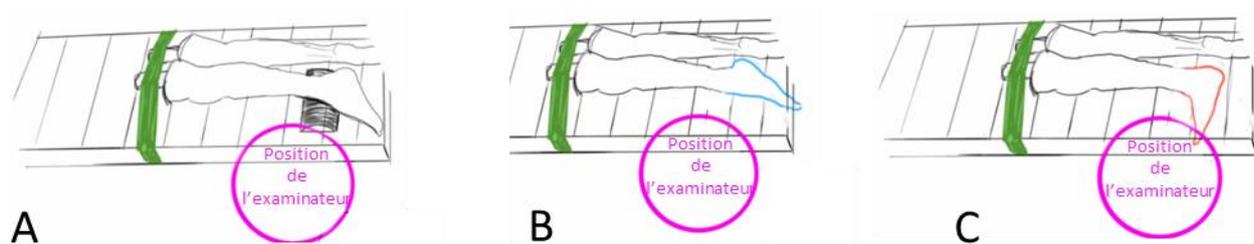


Figure 91 : Différentes positions de cheville A. Position neutre B. Flexion plantaire maximale B. Flexion dorsale maximale (illustration M. Soubeyrand)

Cette étude a été réalisée sur plusieurs niveaux du TA, plus ou moins éloignées de l'insertion dans le calcaneum (Figure 92).

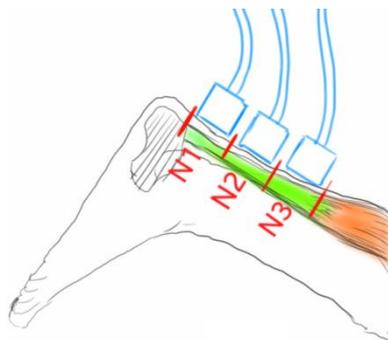


Figure 92 : Différents niveaux de la sonde d'échographie sur le tendon d'Achille (illustration M. Soubeyrand)

Dans cette étude préliminaire, les pièces anatomiques sont préparées puis soumises à des tests progressifs en traction afin de déterminer leurs courbes de contrainte/déformation. Ces tests sont effectués à 3 vitesses de sollicitation (2, 1 et 0,5 mm/s) dans un ordre aléatoire. Le déplacement maximal imposé est de 20 mm. La déformation du tendon est suivie par une caméra ultra-rapide pour suivre le mouchetis sur le TA et, par la suite, effectuer la corrélation d'image sur ce dernier ; nous pouvons ainsi connaître la déformation du TA tout au long de l'essai. La force appliquée au TA étant connue via les données fournies par la machine de traction, il est possible, en utilisant les données géométriques du TA, d'obtenir la contrainte dans le TA au cours de la sollicitation de traction. A partir de la courbe contrainte/déformation du tendon, nous déterminons le module d'élasticité apparent du tendon. Des mesures élastographiques (SWE) ont aussi été réalisées pendant les essais de traction afin de pouvoir corréler les données mécaniques issues de la machine de traction aux mesures du module de cisaillement données par SWE. Dans le cadre des petites déformations, une corrélation a été obtenue entre le module de cisaillement du TA (SWE) et le module d'élasticité apparent du TA (machine de traction). Pour de plus grandes déformations, la corrélation est moins évidente, ceci étant dû, en partie aux grandes déformations subies par l'ensemble {triceps sural + TA}, à l'implantation hélicoïdale des fibres du TA et à leur rotation lors de ces grandes déformations.

- **Préparation chirurgicale**

La peau et les parties molles situées autour du tendon ont été retirées par le chirurgien. Le pied a été désarticulé et retiré et seule la grosse tubérosité du calcaneum (sur laquelle s'insère le TA) a été conservée, en respectant évidemment l'insertion du TA. La partie proximale du TA a été isolée des masses musculaires (gastrocnémiens et soléaire). Le calcaneum a été solidarisé à la partie inférieure du banc d'essai en le noyant dans du ciment chirurgical (PMMA) à l'intérieur d'un godet en aluminium. Le godet est ensuite fixé sur la base inférieure de la machine de traction. Une attention particulière a été portée sur l'insertion du TA afin de la laisser complètement libre pour ne pas perturber les mesures (Figure 93).

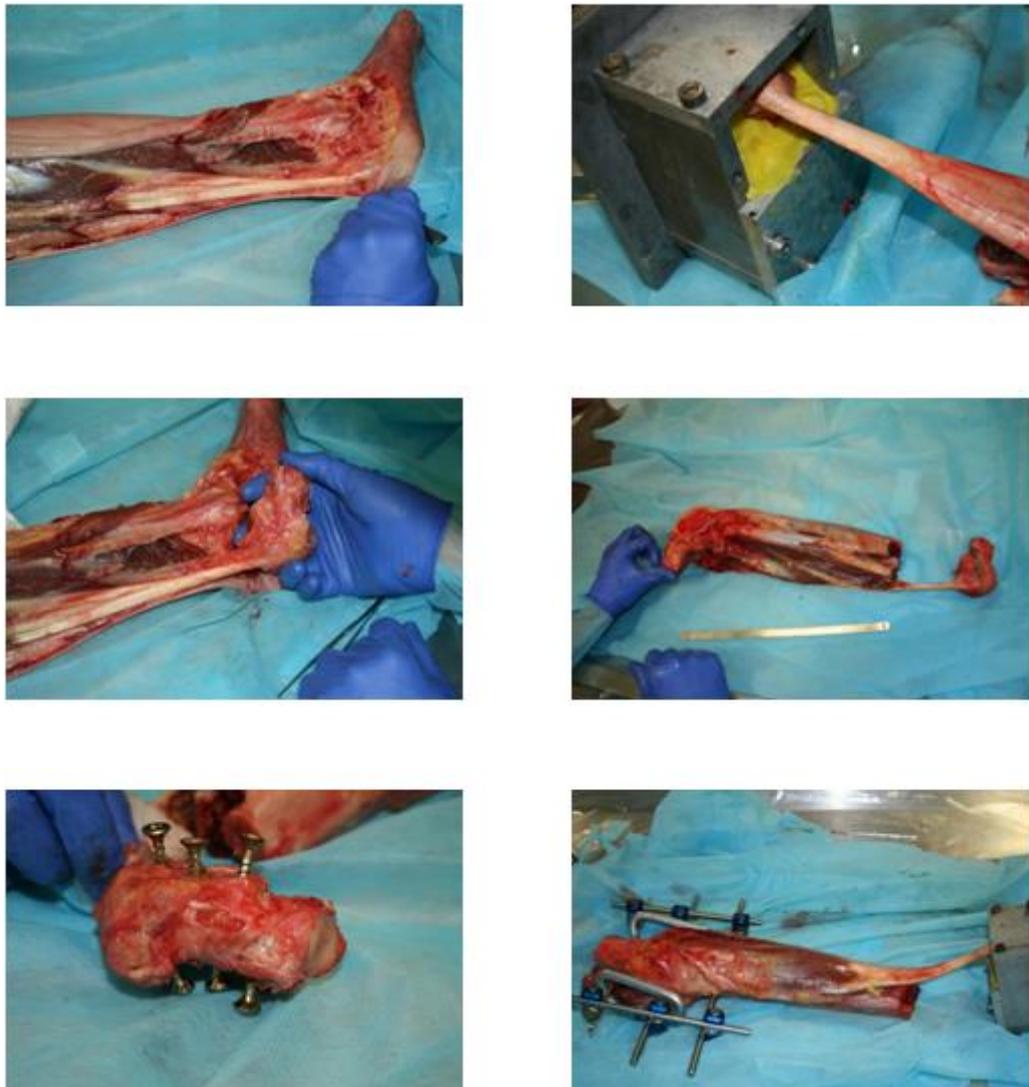


Figure 93 : Préparation des pièces anatomiques

Le genou est bloqué en extension, à l'aide trois fiches de fixateur externe transversales (deux fémorales et une tibiale) reliées par deux tiges longitudinales, afin de ne pas parasiter les mesures par une détente musculo-tendineuse induite par une flexion du genou au cours de l'essai de traction.

La Figure 94 montre l'ensemble des fixations de la pièce anatomique.

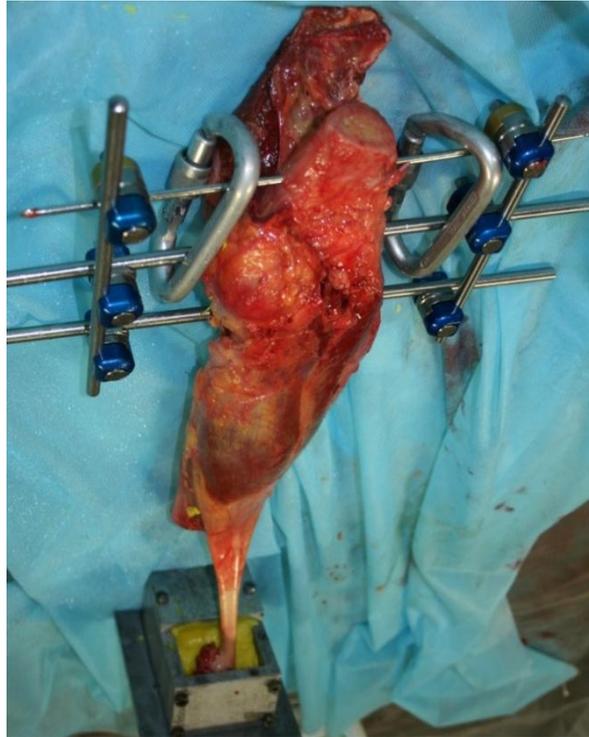


Figure 94 : Préparation de la pièce anatomique, avec les fixations proximales et distales

La pièce anatomique a été fixée à sa partie inférieure sur la traverse de la machine de traction INSTRON 5500R® (capacité de charge : 10 kN) au niveau du godet renfermant le calcanéum. La partie supérieure a été fixée au capteur de force par un système de mousquetons s'appuyant sur les tiges fixées dans le genou. Le montage global est illustré par la Figure 95.

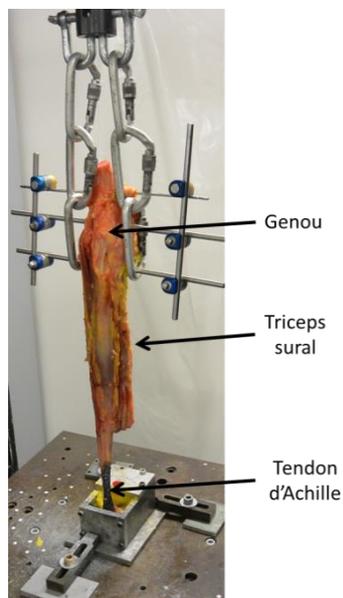


Figure 95 : Montage global de l'essai de traction jusqu'à rupture

La pièce anatomique, une fois placée sur la machine de traction est numérisée géométriquement grâce au système HandyScan 3D® (Creaform, Canada) qui permet d'acquérir la géométrie 3D de la pièce anatomique. Cette dernière est recrée numériquement avec ses dimensions et formes réelles (Figure 96), il est ainsi possible d'obtenir les paramètres morphologiques du MTC.

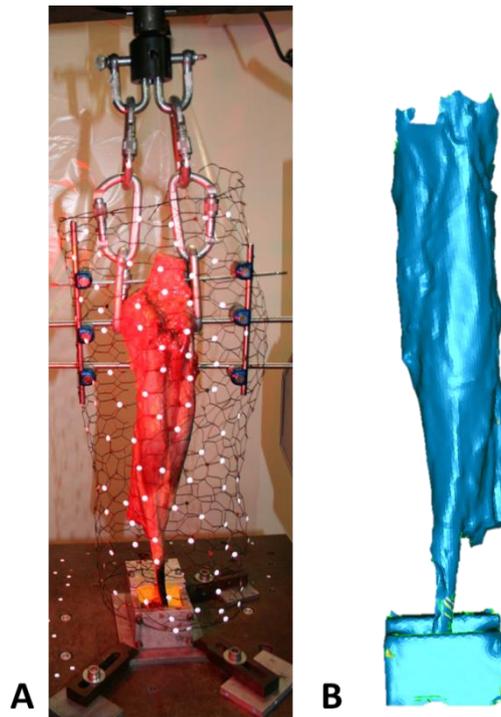


Figure 96 : A. Acquisition 3D de la géométrie de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} par HandyScan 3D®.
B. Reconstruction 3D de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} réalisée à partir des relevés obtenus par HandyScan 3D®

- *Essais à rupture*

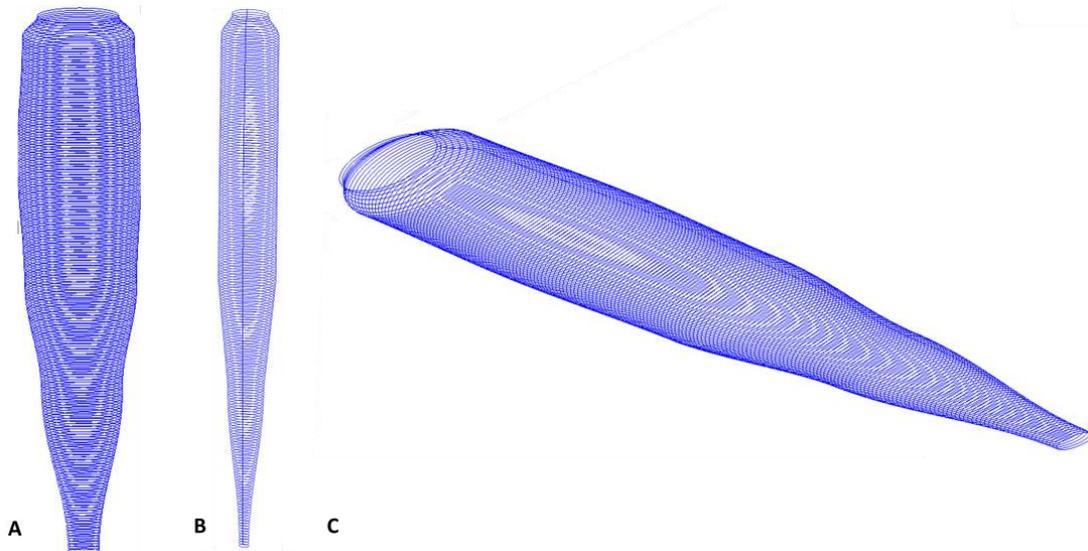
Des essais quasi-statiques de traction jusqu'à rupture, à une vitesse de 2 mm/s ont ensuite été effectués sur chaque pièce anatomique. Les conditions limites de fixation des pièces anatomiques sont les mêmes que celles de l'étude préliminaire.

Lors de l'essai de traction jusqu'à rupture, la force et le déplacement du MTC sont étudiés à partir des données fournies par la machine de traction. La localisation de la zone de rupture est aussi observée afin de détecter quel composant du MTC est rompu et connaître le mécanisme de rupture mis en jeu. La corrélation d'image n'a pas pu être utilisée pour l'étude de la rupture. En effet, lors de l'allongement du MTC, la zone du TA nous intéressant s'allonge beaucoup et sort de la zone d'étude pour la corrélation d'image ; cette zone d'étude étant préalablement fixée pour avoir une précision suffisante.

2.2 Modélisation de la rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}

Grâce à la méthode précédente de construction du MTC, il a été possible de construire l'ensemble {triceps sural + TA} en utilisant la géométrie d'un muscle moyen (valeur moyenne des différents paramètres morphologiques relevés expérimentalement avec le système HandyScan 3D®). Pour une simplification de la géométrie du MTC, les sections sont de formes elliptiques. L'ensemble de ces ellipses représente la forme extérieure du MTC (Figure 97). Les trois muscles du triceps sural ont été construits. Les deux muscles gastrocnémiens ont été construits, avec un angle de pennation (pour chacun) de 17°, en accord avec

l'anatomie de ces derniers (Chow *et al.*, 2000). Le muscle soléaire a lui aussi été construit avec un angle de pennation de 25° (Chow *et al.*, 2000). Les trois muscles sont entourés d'aponévroses, qui les relient entre eux. Identiquement à la modélisation des chapitres précédents, une aponévrose globale englobe les trois muscles.



**Figure 97 : Modélisation de l'enveloppe des trois muscles du triceps sural à l'aide de sections elliptiques.
A. Vue de face. B. Vue de profil. C. Vue en perspective**

Les extrémités supérieures et inférieures des trois muscles sont regroupées pour former le TA pour la partie inférieure et un seul tendon pour la partie supérieure. Nous ferons l'hypothèse que les trois chefs du triceps sural se regroupent en un seul tendon au niveau du genou, par soucis de simplifications numériques du modèle. La même méthode de construction que celle utilisée précédemment (Roux *et al.*, 2016) a été utilisée pour construire les deux tendons et les JMT. Concernant le TA, sa physiologie montre que ses fibres sont sujettes à une rotation entre les deux extrémités du tendon. Cette rotation de 90° (Lengelé *et al.*, 2009, Doral *et al.*, 2010, Uquillas *et al.*, 2015) a été prise en compte dans le modèle du TA, en créant une rotation de 90° des fibres du tendon entre leurs deux extrémités. La Figure 98 représente la modélisation en DEM de l'ensemble {triceps sural + TA}.

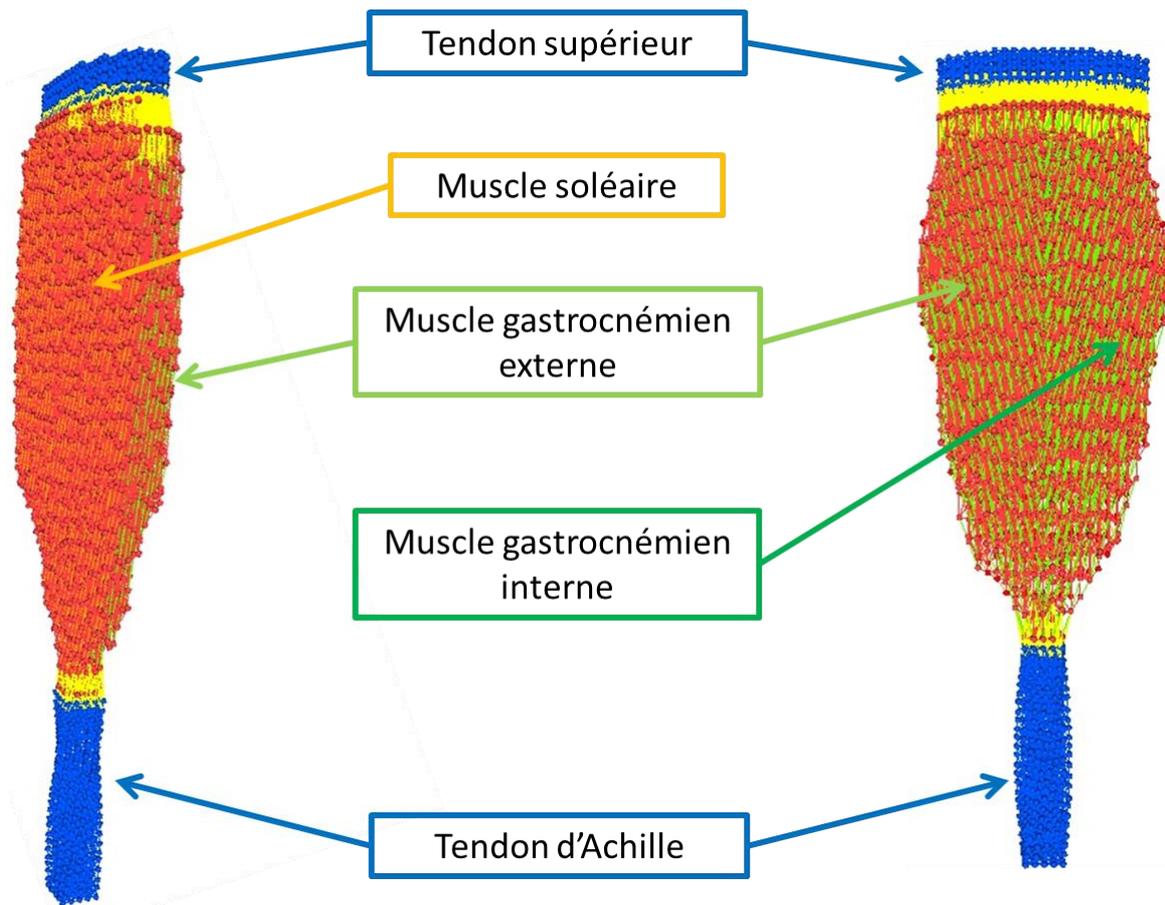


Figure 98 : Modélisation par la méthode des éléments discrets de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} avec les différents muscles (gastrocnémiens interne et externe et soléaire) et tendon (tendon supérieur et tendon d'Achille) le constituant

Les propriétés mécaniques des différents constituants du MTC (tendons, fibres, epimysium, MEC, JMT) sont identiques à celles des chapitres précédents. La rupture ayant été validée pour un MTC simple, les déformations à rupture des différents composants de l'ensemble {triceps sural + TA} sont identiques à celles du Chapitre 1. Une étude de sensibilité a tout de même été réalisée sur la déformation maximale à rupture de « l'aponévrose profonde » (reliant, en les séparant, les trois muscles entre eux). Différentes valeurs ont été testées (2, 5, 7,5, 10, 20, 30, 40 et 50 %). Il résulte de cette étude de sensibilité que la déformation à rupture de l'aponévrose profonde a une influence sur la délamination des fibres au niveau de la JMT. En effet, plus sa déformation maximale à rupture est faible, plus la rupture est prononcée, au contraire, plus elle est élevée, moins la rupture se crée. Dans ce dernier cas, seuls les liens de l'aponévrose profonde persistent (les liens fibres et matrices étant rompus), la traction s'effectue donc uniquement sur ces liens d'aponévrose (très raides). Cela augmente considérablement la raideur de notre structure et augmente donc la force de traction, tout ceci ne reflétant pas le comportement expérimental obtenu.

Lors des essais numériques de traction passive jusqu'à rupture, les courbes force/déplacement, les contraintes dans les éléments discrets, les liens rompus, la localisation de la rupture, les mécanismes de rupture et les structures impliquées sont analysés.

3 Résultats et Discussion

3.1 Essais expérimentaux

L'aspect des courbes force/déplacement de l'ensemble {triceps sural + TA} peut se séparer en deux parties (Figure 99). La partie (1) correspond à la traction (avant rupture) du MTC. On note ici aussi le comportement non-linéaire hyper-élastique du MTC, largement étudié dans la littérature (Martins *et al.*, 1998, Johansson *et al.*, 2000, Breuls *et al.*, 2003, Blemker *et Delp* 2006, Gras *et al.*, 2012).

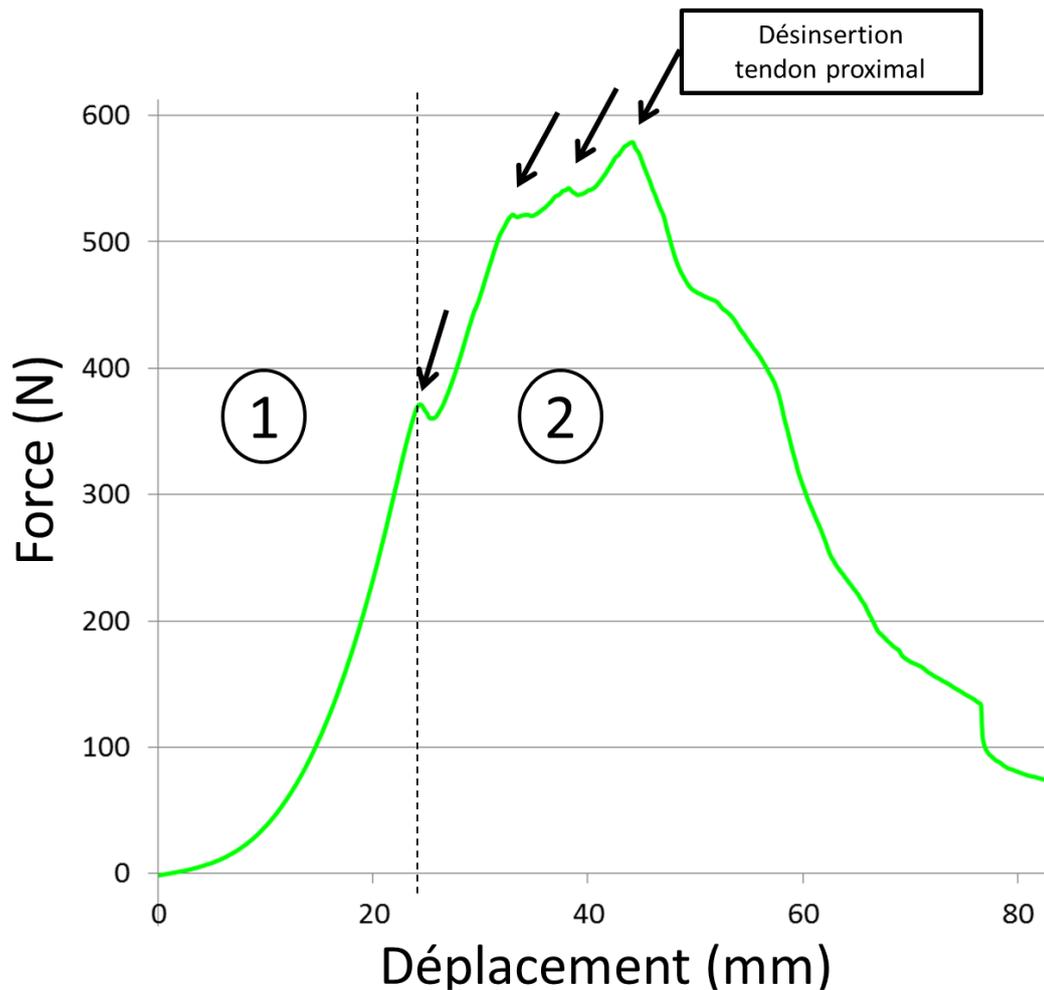


Figure 99 : Courbe force/déplacement de traction jusqu'à rupture pour l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour une vitesse de sollicitation de 2 mm/s. Les flèches correspondent aux ruptures de fibres jusqu'à la rupture totale de la pièce anatomique

La partie (2) correspond à la rupture de la pièce anatomique. Cette rupture se localise au niveau de la JMT (Figure 100).

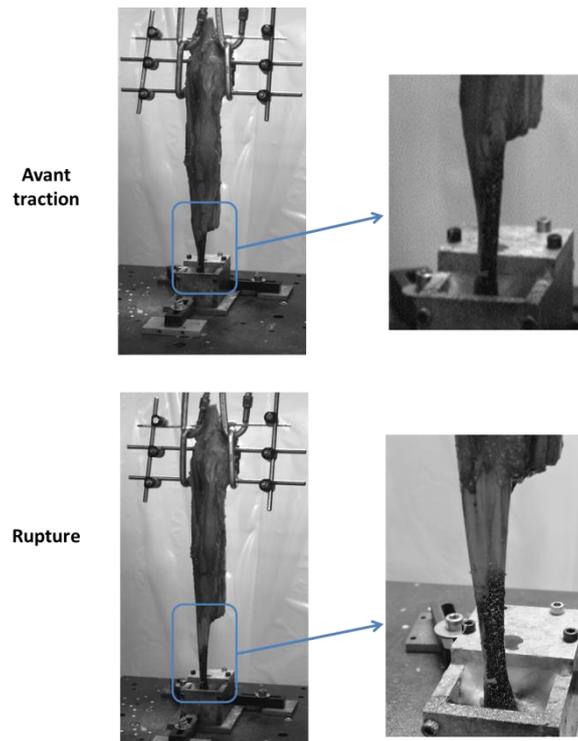


Figure 100 : Localisation de la rupture au niveau de la jonction myo-tendineuse lors de l'essai de traction jusqu'à rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}

Les différents pics de la courbe force/déplacement correspondent aux ruptures des paquets de fibres, provoquant la fragilisation de la structure au niveau de la JMT et cela jusqu'à la délamination complète de la JMT au niveau du TA. Une deuxième rupture intervient également, au niveau de la JMT proximale du muscle soléaire qui se décroche et provoque la chute de la force et la rupture totale du MTC. De plus, nous remarquons que la pente de la courbe, après chaque pic, est de plus en plus faible. Cette diminution de raideur correspond à la reprise des efforts de traction par la structure lésée, dont le nombre de fibres au niveau de cette section lésée diminue jusqu'à ce que la structure ne soit plus assez rigide pour supporter ces efforts et se rompe totalement.

Les courbes force/déplacement des différentes pièces anatomiques ont la même allure. La force moyenne à rupture est de 622 N (écart type = 273 N), correspondant pour le TA, à une contrainte moyenne à rupture de 2,1 MPa (écart type = 1,0 MPa). Cette valeur est plus faible que celles obtenues dans la littérature, donnant une contrainte élastique maximale de 36,5 MPa selon Magnusson *et al.* (2003), obtenue lors d'essais *in vivo* sur volontaires. Selon Hansen *et al.* (2012), la contrainte à rupture est estimée à 33,7 MPa. Cette valeur provient d'essais de traction réalisés sur des échantillons de TA obtenus lors de biopsies faites sur des patients souffrant d'une rupture du TA. Cette différence entre nos essais expérimentaux et les valeurs issues de la littérature peut s'expliquer d'une part par l'utilisation pour notre étude de pièces anatomiques cadavériques, provenant de SHPM très âgés, comparé aux essais sur patients *in vivo* et d'autre part par la différence du taux de déformation de la sollicitation. La valeur moyenne des déplacements à rupture est de 33,2 mm (écart type = 4,8 mm), correspondant à une déformation moyenne à rupture de 8,6 % (écart type = 1,3 %). La déformation à rupture du MTC obtenue est du même ordre de grandeur que celle issue de la littérature (12,8 % selon Wren *et al.* (2001) à un taux de déformation de 1 %/s). La faible différence peut s'expliquer par le fait de l'utilisation de pièces anatomiques cadavériques d'âges différents, d'un taux de déformation légèrement plus faible et notamment de structures étudiées qui sont différentes. En effet, Wren *et al.*, (2001) ont uniquement réalisés des essais sur le TA alors que notre étude s'est portée sur l'ensemble {triceps sural + TA}, ce qui prend également en compte l'influence du muscle et autre composants du MTC.

3.2 Essais numériques sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}

Les essais numériques sur l'ensemble {triceps sural + TA} donnent des résultats similaires à ceux réalisés dans le chapitre 1 sur un muscle de géométrie simplifiée, concernant les zones de concentration de contraintes, les courbes force/déplacement à rupture et la localisation de la rupture.

Pour les courbes force/déplacement, deux zones sont identifiables. La première zone correspond au comportement du MTC en traction passive. La seconde zone correspond à la rupture du MTC avec délaminisation des fibres musculaires (Figure 101). Une reprise des efforts après chaque pic de rupture apparaît aussi lors de la simulation numérique. A chaque reprise des efforts, le nombre de fibres diminue au niveau de la zone lésée, ce qui confère une raideur de plus en plus faible à la structure.

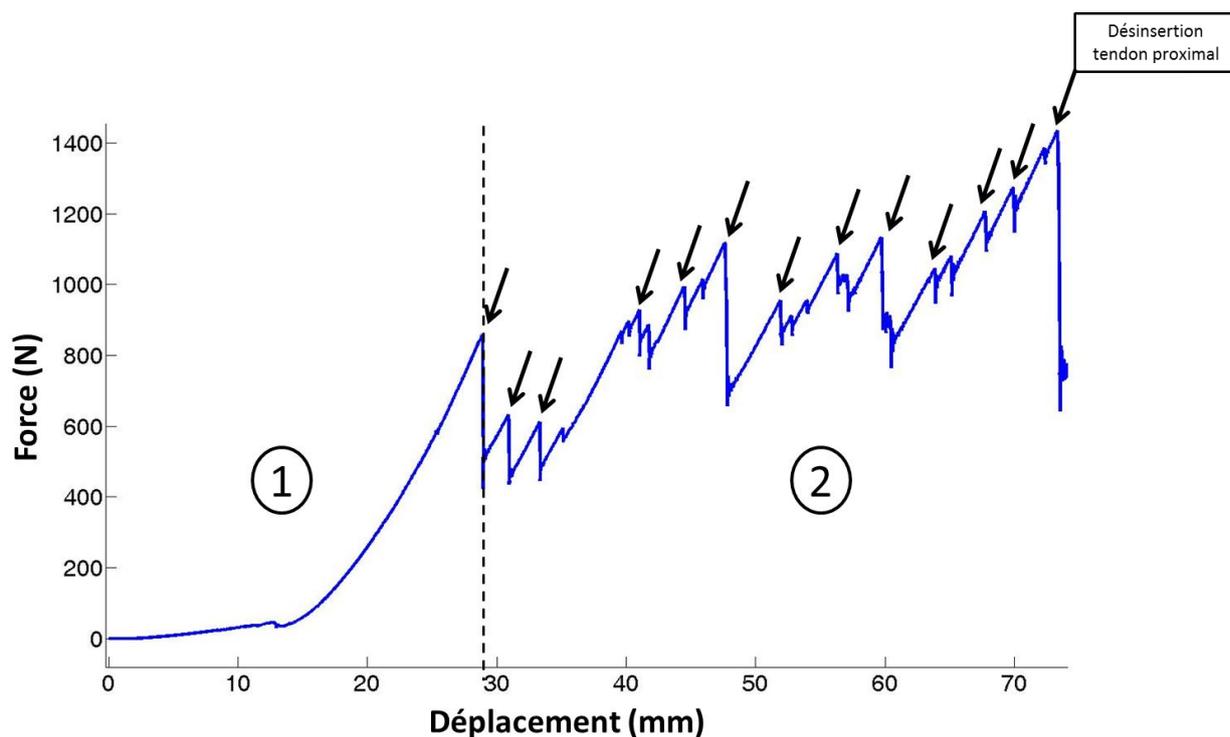


Figure 101 : Courbe force/déplacement pour un essai de traction à rupture sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. Les flèches correspondent aux ruptures de paquets de fibres jusqu'à la délaminisation totale du complexe musculo-tendineux

En accord avec les résultats expérimentaux, nous avons imposé un critère de fin de rupture si la chute de force est trop importante, même si le modèle numérique continuait à enregistrer des forces et des pics de rupture plus faibles. En effet, la JMT au niveau du TA n'est pas totalement rompue. Cependant, les muscles soléaire et gastrocnémiens sont désinsérés dans leur partie proximale. Seuls des liens isolés restent et maintiennent la structure, mais ceci relève plus d'un aspect numérique que d'un aspect physiologique. Ainsi, nous avons considéré que la désinsertion des trois muscles au niveau de leurs attaches tendineuses proximales caractérisait la rupture de notre MTC (Figure 102).

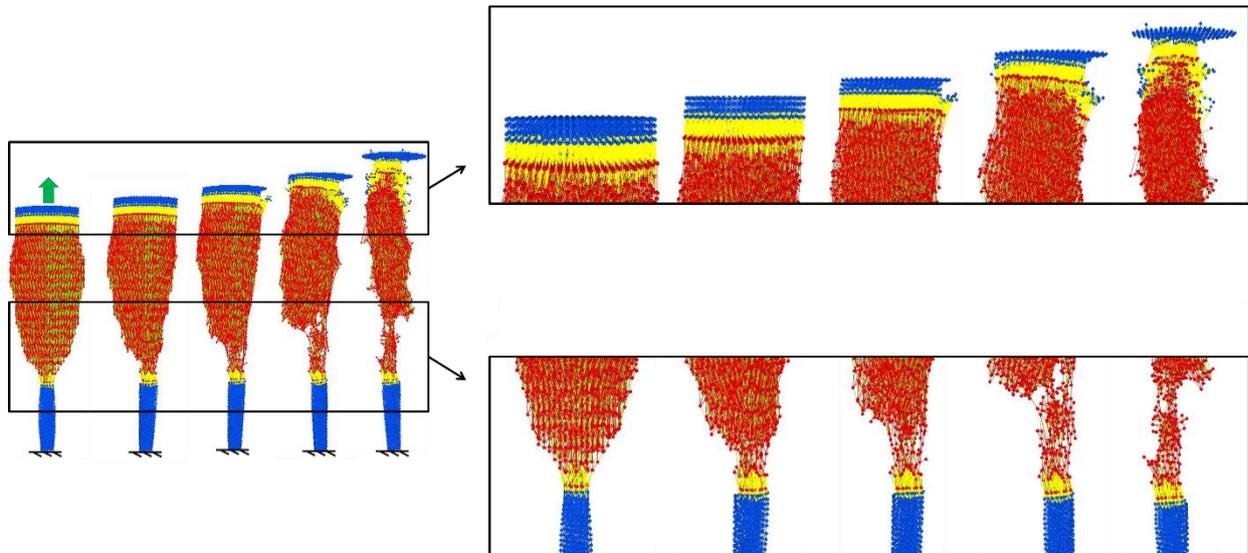


Figure 102 : Visualisation de la simulation numérique de l'essai de traction à rupture de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} avec agrandissement sur les jonctions myo-tendineuses proximales et distales

Les concentrations de contraintes sont présentes au niveau de la JMT, qui est la zone de localisation de la rupture (Figure 103). Ce résultat est le même que celui évoqué pour la visualisation des contraintes dans chaque élément discret lors des essais numériques de rupture sur le MTC générique (Chapitre 1).

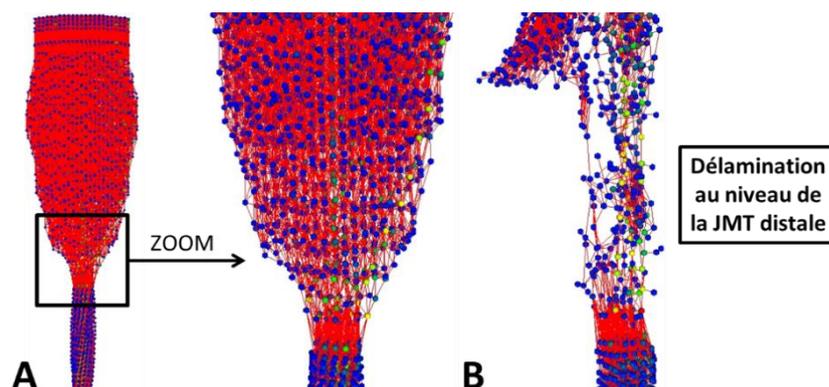


Figure 103 : A. Répartition des contraintes pendant un essai de traction et agrandissement sur la jonction myo-tendineuse B. Répartition des contraintes au niveau de la jonction myo-tendineuse avec initiation de la rupture

La répartition des liens détruits au cours de l'essai de traction à rupture montre que les fibres musculaires et les liens de MEC (musculaire et tendineuse) sont les principaux acteurs de la rupture. Les aponévroses, superficielles et profondes, se rompent peu lors de la délamination au niveau des JMT (Figure 104-A). Cependant, l'étude des proportions de liens ressorts cassés en fonctions du nombre initial de ressorts montre que l'initiation de la rupture va entraîner une augmentation forte et brutale du nombre de fibres rompues (Figure 104-B). Les aponévroses vont aussi se rompre au cours de l'essai de traction. Leur pourcentage n'est par contre pas négligeable et correspond à la rupture des ressorts d'aponévrose autour des zones myo-tendineuses, rendant ces zones plus fragiles et initiant la rupture. En effet, il est observable sur la courbe que l'augmentation du nombre de ressorts d'aponévrose rompus correspond au début de la rupture et à l'augmentation brutale du nombre de fibres (musculaires et tendineuses) rompues qui correspond pour la partie distale à la délamination de la JMT et pour la partie proximale à la désinsertion du tendon proximal. La rupture des fibres (musculaires ou tendineuses) entraîne la rupture de la MEC se situant à proximité, au vu du critère de rupture implémenté (Chapitre 1). La Figure 104-C met en avant ce phénomène par un agrandissement de la rupture des fibres tendineuses, suivi par la rupture d'un grand pourcentage de ressorts de matrice tendineuse. Le pilotage de la rupture globale par la rupture des fibres, nous permet, pour

les prochains résultats, de créer un groupe de ressorts formé de fibres et de matrice. La rupture des ressorts de ce nouveau groupe sera analysée dans les deux JMT, afin de comprendre le comportement et les ressorts rompus lors de la sollicitation.

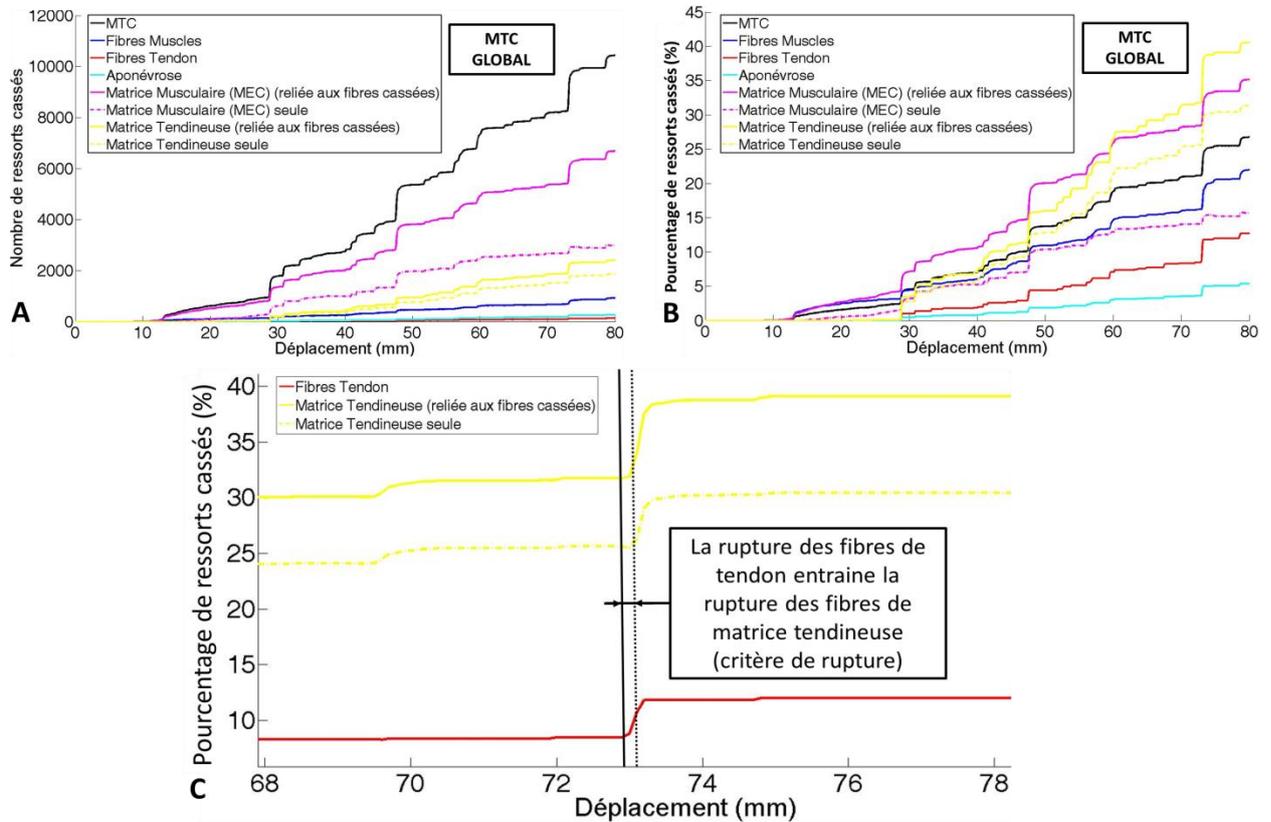


Figure 104 : A. Répartition des liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. C. Agrandissement de la courbe (B) pour une rupture des fibres tendineuses suivie d'une rupture de la matrice tendineuse

La répartition du nombre de ressorts rompus par zone dans le MTC montre qu'au niveau de la JMT proximale, une très grande proportion de fibres et matrice tendineuses sont rompues (environ 35 %) (Figure 105-A). Ce résultat est en accord avec les résultats précédents, confirmant la désinsertion du tendon proximal au cours de l'essai de traction. La JMT proximale ne présente pas un grand nombre de ressorts de fibres musculaires rompus car la désinsertion tendineuse gouverne la rupture proximale du MTC. La JMT distale correspond, quant à elle, à la seconde zone pour laquelle la proportion de fibres et de MEC musculaire rompues est très élevée (environ 37 %) (Figure 105-B). Ce résultat conforte nos résultats précédents, confirmant la délamination des fibres musculaires au niveau de la JMT distale.

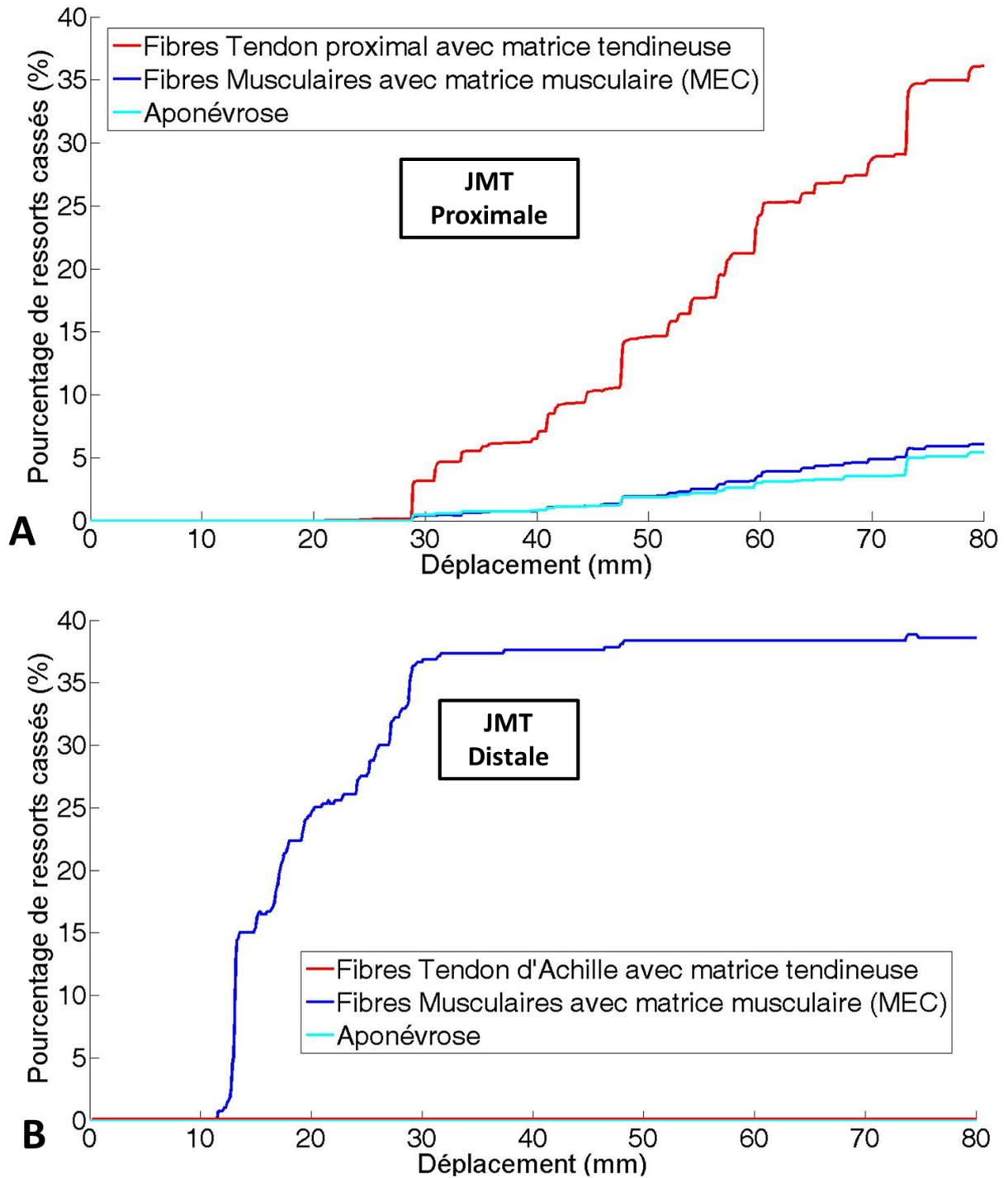


Figure 105 : A. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situés dans la JMT proximale. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situé dans la JMT distale

Les deux zones les plus touchées par la rupture sont donc la zone tendineuse proximale (qui subit une désinsertion) et la JMT distale (qui subit une délamination). Le corps musculaire est peu affecté par les liens rompus. Seuls des liens de MEC musculaire et de fibres musculaires sont rompus mais dans des proportions bien moindres que les autres zones étudiées.

3.3 Comparaisons simulations numériques / essais expérimentaux

Les simulations numériques ont été réalisées avec les mêmes conditions limites que les essais expérimentaux et à même vitesse de sollicitation (2 mm/s). Dans les deux études, le caractère non-linéaire hyper-élastique du MTC a été mis en avant et confirmé (Figure 106).

L'initiation de la rupture (1^{er} pic de rupture) se produit pour le même déplacement, numériquement et expérimentalement (Figure 106). Les pics des courbes de force observés au cours de la traction, correspondant à la rupture de paquets de fibres jusqu'à la rupture totale de la JMT, ne sont pas en accord complet entre les simulations numériques et les résultats expérimentaux. Expérimentalement, la délamination est beaucoup plus rapide que numériquement : le nombre de paquets de fibres se rompant à chaque pic de rupture est très important, impliquant un nombre de reprises des efforts par les structures lésées beaucoup plus faible expérimentalement. Numériquement, lors de la délamination, les fibres peuvent se « réorganiser » avec de nouveaux alignements de liens (créés par la rupture de la MEC), et retarder la rupture des paquets de fibres. De petits paquets de fibres se rompent donc au fur et à mesure. Le critère de rupture locale choisi explique donc les très nombreux pics de rupture obtenus numériquement. La « réorganisation » des fibres avec de nouveaux alignements de liens justifie le fait que la structure doit s'étirer davantage pour atteindre leurs déformations maximales à rupture. Le déplacement correspondant à la rupture totale est donc plus important.

Il est à noter que l'ordre de grandeur des simulations numériques est analogue à celui des essais expérimentaux pour les courbes force/déplacement. Dans les deux cas, des paquets de fibres se rompent provoquant une délamination progressive de la JMT jusqu'à la rupture totale du MTC. Les ruptures totales du MTC sont causées par une désinsertion proximale des muscles, aussi bien au point de vue expérimental que numérique.

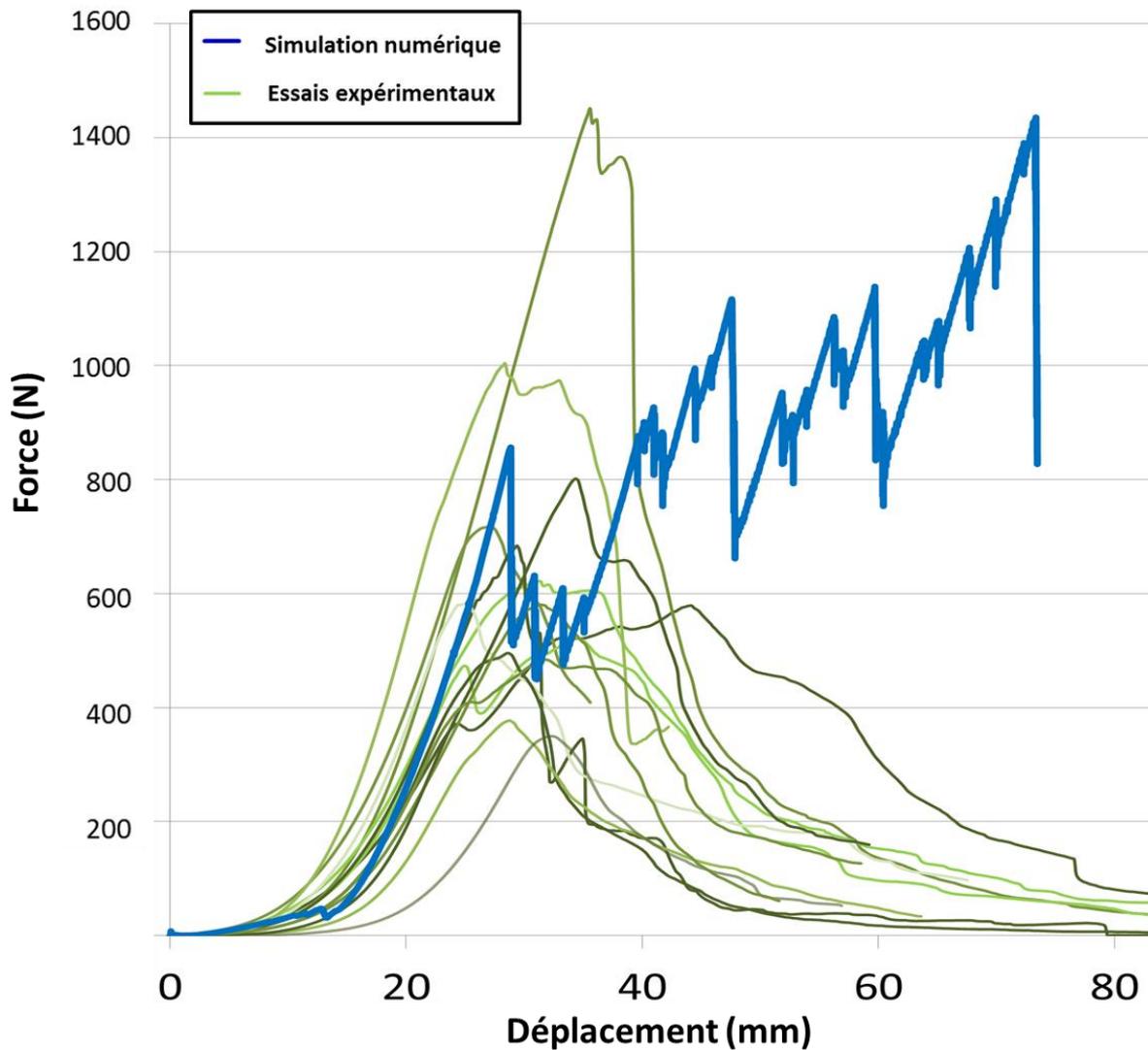


Figure 106 : Comparaison des courbes numériques et expérimentales pour un essai de traction passive jusqu'à rupture par délamination des fibres musculaires de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}

L'un des résultats importants dans ces deux études est que la localisation de la rupture a lieu au niveau de la JMT. Pour les simulations numériques, 100 % des ruptures surviennent au niveau de la JMT. Lors des essais expérimentaux, 93 % des pièces anatomiques (13 sur 14) se rompent au niveau de la JMT (Figure 107-A) et 7 % des pièces anatomiques (1 sur 14) se rompent avec arrachement osseux au niveau du calcaneum (Figure 107-B). Les proportions sont en accord avec celles décrites dans la littérature donnant 80 % des cas de ruptures intervenant au niveau de la JMT et les 20 % restant au niveau du tendon ou de l'attache tendineuse (Ilaslan *et al.*, 2007).

Les principaux éléments impliqués dans la rupture du MTC sont les fibres musculaires, la MEC et l'épimysium qui se rompt après l'amorçage de la rupture dans le MTC.

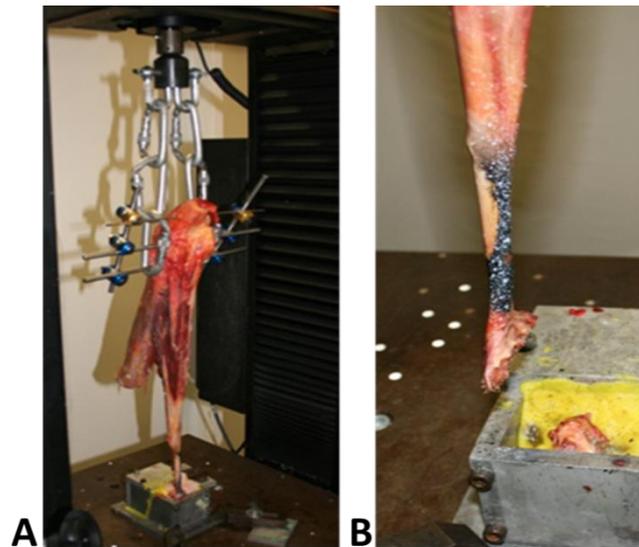


Figure 107 : A. Rupture du MTC {triceps sural + tendon d'Achille} au niveau de la jonction myo-tendineuse.
B. Rupture du MTC {triceps sural + tendon d'Achille} avec arrachement osseux au niveau du calcanéum

Cependant, certaines variations sont à relever entre les simulations numériques et les essais expérimentaux. Le déplacement maximal à rupture du MTC est légèrement plus élevé numériquement qu'expérimentalement bien que l'initiation de la rupture se produise pour un déplacement quasi-similaire au point de vue expérimental ou numérique. Les approximations numériques, la géométrie du MTC adaptée ou encore les critères de déformation maximales adaptés, peuvent expliquer cette légère différence.

Les modules d'Young (comme expliqué aux chapitres précédents) et les déformations maximales à rupture ont été adaptés d'après la littérature ou déduits d'une étude de sensibilité sur les résultats de traction passive jusqu'à rupture (MEC, JMT, aponévrose profonde). Cependant, le pattern de rupture n'en est pas modifié pour autant, pas plus que la zone de rupture (Figure 108), ce qui, dans notre approche globale de la rupture reste l'objectif principal pour la validation du modèle de rupture.

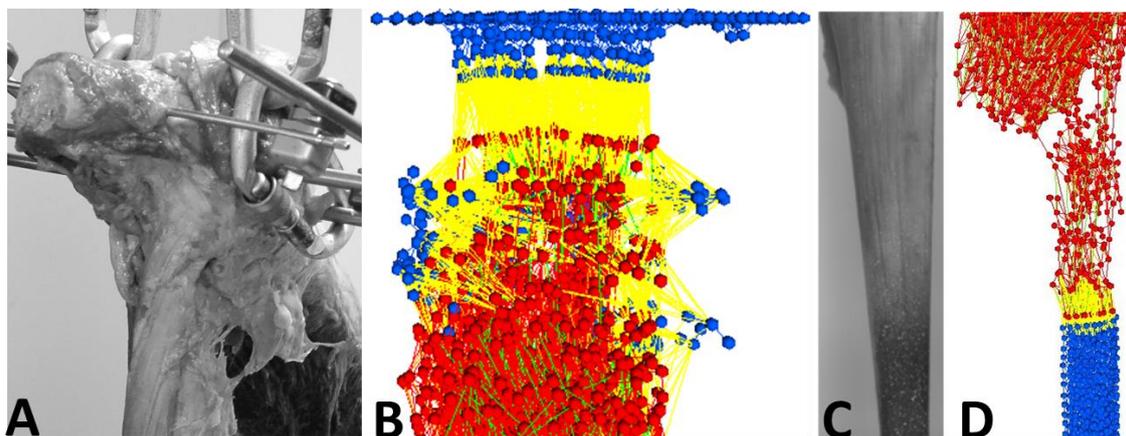


Figure 108 : Zone de rupture au niveau des jonctions myo-tendineuses proximales et distales.
Désinsertion de la JMT proximale expérimentalement (A) et numériquement (B).
Désinsertion de la JMT distale expérimentalement (C) et numériquement (D)

La déformation maximale à rupture des fibres a été adaptée selon les hypothèses formulées sur les sarcomères, constituants principaux des fibres musculaires. L'étude de sensibilité sur la déformation maximale à rupture de l'épimysium a permis de montrer que ce constituant a un rôle important de protection lors de la rupture. L'épimysium permet de protéger le MTC lors de grandes déformations (Bensamoun *et al.*, 2006, Turrina *et al.*, 2013) et subit lui-même de grandes déformations avant de se rompre. Ceci justifiant sa valeur

élevée de 30 % de déformation maximale à rupture même si cette valeur est légèrement éloignée des seuls résultats effectués sur la rupture de l'épimysium d'animal (dinde) par Azizi *et al.* (2009) ; ces derniers relevant des valeurs de l'ordre de 10 à 20 % de déformation maximale à rupture.

Les valeurs utilisées pour le critère de rupture peuvent aussi être justifiées par les données issues de la littérature. Par exemple, la déformation à rupture du tendon d'Achille (7,5 %) est inférieure à la déformation à rupture des fibres musculaires (50 %) et ce rapport est quasiment le même pour la contrainte à rupture du TA (33,7 MPa, Hansen *et al.*, 2012) et celle des fibres musculaires (150 MPa, Lieber *et al.*, 2003), en considérant les matériaux précédents comme des matériaux purement élastiques.

Wren *et al.* (2001) ont également étudié la déformation globale du MTC, ils observent que la rupture a lieu pour une déformation de 12,8 % du MTC. Au niveau expérimental, il a été démontré que la déformation à rupture de l'ensemble {triceps sural + TA} est de 8,6 % en moyenne (écart type = 1,3 %). Cette valeur peut être comparée à celle obtenue numériquement en mesurant la déformation maximale de l'enveloppe externe du MTC au cours de la sollicitation : 8,69 %. Cette valeur est justifiée par rapport aux données de l'article de Wren *et al.* (2001) car ce résultat est valable pour un taux de déformation de 1 %/s, et dans notre étude numérique, nous nous situons dans le même ordre de grandeur (0,53 %/s). Par un calcul simplifié, il est possible de vérifier cet ordre de grandeur (Figure 109). Lors de la rupture du MTC, la déformation maximale du tendon d'Achille vaut $\epsilon_{Ti} = 2,82 \%$, celle du tendon supérieur vaut $\epsilon_{Ts} = 2,15 \%$ et celle des corps musculaires vaut $\epsilon_M = 10,61 \%$.

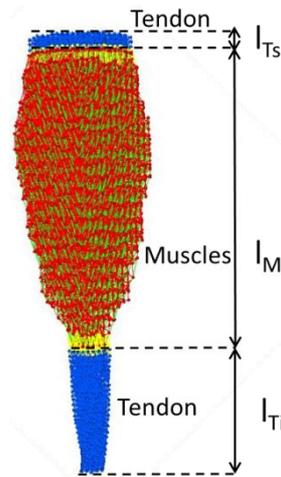


Figure 109 : Schématisation des longueurs du muscle et des tendons

Le MTC est composé d'une partie musculaire dont chaque extrémité est reliée à une partie tendineuse, nous avons ainsi :

$$l_{MTC} = l_{Ti} + l_M + l_{Ts} \quad (18)$$

D'où

$$\Delta l_{MTC} = \Delta l_{Ti} + \Delta l_M + \Delta l_{Ts} \quad (19)$$

Donc

$$\epsilon_{MTC} = \frac{\Delta l_{MTC}}{l_{MTC}} = \frac{\Delta l_{Ti} + \Delta l_M + \Delta l_{Ts}}{l_{Ti} + l_M + l_{Ts}} \quad (20)$$

Après calculs, nous obtenons :

$$\epsilon_{MTC} = \frac{l_{Ti} \cdot \epsilon_{Ti} + l_M \cdot \epsilon_M + l_{Ts} \cdot \epsilon_{Ts}}{l_{Ti} + l_{Ts} + l_M} \quad (21)$$

$$\text{Avec } \varepsilon_M = \frac{\Delta l_M}{l_M}, \varepsilon_{Ti} = \frac{\Delta l_{Ti}}{l_{Ti}} \text{ et } \varepsilon_{Ts} = \frac{\Delta l_{Ts}}{l_{Ts}}$$

$$\text{A.N. : } l_{Ti} = 0,10 ; l_{Ts} = 0,02 ; l_M = 0,26 ; \varepsilon_{Ti} = 0,028 ; \varepsilon_{Ts} = 0,022 ; \varepsilon_M = 0,106$$

$$\varepsilon_{MTC} = 0,0811 = 8,11 \%$$

Ainsi la déformation maximale à rupture du MTC est du même ordre de grandeur que les données issues de la littérature et que la valeur calculée en prenant en compte uniquement la déformation de l'enveloppe du MTC au cours de la sollicitation. Il est à noter que le critère de rupture des ressorts pour la partie musculaire s'élève à 10,61 %. Ce pourcentage justifie les valeurs élevées des déformations maximales à rupture des fibres musculaires, de l'épimysium et de la MEC.

Une amélioration du modèle de rupture pourrait reposer sur une meilleure suppression des liens. Numériquement, lors de la délamination de la JMT, de nombreux liens isolés maintiennent la structure, leurs liens voisins étant déjà rompus. Une analyse des liens à proximité pourrait être faite pour déterminer si un lien ne se trouve pas seul et, si tel est le cas, le supprimer numériquement. En effet, il a été montré par André *et al.* (2013) que le critère de rupture (local ou non local) a une influence sur le mécanisme et la propagation de la rupture. Des essais numériques avec un critère de rupture non-local permettraient d'être plus bio-fidèle par rapport au phénomène de rupture par délamination.

Le nombre de muscles et leurs dimensions ont été respectés pour se rapprocher le plus possible des conditions des essais expérimentaux. La découpe de l'enveloppe par des ellipses a permis une construction simplifiée de l'ensemble {triceps sural + TA}. Les attaches des trois chefs du triceps sural ont été modélisées par un seul tendon global, par souci de simplification géométrique. Anatomiquement, les muscles gastrocnémiens interne et externe s'insèrent sur le fémur distal alors que le muscle soléaire s'insère par une lame étendue transversalement à la face postérieure du tibia et de la fibula. Une distinction entre ces trois tendons pourra être faite dans de futures études avec pour objectif d'affiner la géométrie du modèle numérique. Cette description est cependant suffisamment fine pour les résultats souhaités sur la validation de la rupture du MTC en DEM.

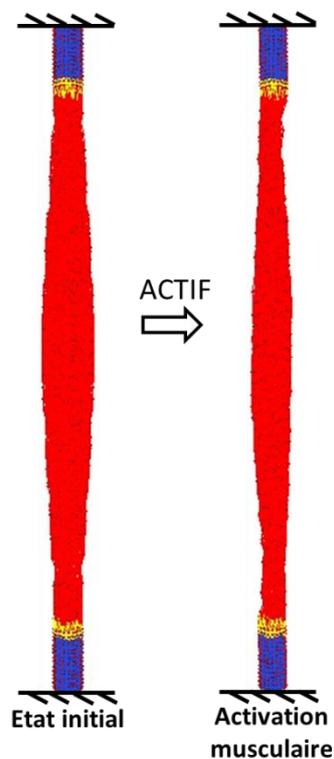
4 Conclusion

Une modélisation complète de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} a été réalisée. Cette dernière permet de comparer plus finement les résultats obtenus numériquement lors de la traction passive jusqu'à rupture à ceux obtenus expérimentalement. Une comparaison des courbes force/déplacement, de la localisation de la rupture et des structures détériorées a ainsi pu être réalisée confirmant de fait les résultats obtenus numériquement. En effet, la JMT est une zone de très forte concentration de contraintes et le lieu de localisation de la rupture passive du MTC.

Une amélioration du modèle existant de l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pourrait s'attacher à utiliser une géométrie différente des ellipses pour former l'enveloppe externe du MTC. Une étude future pourrait également porter sur le critère de rupture non local ou encore sur la modification des propriétés mécaniques du MTC lors d'essais de traction en fatigue et sur la modélisation de ce phénomène. Il serait alors loisible d'observer son influence sur le comportement mécanique du MTC lors d'essais de fatigue jusqu'à rupture. En effet, la rupture intervient souvent en corolaire du phénomène de fatigue du MTC (Wang *et al.*, 1995, Tsuang *et al.*, 1998, Butterfield *et al.*, 2006, De Souza *et al.*, 2013).

La prochaine étape consistera à générer l'activation musculaire en débutant par une fibre seule préalablement à la réalisation sur le MTC. Il sera alors possible de coordonner une contraction musculaire et un étirement du MTC jusqu'à rupture, parvenant ainsi à réaliser numériquement une déchirure du complexe musculo-tendineux.

Modélisation de l'activation musculaire du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets



La déchirure musculaire survient principalement lors d'une contraction excentrique (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Kwak *et al.*, 2006, Pratt *et al.*, 2012, De Souza *et Gottfried*, 2013). La rupture passive ayant été modélisée et validée précédemment, seule l'activation musculaire reste à modéliser. Pour cela, après simplification de la relation force/longueur active, une première étude s'est attachée sur la contraction d'une fibre musculaire afin de caractériser son comportement lors de son activation. Une seconde étude s'est attachée à la contraction musculaire d'un MTC équivalent de forme parallélépipédique, en utilisant les résultats précédents obtenus sur une fibre musculaire. Une troisième étude s'est portée sur la contraction musculaire du MTC.

Chapitre 1 : Activation musculaire d'une fibre musculaire

1 Matériels et Méthodes

1.1 Relation force/longueur d'une fibre musculaire

La relation force/longueur active d'une fibre musculaire décrit l'évolution de la force en fonction de la longueur de la fibre. Cette relation largement décrite dans la littérature (Gordon *et al.*, 1966, Woittiez *et al.*, 1983, Goubel *et Lensele-Corbeil*, 1998, Winter *et Challis*, 2010, Winters *et al.*, 2011) est, dans notre étude, simplifiée par une parabole centrée en $\Delta l = 0$ (Winter *et Challis*, 2010) (Figure 110).

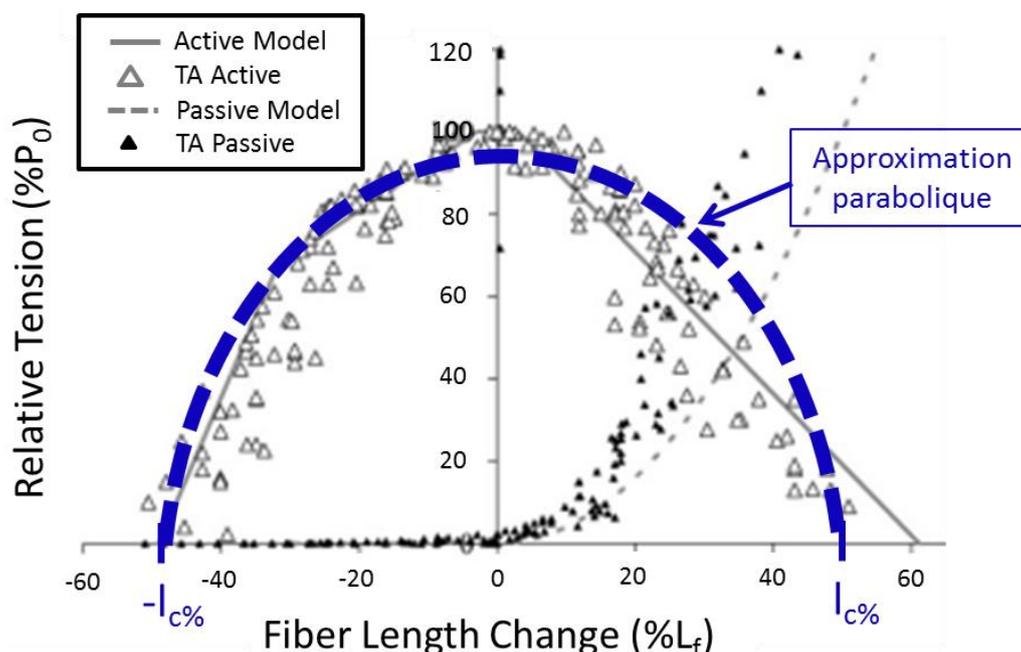


Figure 110 : Représentation simplifiée (courbe en pointillés bleus) de la relation force/longueur sous forme parabolique par rapport à la relation expérimentales pour une fibre musculaire du Tibialis Anterior de lapin (l_c : Pourcentage de longueur caractéristique d'activation) (d'après Winters *et al.*, 2011)

Cette parabole a pour équation :

$$\begin{cases} F = F_{max} \cdot \alpha \cdot \left(1 - \left(\frac{\Delta l}{l_c}\right)^2\right) & \text{si } l_c \geq \Delta l \geq -l_c \\ F = 0 & \text{sinon} \end{cases} \quad (22)$$

Avec, F_{max} : Force isométrique maximale,

α : Pourcentage d'activation musculaire (coefficient de contraction),

Δl : Allongement de la fibre musculaire,

l_c : Longueur caractéristique d'activation ($l_c = 0,56 \times l_0$ avec l_0 : longueur initiale de la fibre musculaire) (Gordon *et al.*, 1966, Winters *et al.*, 2011).

Le coefficient de contraction α peut varier entre 0 et 1. Pour $\alpha = 0$, il n'y a pas de contraction, pour $\alpha = 1$, la contraction est maximale. Ce coefficient de contraction permet de rendre compte du pourcentage de fibres

musculaires sollicitées pour générer la contraction musculaire du MTC (Huijing, 1998) (Figure 111). Nous faisons l'hypothèse dans notre étude que le coefficient α correspond au niveau d'activation du muscle global car dans notre étude toutes les fibres se contractent en même temps lors de l'activation musculaire.

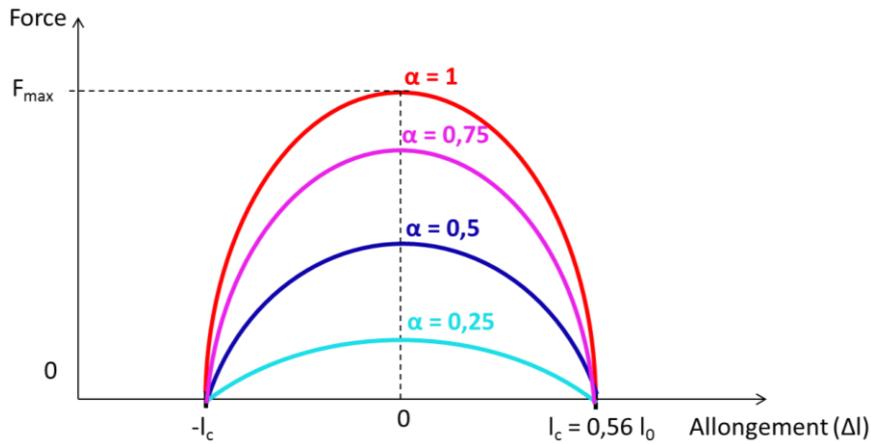


Figure 111 : Représentation simplifiée (parabole) de la relation force/longueur active, pour différents niveaux d'activation (α)

Pour pallier à certains problèmes numériques apparaissant lors de la simulation de la contraction musculaire, le coefficient α varie progressivement au cours de la simulation. En effet, une contraction brutale provoquerait une instabilité dans notre modèle DEM. Une variation progressive de la forme $\alpha = \alpha_{max} \cdot \frac{1}{2} \cdot \left(1 - \cos\left[\pi \cdot \frac{t}{\Delta t}\right]\right)$ a été choisie pour diminuer les phénomènes vibratoires, avec $\alpha_{max} = 1$ et Δt : temps de variation du coefficient α (Figure 112). Cette loi de comportement, établie en tant que force, est ajoutée à la force générée dans les ressorts (traction ou compression), lorsque la contraction musculaire est activée pendant la simulation numérique.

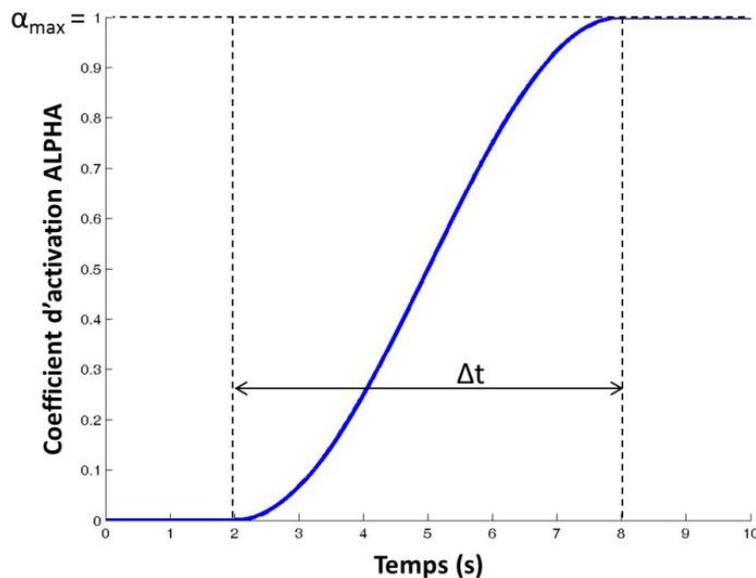


Figure 112 : Représentation temporelle du coefficient de contraction α

1.2 Contraction d'une fibre musculaire

1.2.1 Etude préliminaire

Avant de se focaliser sur le comportement actif du MTC, il est intéressant de modéliser puis valider le comportement actif d'une fibre musculaire. Pour cela, la loi de contraction, précédemment expliquée, a été implémentée dans le comportement mécanique de la fibre musculaire.

Des tests de contraction sont effectués sur la fibre musculaire. Pour cela, la fibre musculaire est reliée de part et d'autre par une fibre de tendon. Cela permet de se rapprocher des conditions physiologiques. L'extrémité inférieure du tendon est fixée et la zone tendineuse supérieure est soumise à une sollicitation expliquée par la suite (Figure 113).

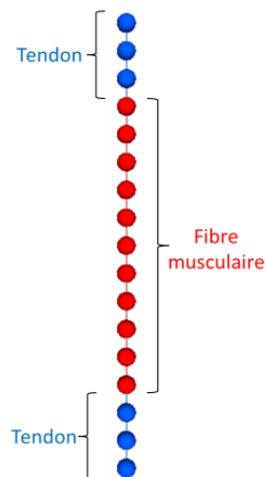


Figure 113 : Modélisation d'une fibre musculaire avec ses insertions tendineuses

Au vu des premiers résultats obtenus, il est apparu que le comportement en compression de la fibre musculaire n'était pas représentatif de son comportement réel. En effet, si l'on souhaite comprimer une fibre musculaire, cette dernière n'ayant pas de raideur en compression, se relâche complètement. Or, le modèle de comportement pour les fibres musculaires leur imposait une raideur en compression identique à celle en traction (Figure 114-A). Afin de prendre en compte l'absence de raideur en compression, la loi des ressorts constituant les fibres musculaires a été modifiée. Une raideur 1000 fois inférieure à la raideur de traction a été implémentée dans le code de calcul (Figure 114-B).

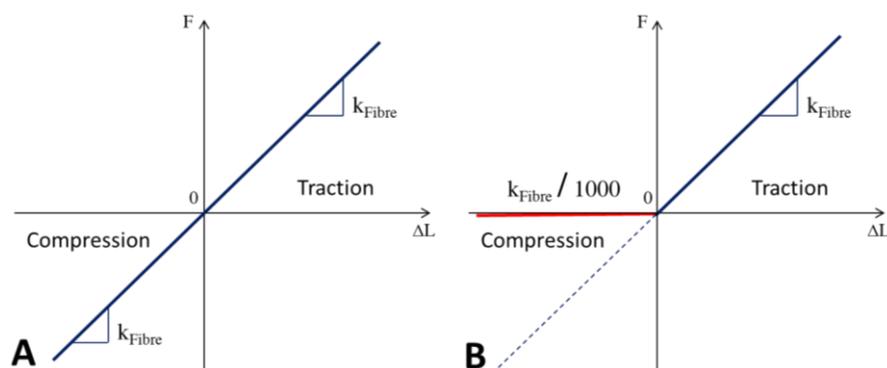


Figure 114 : A. Courbe force/élongation du ressort constituant une fibre musculaire en traction et en compression B. Modification du comportement en compression de la relation force/élongation du ressort constituant la fibre musculaire

1.2.2 Evaluation du modèle d'activation musculaire

La détermination des courbes force/déplacement se fait point par point. Une séquence composée d'un allongement de la fibre puis d'un maintien en position avec activation musculaire est effectuée (Figure 115). Les points des courbes force/déplacement sont donc obtenus pour des sollicitations isométriques, pour différents allongements initiaux de la fibre. Une valeur de la force passive (après allongement) et de la force totale (après allongement puis contraction) sont ainsi obtenues. Il est ensuite simple de déterminer la force active générée par la contraction musculaire ($F_{\text{tot}} = F_{\text{passive}} + F_{\text{active}}$).

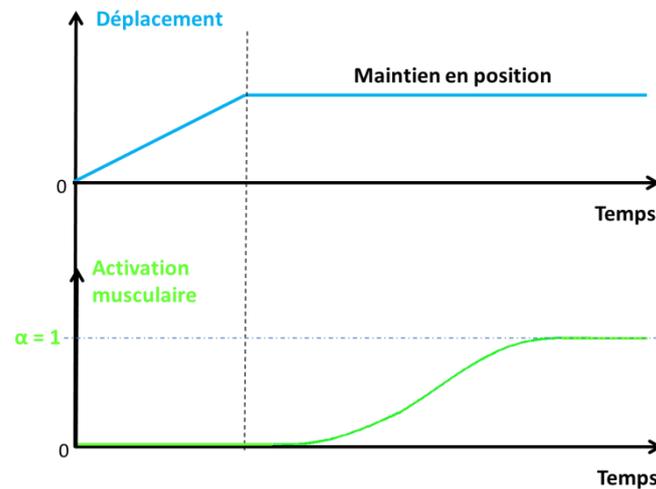


Figure 115 : Séquence composée d'un allongement de la fibre puis d'un maintien en position avec activation musculaire

Le comportement passif, actif et global de la fibre musculaire est observé, de par les courbes force/déplacement mais aussi visuellement, par l'étude et la visualisation du déplacement des éléments discrets de la fibre musculaire au cours des différentes séquences permettant d'obtenir la relation force/longueur de la fibre musculaire.

2 Résultats et Discussion

2.1 Relation force/longueur de la fibre musculaire

L'approximation d'une relation force/longueur de la fibre musculaire de type parabolique nous permet de valider dans un premier temps le modèle de contraction et d'obtenir des premiers résultats sur la faisabilité d'une telle modélisation. Cette modélisation parabolique a déjà été utilisée par d'autres auteurs, pour sa simplicité à mettre en place et son approximation grossière mais correcte de la relation force/longueur active (Winter *et* Challis, 2010). Une étude future pourra porter sur une relation force/longueur plus complexe, peut-être de type gaussienne, centrée en $\Delta l = 0$.

L'allongement de fin de contraction musculaire (longueur caractéristique d'activation l_c) n'est pas le même pour tous les MTCs, cette longueur peut varier de 10 à 60 % de la longueur initiale du MTC selon le type de MTC étudié et sa fonction dans le corps humain (Gordon *et al.*, 1966, Goubel *et* Lenseil-Corbeil, 1998, Buchanan *et al.*, 2004, Winter *et* Challis, 2010, Arnold *et al.*, 2011). Cette valeur est liée à la longueur caractéristique d'activation de la fibre musculaire. Nous avons fait le choix de fixer cette valeur à 56 % au vu des recherches de Gordon *et al.* (1966) et Winter *et* Challis (2010) qui trouvent une longueur caractéristique d'activation de 56 % pour la grenouille (Gordon *et al.*, 1966) ou aux environs de 55 % pour le lapin (Winter *et* Challis, 2010). Cette valeur a été fixée à 56 % car le but de cette étude est de valider dans un premier temps le comportement du MTC lors de la contraction musculaire, de manière qualitative, ce que nous permet la DEM. Suite à cette étude, il pourrait être intéressant de se concentrer sur la valeur exacte de la longueur caractéristique d'activation pour améliorer plus finement le modèle d'activation musculaire.

2.2 Contraction d'une fibre musculaire

2.2.1 Etude préliminaire

La modification de la raideur en compression de la fibre musculaire a permis de rendre compte du phénomène de relâchement de la fibre en compression. Une raideur nulle, pour le comportement en compression de la fibre, n'a pas pu être implémentée dans le code de calcul car cela aurait créé des problèmes numériques de stabilité. Cependant, une raideur 1000 fois plus faible permet d'obtenir une raideur en compression quasi-nulle et significativement négligeable devant la raideur en traction (Figure 114).

2.2.2 Evaluation du modèle d'activation musculaire

La forme et les proportions de la relation force/longueur d'une fibre musculaire avec contraction sont en accord avec la littérature (Goubel *et* Lenseil-Corbeil, 1998, Buchanan *et al.*, 2004, Winter *et* Challis, 2010, Winters *et al.*, 2011). Cette simplification de la relation force/longueur par une parabole centrée en l_0 semble décrire le comportement actif d'une fibre musculaire (Figure 116).

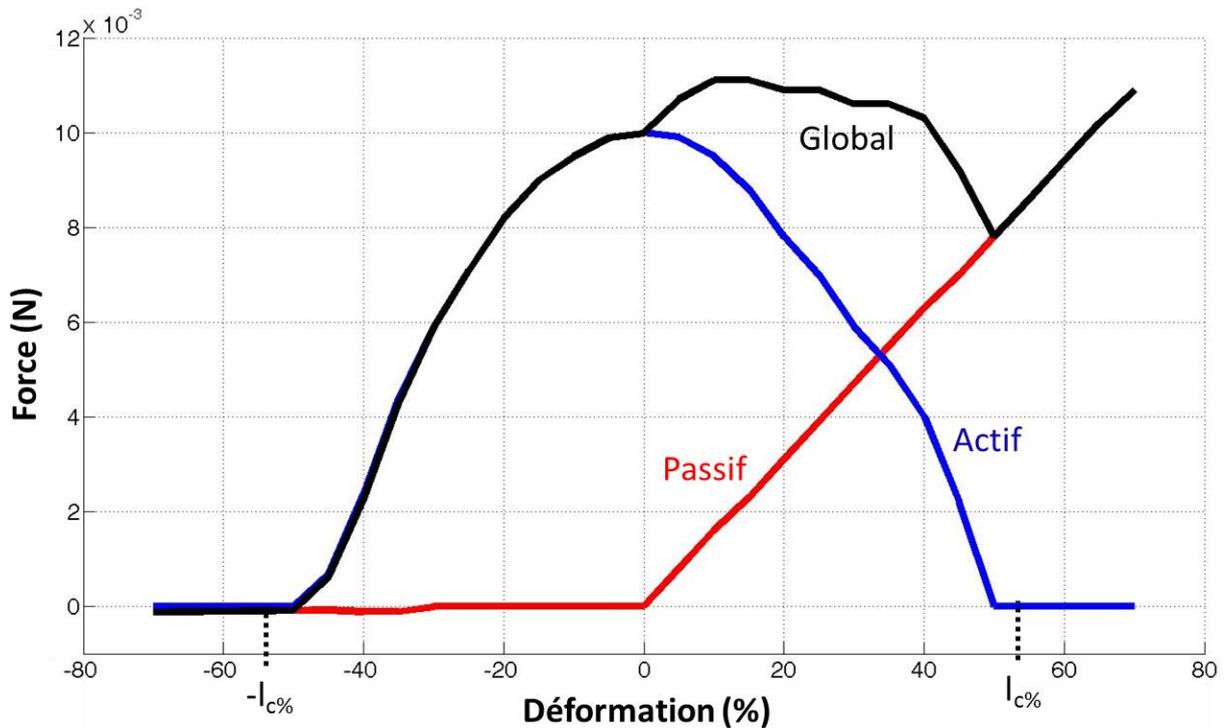


Figure 116 : Représentation du comportement numérique passif, actif et global d'une fibre musculaire

Les faibles différences entre les résultats numériques et théoriques (courbe parabolique) peuvent être dues en partie à la modélisation. Cette différence peut notamment être notée au niveau de la fin de l'activation musculaire qui se produit pour un allongement légèrement inférieur à l_c . En effet, dans notre modèle, une fibre de tendon a été ajoutée à chaque extrémité de la fibre musculaire. Cela fait varier légèrement la raideur de la structure qui comporte deux parties tendineuses, influant ainsi légèrement le comportement global de la structure. Des erreurs de précision sur la déformation expliquent aussi les possibles décalages entre simulation et théorie. La construction de la relation force/déplacement point par point crée une légère erreur lors de l'extrapolation entre les points pour tracer l'ensemble de la courbe force/déplacement. Ce décalage peut s'expliquer à l'aide d'un modèle simple (Figure 117).

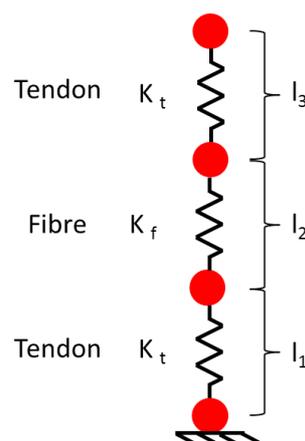


Figure 117 : Schématisation et paramétrage pour le calcul de la force et des déformations pour une fibre musculaire reliée par des tendons

En effet, si l'on considère la structure étudiée comme un ressort de tendon, lié à un ressort de fibre, lié à un ressort de tendon, nous avons les relations suivantes :

$$l_{0,tot} = l_{0,1} + l_{0,2} + l_{0,3} \quad (23)$$

Et

$$l_{tot} = l_1 + l_2 + l_3 \quad (24)$$

D'où

$$\Delta l_{tot} = \Delta l_1 + \Delta l_2 + \Delta l_3 = \Delta l_f + 2 \cdot \Delta l_t \quad (25)$$

Et

$$K_{tot} = \frac{K_t \cdot K_f}{K_t + 2 \cdot K_f} \quad (26)$$

Nous obtenons :

$$F = K_{tot} \cdot \Delta l_{tot} \quad (27)$$

Après simplifications,

$$F = \frac{K_t \cdot K_f}{K_t + 2 \cdot K_f} \Delta l_f + \frac{2 \cdot K_t \cdot K_f}{K_t + 2 \cdot K_f} \Delta l_t \quad (28)$$

En supposant $K_t \gg K_f$, alors $K_{tot} = K_f$

Donc

$$F = K_f \cdot \Delta l_f + 2 \cdot K_t \cdot \Delta l_t \quad (29)$$

L'erreur entre la courbe numérique et la courbe théorique, au niveau de la déformation relevée, est due à l'approximation faite entre K_f et le rapport $\frac{K_t \cdot K_f}{K_t + 2 \cdot K_f}$. Cette approximation est faite lors de la mesure de la déformation de la fibre et de la force relevée.

3 Conclusion

La concentration musculaire a été implémentée dans le comportement mécanique des fibres musculaires. Une validation a été faite pour une fibre musculaire. Certaines hypothèses de travail peuvent être améliorées :

- La relation force/longueur active pourrait être décrite plus précisément à l'aide d'une courbe de type gaussienne par exemple.
- Les différents types de fibres pourraient être pris en compte pour se rapprocher de la physiologie réelle d'un MTC.
- La différence de comportement actif entre les fibres rapides et lentes pourrait aussi être mise en avant (Friden *et* Lieber, 1992, Lieber *et* Friden, 2000, De Souza *et al.*, 2013).

La contraction musculaire au niveau des fibres musculaires a été validée, il est donc possible de l'implémenter dans un MTC équivalent de 400 fibres inclinées afin d'étudier son comportement actif.

Chapitre 2 : Activation musculaire d'un complexe musculo-tendineux équivalent de 400 fibres inclinées

1 Matériels et Méthodes

1.1 Etude préliminaire

Après avoir validé le comportement actif d'une fibre musculaire, il est intéressant d'étudier le comportement actif d'un MTC équivalent, c'est-à-dire d'un paquet de 400 fibres musculaires inclinées, reliées entre elles par de la MEC. Le nombre de fibre dans ce MTC équivalent correspond au nombre approximatif de fibres présentes dans un MTC construit numériquement (Roux *et al.*, 2016). Ainsi, il est possible d'observer uniquement le rôle de la MEC dans le comportement actif du MTC équivalent (Figure 118).

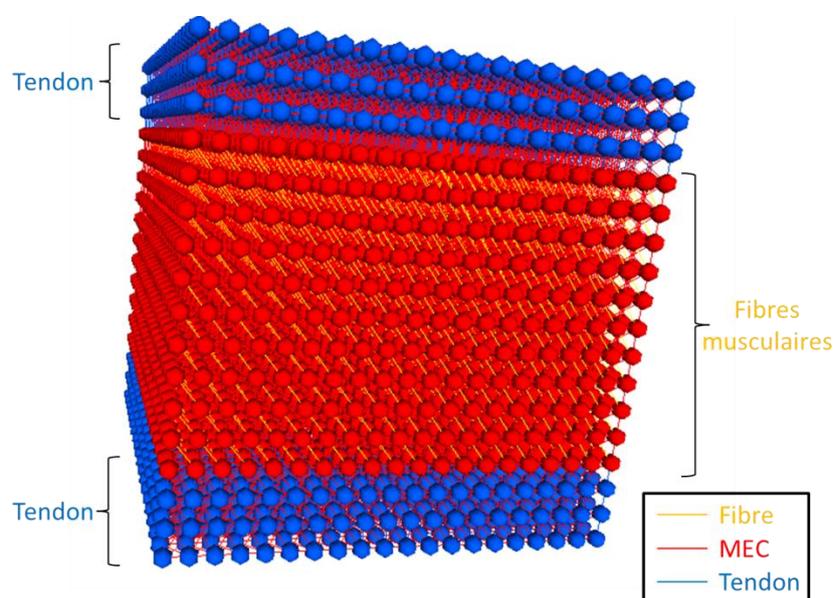


Figure 118 : Modélisation du MTC équivalent comportant 400 fibres musculaires inclinées avec leurs insertions tendineuses

Le comportement actif du MTC équivalent a mis en avant le rôle de la MEC. Une modification de ses propriétés mécaniques en compression a été réalisée pour favoriser la contraction musculaire en réduisant le glissement entre les éléments discrets de fibre musculaire (Figure 119). En effet, les liens de MEC étant dans toutes les directions, lorsque deux éléments discrets d'une même fibre se rapprochent lors de l'activation musculaire, ces liens de MEC autorisent leur rapprochement trop brutal à cause du glissement possible entre les fibres. En augmentant leur raideur en compression, ce phénomène est diminué. Les fibres musculaires peuvent ainsi se contracter sans toutefois se rapprocher trop brutalement l'une de l'autre et engendrer des problèmes numériques. Cependant, d'un point de vue numérique, seule la MEC dans l'axe longitudinal n'est pas modifiée car cette dernière entraîne des problèmes d'ordre de grandeur aberrant pour la force. Effectivement, lors d'essais de traction, certains éléments de MEC se trouvent comprimés, notamment ceux de la MEC dans l'axe de traction. Ceci s'explique par le rapprochement des fibres et leur alignement avec l'axe de traction au cours de la traction. Une raideur trop importante pour ces liens augmenterait très significativement la raideur globale de la structure entière et fausseraient donc les résultats souhaités. Un comportement identique a été observé pour l'épimysium qui, en englobant le MTC, autorise le glissement des éléments discrets des fibres musculaires situées à la périphérie du MTC.

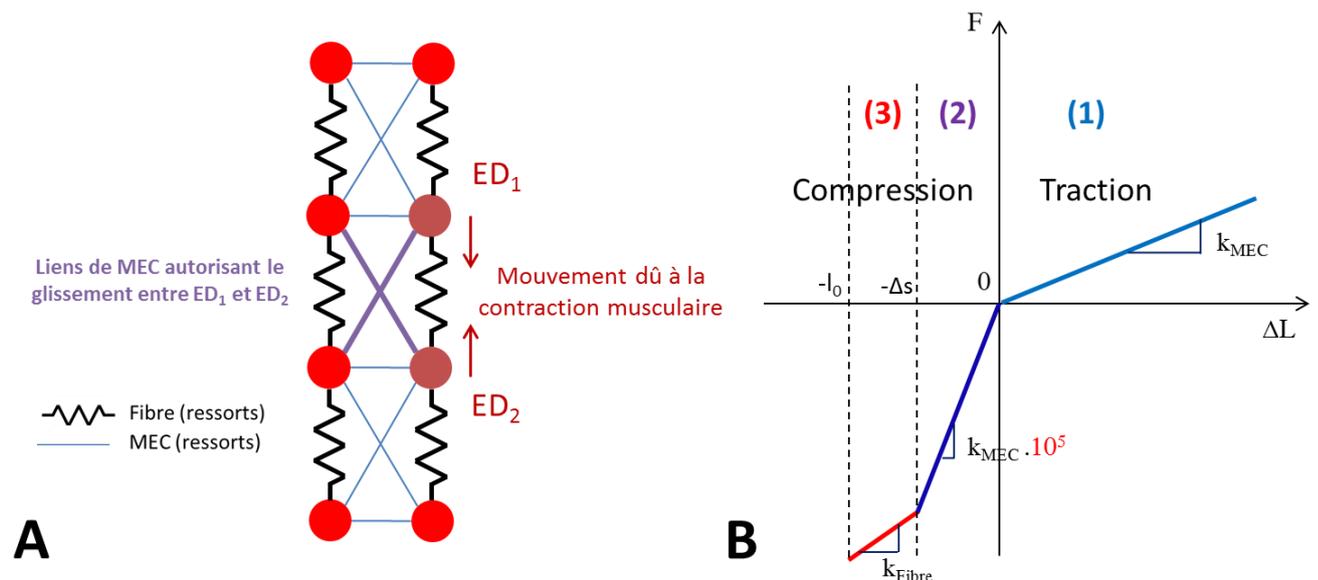


Figure 119 : A. Schématisation des liens de matrice extracellulaire (MEC) entre les fibres musculaires qui autorisent le glissement des éléments discrets lors de la contraction. B. Modification de la relation force/élongation des ressorts de MEC afin de prendre en compte son nouveau comportement en compression et permettre la contraction des fibres musculaires

Sur la Figure 119-B, (1) correspond au comportement en traction de la MEC, (2) correspond au comportement en compression de la MEC, autorisant la contraction des fibres musculaires, et (3) correspond au contact entre deux fibres musculaires modélisé par une raideur égale à celle des fibres (expliqué dans la partie II et dans Roux *et al.*, 2016).

1.2 Evaluation du modèle pour la contraction isométrique

Pour établir une relation entre la force isométrique maximale d'une fibre et celle du MTC équivalent, une étude a été réalisée pour différentes structures, en fixant $F_{\max, \text{ fibre}} = 0,3 \text{ N}$. Un paquet de 400 fibres musculaires, en se contractant, fournit ainsi une force de $400 \times 0,3 = 120 \text{ N}$. Nous nous sommes ensuite intéressés à la force maximale de contraction isométrique fournie par un pavé formé de 400 fibres musculaires alignées. La même simulation a été réalisée sur un pavé formé de 400 fibres musculaires inclinées de 20° de forme parallélépipédique et un de forme cylindrique afin d'évaluer la diminution de la force liée à l'inclinaison des fibres, à la forme de la structure mais surtout d'évaluer l'influence de la MEC dans le comportement en contraction du MTC (Figure 120). Le paramètre de force maximale isométrique (F_{\max}) peut ainsi être ajusté au vu de la valeur escomptée. Une relation peut donc être obtenue entre la force maximale isométrique de chaque fibre musculaire et la force de contraction maximale du MTC équivalent de 400 fibres.

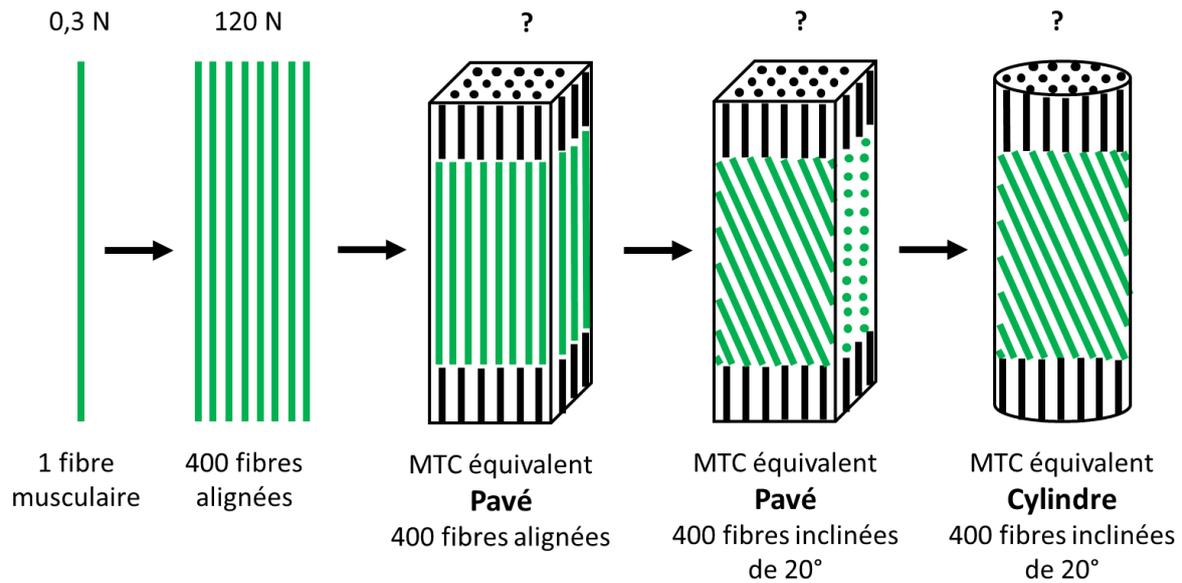


Figure 120 : Méthode d'évaluation de la force isométrique maximale pour différentes architectures. (De gauche à droite) une fibre musculaire ; 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres inclinées de 20° ; un complexe musculo-tendineux cylindrique avec 400 fibres inclinées de 20°.

A travers l'étude précédente, une étude sur l'influence de la géométrie est également réalisée pour deux types géométries (parallélépipédique et cylindre), afin d'étudier l'influence de la géométrie du MTC équivalent sur les paramètres de l'activation musculaire et de se rapprocher de la forme du MTC entier étudié.

L'influence de l'angle de pennation sera également étudiée afin d'observer son rôle sur la force maximale de contraction isométrique pour les deux types de géométries (parallélépipédique et cylindre). Cette étude est effectuée sur le MTC équivalent, pour des angles de pennation variant de 0° (fibres dans l'axe longitudinal du MTC équivalent) à 55° (MTC équivalent fortement penné). Pour un angle de pennation donné, et une forme de MTC équivalent choisie (soit parallélépipédique soit cylindrique), une contraction isométrique est effectuée et la force maximale obtenue est notée puis comparée avec celle obtenue pour les autres angles de pennation.

2 Résultats et Discussion

2.1 Etude préliminaire

La réponse active du MTC équivalent de 400 fibres alignées est légèrement plus faible que celle de 400 fibres additionnées. Cependant, cette différence peut en partie être expliquée par la forme parallélépipédique de la structure. Les différences sont également dues au rôle de la MEC qui autorise le glissement des fibres musculaires entre elles. La modification de son comportement en compression a permis de diminuer ce phénomène, tout en conservant le comportement global de la MEC au sein du MTC. L'effet de la MEC lors de la contraction musculaire est connu et a été mis en avant par Sánchez *et al.*, (2014). Dans leur étude sur l'influence de la géométrie du MTC (pavé ou cylindre) lors de simulations numériques 3D de l'activation musculaire, les auteurs justifient la différence de comportement entre les deux formes de MTC par les forces de cisaillement reprises par la MEC. Au cours de l'activation musculaire, la MEC a donc un rôle important concernant le mouvement des fibres contractées.

2.2 Evaluation du modèle pour la contraction isométrique

Pour se rapprocher de la géométrie globale du MTC, le MTC équivalent de forme parallélépipédique a été modifié en un MTC équivalent de forme cylindrique. Une diminution de la force active a été notée lors du changement de forme. Ceci s'explique par les nombreuses fibres, très courtes, situées sur les extrémités du MTC équivalent cylindrique, reliant une partie tendineuse à l'epimysium. L'influence de la géométrie sur le comportement en contraction a également été montrée par Sánchez *et al.* (2014).

Comme nous l'avons vu précédemment, pour une force isométrique maximale d'une fibre fixée à $F_{\max, \text{ fibre}} = 0,3 \text{ N}$, un paquet de 400 fibres musculaires, en se contractant, fournit ainsi une force de $400 \times 0,3 = 120 \text{ N}$. Cependant, un pavé formé de 400 fibres musculaires alignées fournit une force maximale de contraction isométrique de 104,1 N. De même pour un pavé formé de 400 fibres musculaires inclinées de 20° , la force maximale de contraction isométrique vaut 68,8 N. Cette diminution de la force est due à la fois à la structure parallélépipédique, à l'angle de pennation mais surtout à l'influence de la MEC dans le comportement en contraction du MTC. Pour une structure cylindrique, ayant les mêmes dimensions ($\Theta = 20^\circ$), la force maximale de contraction est de 37,3 N, plus faible que précédemment (Tableau 9). Cette diminution supplémentaire est liée à la géométrie de la nouvelle structure et au fait que les fibres musculaires sont plus courtes de par leurs inclinaisons et de par la forme cylindrique de la structure. La relation entre la force isométrique maximale d'une fibre musculaire seule et celle du MTC équivalent avec 400 fibres inclinées implique que la force maximale pour chaque fibre musculaire vaut alors $F_{\max, \text{ fibre}} = 0,3 \text{ N}$. Une telle valeur a été trouvée compte tenu des approximations évoquées précédemment concernant le comportement de la MEC mais également l'influence de la partie tendineuse, de la forme du MTC équivalent et de celle de l'angle de pennation (Winters *et Stark*, 1988, Winter *et Challis*, 2010).

Tableau 9: Valeurs de la force isométrique maximale pour différentes architectures

Architecture étudiée	Force isométrique maximale (N)
1 fibre musculaire	0,3
400 fibres alignées	120
MTC équivalent pavé 400 fibres alignées	104,1
MTC équivalent pavé 400 fibres inclinées de 20°	68,8
MTC équivalent cylindre 400 fibres inclinées de 20°	37,3

L'angle de pennation a également une influence sur la force isométrique maximale générée par le MTC équivalent. En effet, une diminution de la force maximale isométrique est relevée lors de l'augmentation de l'angle de pennation, pour des MTC équivalent de forme parallélépipédique ou cylindrique (Figure 121). L'écart entre les deux courbes est quasiment constant pour des variations d'angle de pennation. Ainsi, le rapport de réduction entre la force maximale isométrique générée par le MTC équivalent de forme parallélépipédique et celui de forme cylindre est de 0,57 en moyenne. Ce rapport diminue légèrement lors de l'augmentation de l'angle de pennation (diminution de 0,65 pour 10 ° vers 0,33 à 55 °). La force projetée suivant l'axe longitudinal du MTC équivalent est plus faible pour des angles de plus en plus grands car plus les fibres sont inclinées, moins leur force générée est orientée suivant l'axe du MTC équivalent. De plus, pour des angles compris entre 10 ° et 55 °, cette relation peut être apparentée à une loi en cosinus, ceci s'expliquant par la relation déjà obtenue entre la PCSA et la $Section_{moy}$ qui sont reliées par le cosinus de l'angle de pennation. Cette relation en cosinus se résume à relier les longueurs suivant l'axe du MTC équivalent à celles suivant l'axe des fibres. Il en est de même pour les efforts, en effet, la force transmise au MTC vaut : $F_{MTC} = F_{Fibre} \cdot \cos(Ang)$. Plus l'angle de pennation augmente (Ang), plus F_{MTC} est faible. Cependant, un changement de pente est observable pour des angles de pennation inférieurs à 10 °. Ceci s'explique par la géométrie du MTC équivalent qui est très différente pour des angles de pennation très faibles car les fibres sont quasi-alignées et les ressorts les constituants sont très longs. Cette différence est également due au rôle de la MEC qui intervient peu lorsque les fibres sont dans l'axe du MTC équivalent mais, lors de l'inclinaison de ces dernières, le rôle de la MEC prend toute son importance et permet la transmission des efforts de contraction à l'intérieur de la structure.

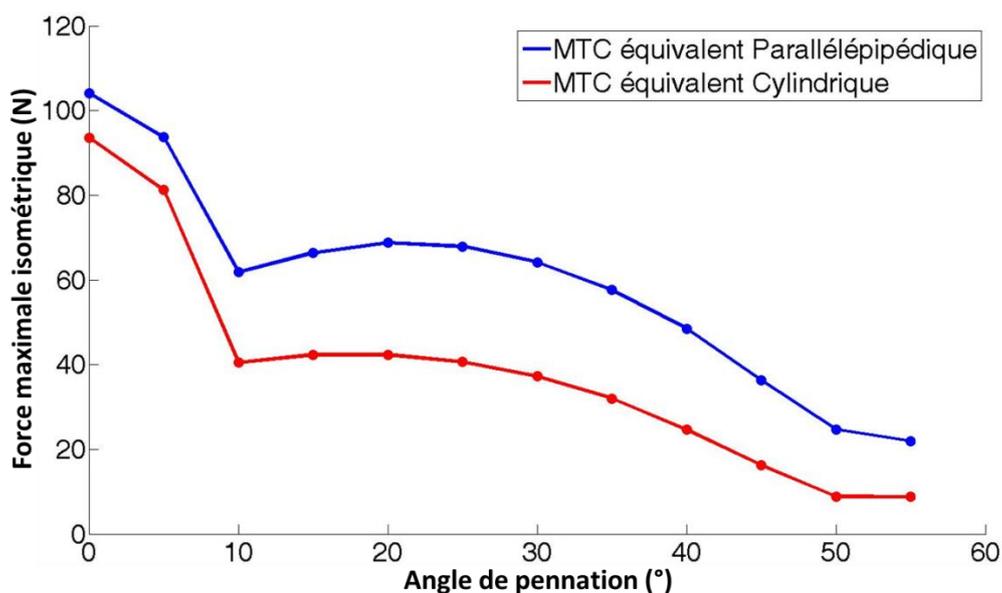


Figure 121 : Evolution de la force isométrique maximale du complexe musculo-tendineux équivalent pour différents angles de pennation, pour une forme parallélépipédique et une forme cylindrique

3 Conclusion

La concentration musculaire, implémentée dans le comportement mécanique des fibres musculaires, a permis une validation du comportement d'un MTC équivalent de 400 fibres inclinées lors d'une contraction isométrique. L'influence de la MEC, de la géométrie et de l'angle de pennation ont été mises en évidence dans cette étude. Une relation entre la force isométrique maximale d'une fibre et celle d'un MTC équivalent a pu être établie, selon l'angle de pennation et la géométrie du MTC équivalent. L'activation musculaire doit donc maintenant être validée sur le MTC complet, en prenant en compte les résultats précédents.

Chapitre 3 : Activation musculaire du complexe musculo-tendineux

1 Matériels et Méthodes

1.1 Influence de la forme du MTC

Dans un but de simplifier la méthode, de diminuer le temps de calcul et de valider uniquement le phénomène d'activation musculaire, les dimensions du MTC sont les dimensions moyennes du MTC étudié dans les parties précédentes (LoM = 134 mm, LoT = 13,4 mm, LaM = 12,1 mm, LaT = 6,7 mm et Ang = 20 °).

La force isométrique maximale pour un MTC est reliée à sa contrainte isométrique qui est identique pour chaque MTC et à sa section physiologique, qui elle doit être personnalisée en fonction de la section moyenne du MTC et de son angle de pennation. La relation les reliant est donnée par Winters *et* Stark (1988) : $F_{max} = PCSA \cdot \sigma_{max}$ avec F_{max} : la force isométrique maximale, PCSA : la section physiologique du MTC et σ_{max} : le pic de contrainte isométrique. Myers *et al.* (1995) montrent que $\sigma_{max} = 0,44$ MPa alors que Winters *et* Stark (1988) trouvent $\sigma_{max} = 0,5$ MPa. Cette dernière valeur est choisie pour la suite de l'étude. Ainsi, pour notre MTC, $PCSA = Section_{moy} \times \cos(20^\circ) = 89,3 \text{ mm}^2$. Donc $F_{max} = 44,6 \text{ N}$. Pour obtenir une force de contraction isométrique de 44,6 N pour le MTC comportant approximativement 400 fibres, la force de contraction à implémenter dans la loi de comportement des fibres musculaires doit être déterminée.

1.2 Séquence d'activation musculaire et courbe force/longueur du MTC

Identiquement à la méthode employée pour les fibres musculaires, la détermination des courbes force/déplacement se fait point par point avec un allongement du MTC puis son maintien en position suivi d'une activation musculaire (Figure 115). Les points des courbes force/déplacement sont donc obtenus pour des sollicitations isométriques, pour différents allongements initiaux du MTC. Une valeur de la force passive (après allongement) et de la force totale (après allongement puis contraction) sont ainsi obtenues. Ainsi, la force totale et la force passive sont obtenues et la force active du MTC en est déduite. Cette méthode a donc été réalisée tous les 1 % de déformation et pour des déformations allant de -30 % à 30 % (compression et traction).

Le comportement passif et actif du MTC est étudié avec les courbes force/longueur pour la partie compression, contraction isométrique (déplacement nul) et traction. La force relevée correspond à la force totale dans le MTC. Le déplacement correspond à l'allongement total du MTC lors des différentes sollicitations décrites précédemment.

1.3 Visualisation de la contraction musculaire

L'aspect visuel du comportement passif et actif du MTC est étudié lors des différentes sollicitations décrites précédemment. Les différentes configurations sont visualisées, notamment la contraction isométrique lors d'un maintien en position du MTC et la visualisation de la déformation visuelle du MTC lors d'un allongement (par exemple un allongement de 10 % de déformation totale) puis d'un maintien en position durant lequel l'activation musculaire est active.

1.4 Variation de l'angle de pennation

La variation de l'angle de pennation est aussi déterminée au cours des différentes sollicitations. La détermination de cette variation d'angle de pennation est identique à celle effectuée dans la Partie I lors d'essais de traction passifs.

1.5 Influence du niveau d'activation (α) et de l'angle de pennation du MTC

L'influence du niveau d'activation sur la force active générée par le MTC est étudiée. Le niveau d'activation pouvant varier entre 0 et 1, nous choisirons les valeurs suivantes : 0,25 ; 0,50 ; 0,75 ; 1. Ceci représentant quatre différents niveaux d'activation allant de faible à maximal. Ce niveau d'activation est le même pour toutes les fibres au vu de l'hypothèse simplificatrice faite que toutes les fibres se contractent en même temps

Les angles de pennation des différents MTC étudiés sont de 10 °, 20 °, 30 ° et 40 °. Ceci afin d'étudier l'influence de l'angle de pennation sur les courbes force/longueur actives et globales des différents MTC.

2 Résultats et Discussion

2.1 Influence de la forme du MTC

La formule pour obtenir la force isométrique maximale (Winters *et Stark*, 1988) a permis d'avoir un ordre de grandeur de la force isométrique du MTC et de pouvoir paramétrer ainsi la force isométrique maximale de chaque fibre, grâce à la relation du paragraphe précédent. Ainsi, pour obtenir une force de contraction isométrique maximale égale à 42,6 N, il est nécessaire de fixer la force maximale de contraction des fibres musculaires à $F_{\max, \text{fibre}} = 0,3 \text{ N}$ (Figure 122). Les résultats précédents sur le MTC équivalent ont permis d'obtenir un bon ordre de grandeur pour la force de contraction de la fibre musculaire ainsi que pour la force maximale isométrique du MTC. Les différences entre les résultats numériques et théoriques s'expliquent également par la prise en compte de l'épimysium qui va contribuer fortement au comportement mécanique global du MTC. Cette enveloppe n'étant pas présente dans la modélisation du MTC équivalent, le comportement actif du MTC s'en trouve légèrement modifié. Le comportement mécanique en compression de l'épimysium a été modifié, de la même manière que cela a été fait pour la MEC. Ces modifications permettent de restreindre le glissement des éléments discrets des fibres musculaires entre eux, lors de la contraction. De plus, la structure du MTC ainsi que sa géométrie rendent la modélisation du MTC plus réaliste mais ce sont des paramètres influents sur le comportement actif du MTC. Cette influence a déjà été expliquée précédemment avec les MTC de différentes formes et démontrée pour le comportement mécanique passif du MTC (Roux *et al.*, 2016).

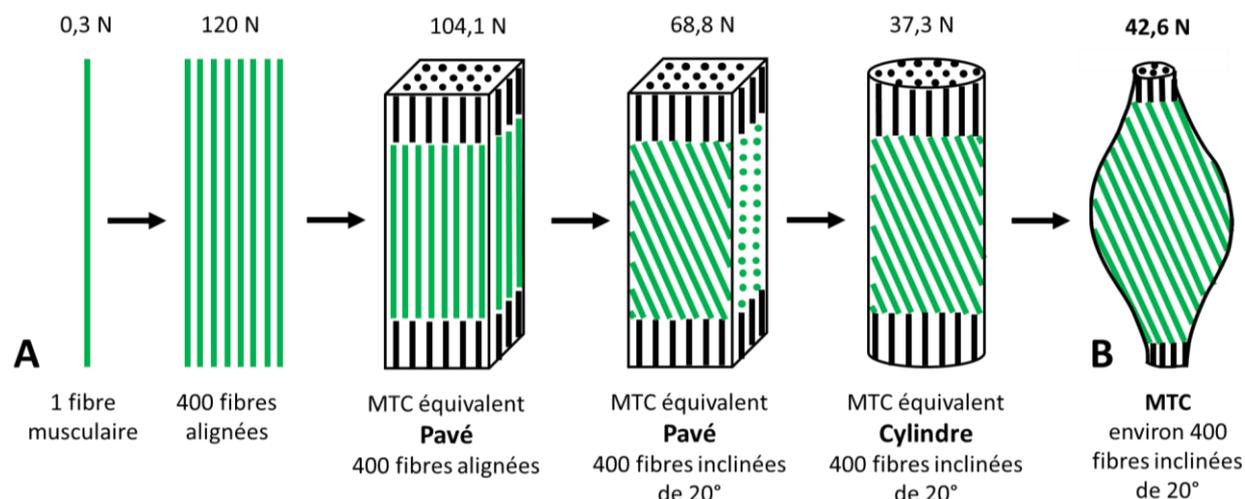


Figure 122 : Détermination de la force isométrique maximale pour différentes architectures.

A. (De gauche à droite) une fibre musculaire ; 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres alignées ; un complexe musculo-tendineux pavé avec 400 fibres inclinées de 20° ; un complexe musculo-tendineux cylindrique avec 400 fibres inclinées de 20°. B. Complexe musculo-tendineux étudié comportant environ 400 fibres inclinées de 20°

2.2 Séquence d'activation musculaire et courbe force/longueur du MTC

Le comportement en contraction du MTC est vérifié. Prenons l'exemple d'une contraction à 10 % de déformation totale (Figure 123). La phase (1) correspond à la réponse du MTC pour une traction de 10 % de déformation totale. Il est ainsi possible d'obtenir la force passive développée par le MTC pour atteindre une déformation de 10 %. Le déplacement du MTC est ensuite bloqué lors d'un maintien en position (phase (2))

durant lequel la contraction musculaire est active. La force totale générée par le MTC à la fin de cette sollicitation est obtenue. Cette force correspond à la somme de la force passive et de la force active.

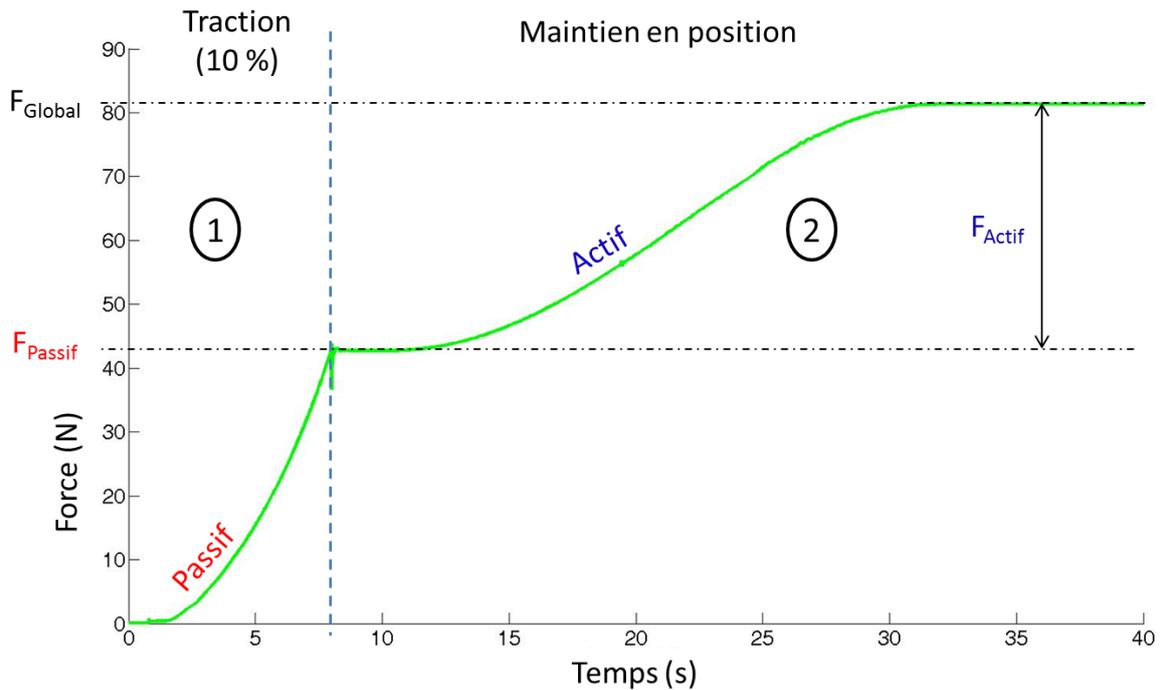


Figure 123 : Représentation de la courbe temporelle de la force du complexe musculo-tendineux pour une déformation de 10 % (1) puis maintien en position lors de la contraction musculaire (2)

La réponse du MTC est en accord avec les données issues de la littérature (Goubel et Lensele-Corbeil, 1998, Buchanan *et al.*, 2004, Arnold *et al.*, 2011) (Figure 124).

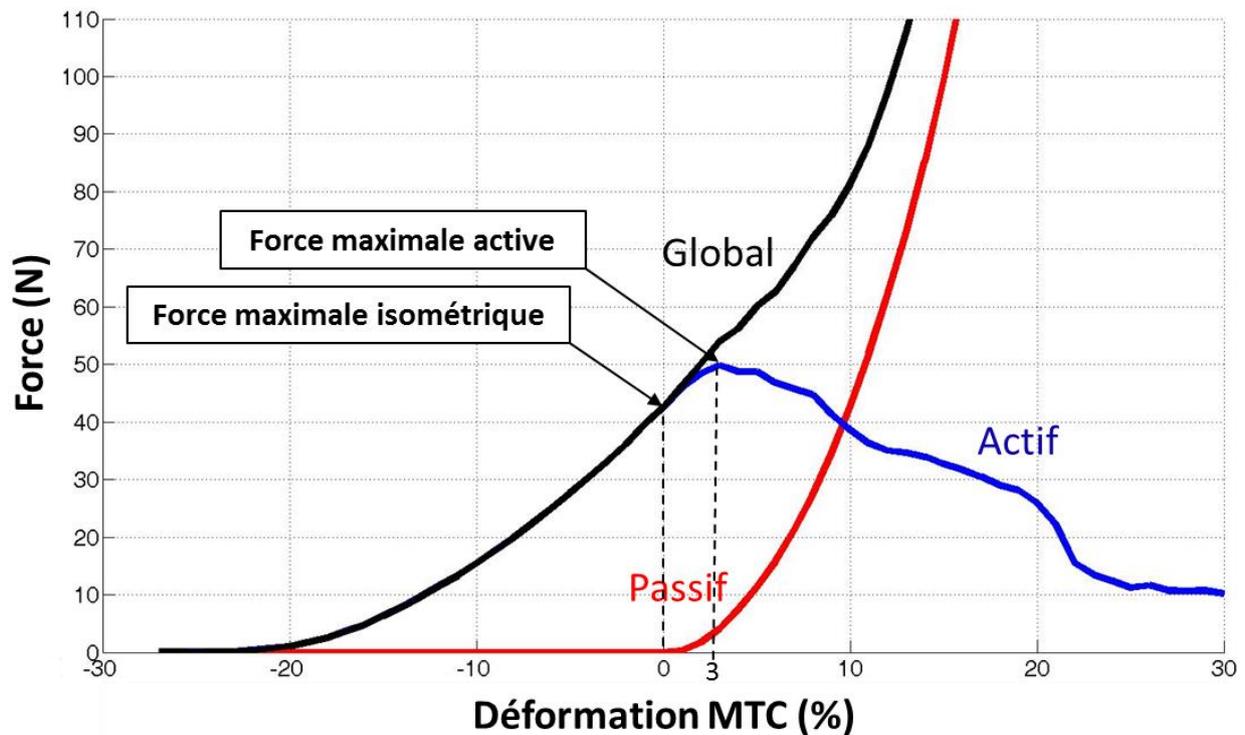


Figure 124 : Représentation du comportement actif, passif et global du complexe musculo-tendineux

Un décalage apparaît entre la force maximale active du MTC et sa force isométrique maximale. En effet, la force maximale active du MTC ne se produit pas pour une déformation nulle mais pour une déformation de 3 %. Cette différence peut s'expliquer par l'angle de pennation du MTC comme l'ont montré Woittiez *et al.*, (1983, 1984) en comparant la relation force/longueur pour deux muscles de rats (un penné et un fusiforme) de typologie similaire (Figure 125). Une grande variabilité des relations force/longueur globales en fonction du type de MTC étudié existe.

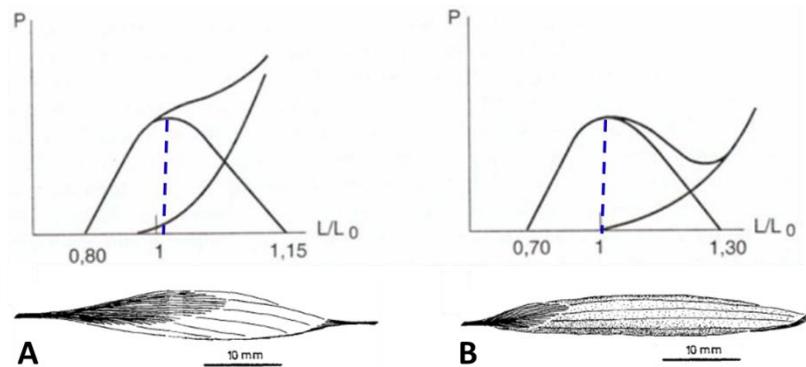


Figure 125 : A. Relation force/longueur pour le gastrocnémien de rat (penné), dont le tissu conjonctif est important et représentation de l'arrangement des fibres dans le MTC. B. Relation force/longueur pour le semi membraneux de rat (fusiforme) et représentation de l'arrangement des fibres dans le MTC (d'après Woittiez *et al.*, 1983)

Dans notre modélisation, toutes les fibres musculaires se contractent en même temps. Anatomiquement, certaines zones de muscle se contractent suivant le pourcentage de contraction souhaité (Kääriäinen *et al.*, 2000, Hedensteirna *et al.*, 2008, Floeter *et al.*, 2010, Hodgson *et al.*, 2012, Turrina *et al.*, 2013). Cette modélisation nous permet de vérifier le bon fonctionnement numérique de l'activation musculaire mais une contraction plus ciblée avec des zones d'activation progressives pourrait être une prochaine piste de recherche.

2.3 Visualisation de la contraction musculaire

La visualisation de l'activation musculaire est vérifiée avec une contraction progressive du MTC (Figure 126-A). Visuellement, pour une contraction après déformation imposée, le MTC s'étire puis, la déformation étant fixée, le MTC se contracte progressivement jusqu'à atteindre sa contraction maximale (Figure 126-B).

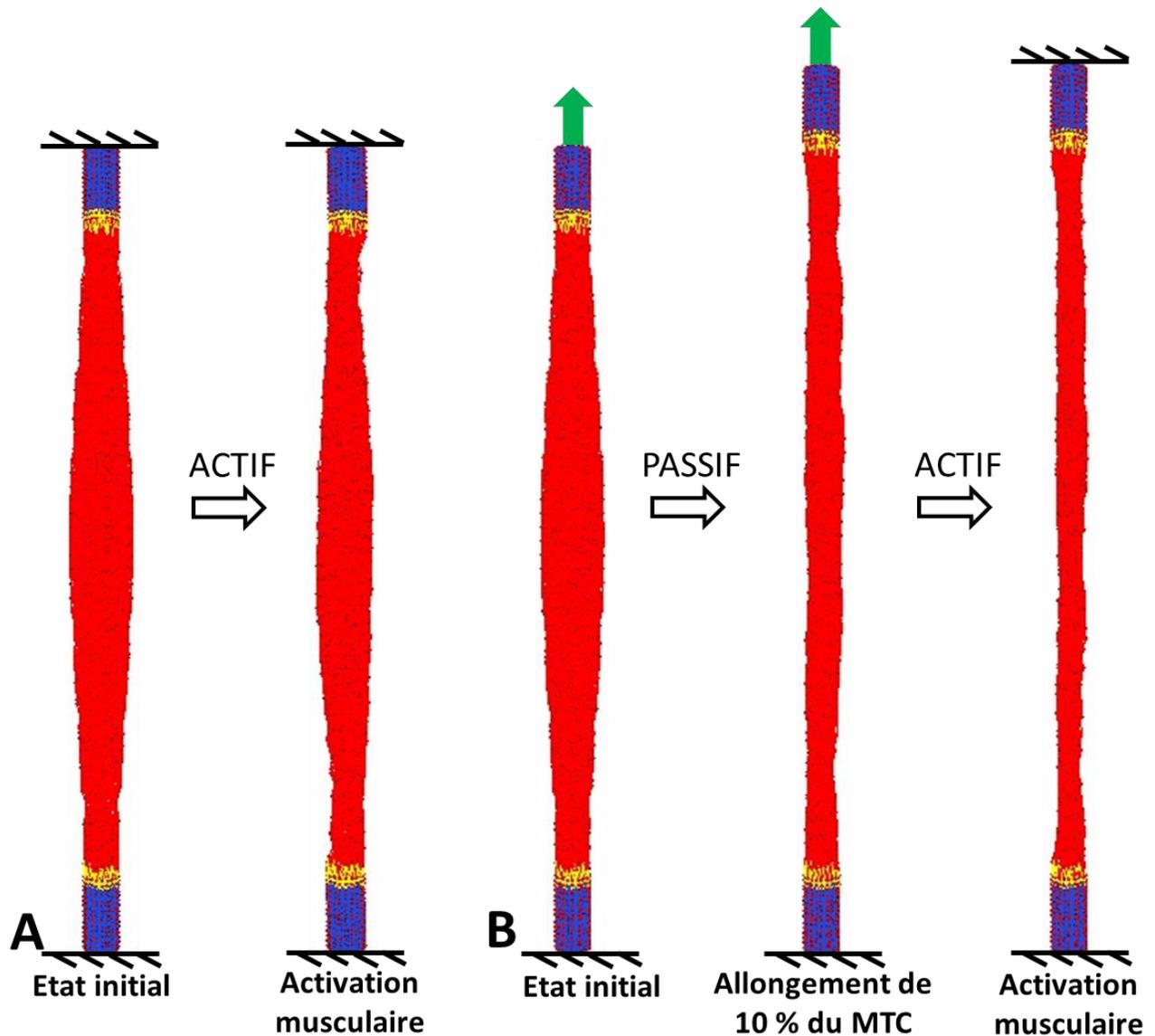


Figure 126 : A. Représentation des différentes étapes pour l'activation musculaire isométrique lors d'un maintien en position. B. Représentation des différentes étapes pour l'activation musculaire pour un allongement donné. De gauche à droite, Etat initial. Allongement passif du complexe musculo-tendineux jusqu'à une déformation globale de 10 %. Maintien en position lorsque la déformation globale a atteint 10 % et comportement actif du complexe musculo-tendineux lors de la contraction des fibres musculaires

2.4 Variation de l'angle de pennation

Numériquement, l'angle de pennation diminue lors de la contraction, isométrique ou excentrique (Figure 127), *a contrario* des nombreuses études *in vivo* présentes dans la littérature (Maganaris *et al.*, 2001, Narici *et al.*, 2003, Abellaneda *et al.*, 2008, Tilp *et al.*, 2011, Simoneau *et al.*, 2012). En effet, lors de l'activation musculaire, les fibres, en se contractant, se raccourcissent. Pour augmenter la force créée par le muscle et transmettre cet effort vers les tendons, les fibres musculaires vont s'orienter et augmenter l'angle de pennation. Cette augmentation de l'angle de pennation est comprise entre 5 et 7 ° (Narici *et al.*, 2003, Tilp *et al.*, 2011). Lors de nos essais d'activation musculaire, la diminution de l'angle de pennation est de l'ordre de 3 °. Cependant, certaines études ont montré que lors d'un étirement actif du MTC, la longueur des fibres augmente et l'angle

de pennation diminue (Finni *et al.*, 2003, Chino *et al.*, 2008, Tilp *et al.*, 2011). Ce résultat montre que lors d'un étirement actif, une compétitivité existe entre la diminution de l'angle de pennation liée à l'étirement du MTC et l'augmentation de l'angle de pennation liée à l'activation musculaire. De futures études veilleront à améliorer la compréhension de la variation de l'angle de pennation en améliorant prioritairement la loi d'activation mais également en créant des zones d'activation dans le MTC.

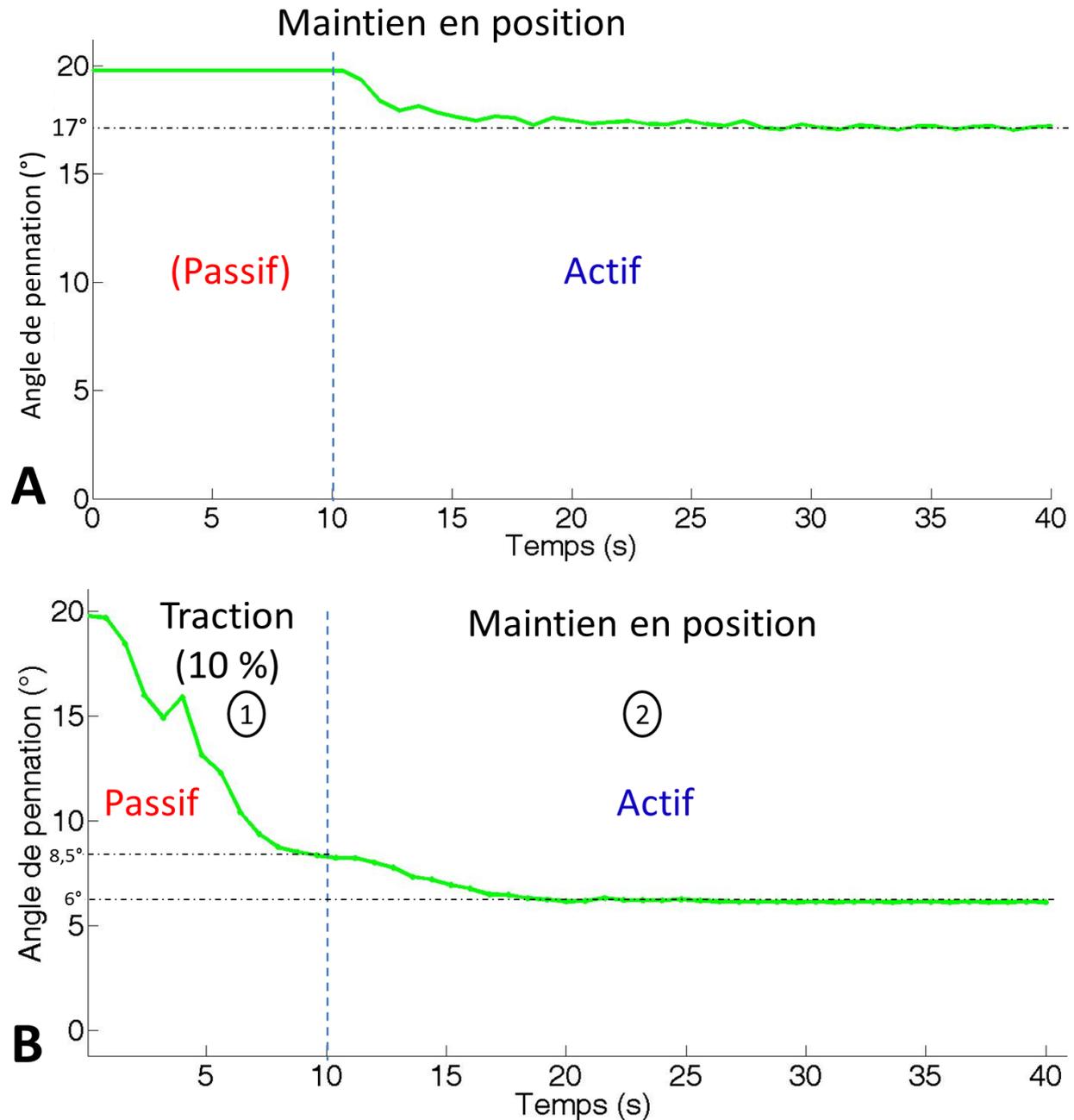


Figure 127 : A. Représentation de la courbe temporelle de l'angle de pennation du complexe musculo-tendineux pour un maintien en position sans déformation lors de la contraction musculaire. B. Représentation de la courbe temporelle de l'angle de pennation du complexe musculo-tendineux pour une déformation de 10 % (1) puis maintien en position lors de la contraction musculaire (2)

2.5 Influence du niveau d'activation (α) et de l'angle de pennation du MTC

Le niveau d'activation (α) a une influence sur la force active du MTC. Plus α est proche de 1, plus le sommet de la parabole est élevé (Figure 128). Pour différents niveaux d'activation, l'aspect et l'ordre des courbes est en accord avec les résultats théoriques évoqués dans le début de ce chapitre (Figure 111). Ainsi, en jouant sur le niveau d'activation (lorsque tous les autres paramètres sont fixés), il est possible de d'augmenter ou de diminuer l'activation musculaire du MTC. Cela peut être une alternative à la contraction de l'ensemble des fibres du MTC simultanément et représenterait l'activation musculaire de seulement certains paquets de fibres musculaires.

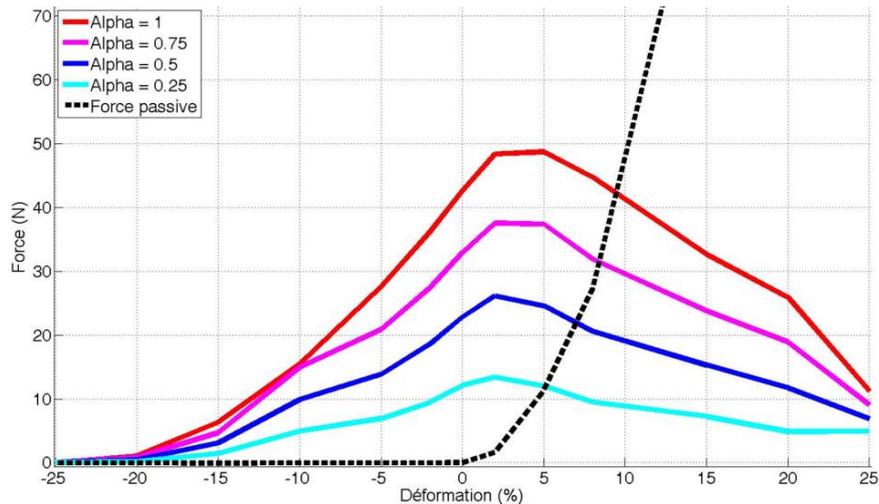


Figure 128 : Représentation de la relation force/longueur active du complexe musculo-tendineux, pour différents niveaux d'activation (α)

L'étude menée pour le même MTC avec différents angles de pennation (10, 20, 30 et 40 °) a montré que les résultats sont conformes à ceux attendus et expliqués précédemment (Woittiez *et al.*, 1983) (Figure 129). Les courbes actives ont globalement le même comportement mais les relations force/longueur globales diffèrent selon l'angle de pennation. En effet, lorsque l'angle de pennation est faible, la relation force/longueur n'est plus strictement monotone. Son comportement actif a une plage d'activité plus réduite, créant un point d'inflexion sur la courbe globale force/longueur (Figure 129-A). L'angle de pennation a effectivement une influence sur la relation force/longueur globale du MTC.

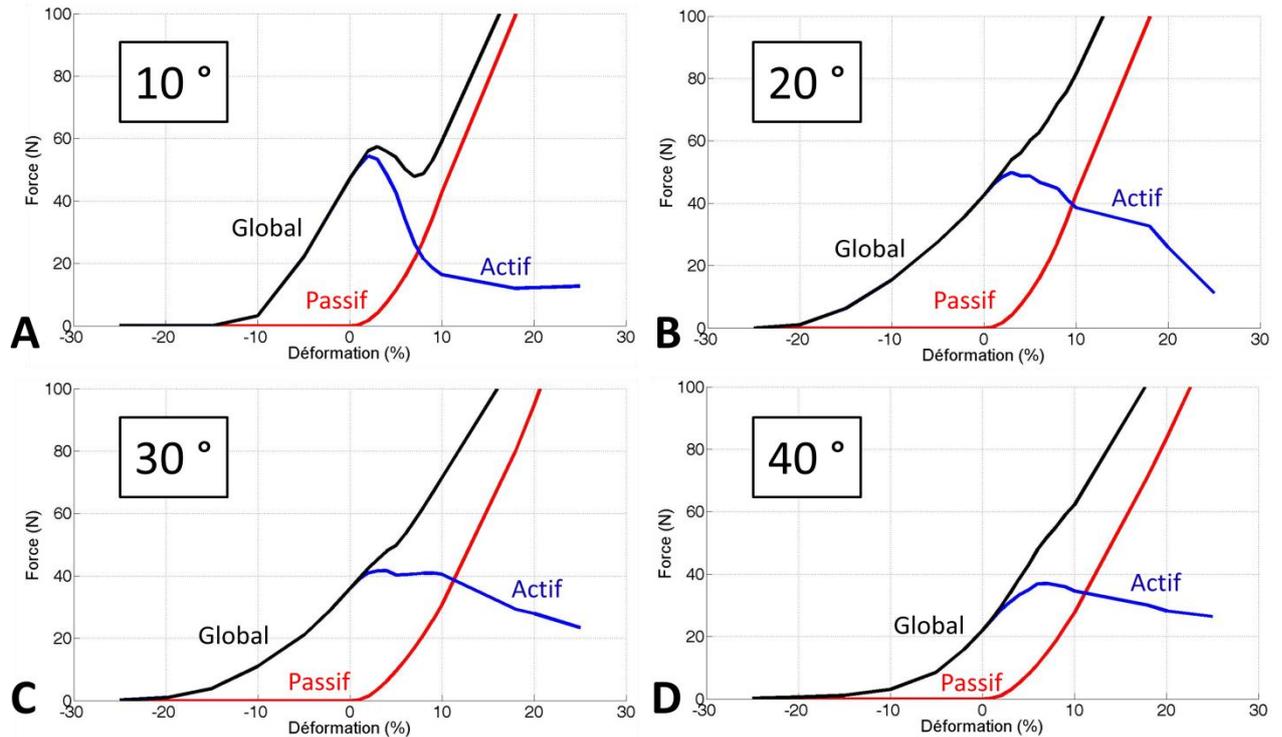


Figure 129 : Relations force/longueur active, passive et globale pour un même complexe musculo-tendineux avec différents angles de pennation. A. Angle de pennation de 10 °. B. Angle de pennation de 20 °. C. Angle de pennation de 30 °. D. Angle de pennation de 40 °

La variabilité des relations force/longueur peut être attribuée à la quantité de tissu conjonctif (Wilkie, 1968), à l'angle de pennation (Woittiez *et al.*, 1983, Gareis *et al.*, 1992, Winters *et Stark*, 1988, Winter *et Challis*, 2010), à la proportion de fibres lentes et à la fonction du MTC étudié (Gareis *et al.*, 1992) (Figure 125). En effet, l'influence de l'aponévrose peut expliquer cette différence entre les deux muscles de rats comme l'ont souligné Huijing *et al.*, (1994). De plus, pour un MTC penné, les fibres sont relativement plus courtes par rapport à la longueur du MTC, en comparaison à un MTC fusiforme. L'effet d'une modification de longueur externe sur la production de force est donc relativement plus marqué pour un muscle à fibres parallèles (Gans *et Bock*, 1965).

3 Conclusion

La contraction musculaire a été implémentée dans le comportement mécanique des fibres musculaires. Une validation a été faite pour une fibre musculaire puis pour un MTC équivalent de 400 fibres inclinées. Le modèle d'activation musculaire a ensuite été validé sur un MTC complet. Ainsi, en modélisant la contraction musculaire au niveau des fibres musculaires, celle-ci a pu être implémentée au niveau du MTC et validée concernant le comportement actif du MTC.

Certaines hypothèses de travail peuvent être améliorées :

- La relation force/longueur active au niveau des fibres musculaires pourrait être améliorée.
- Les différents types de fibres pourraient être pris en compte pour se rapprocher de la physiologie réelle du MTC.
- La variation de l'angle de pennation au cours de la contraction est à approfondir pour être en accord avec les résultats issus de la littérature.
- La contraction musculaire ne s'activant pas simultanément dans toutes les fibres. Créer des zones de fibres s'activant en fonction du taux de contraction musculaire serait une piste d'amélioration du modèle actuel.

Modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux. Etude de faisabilité



La déchirure du complexe musculo-tendineux est l'une des principales causes de blessure chez les sportifs (Bianchi *et al.*, 1998). Ce traumatisme apparaît lors d'une contraction excentrique (étirement du MTC lors d'une phase de contraction) (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Chen *et al.*, 2009, Uchiyama *et al.*, 2011). Ce type de blessure provoque une modification des propriétés mécaniques du MTC (Uchiyama *et al.*, 2011). Cependant, les structures impliquées et les mécanismes lésionnels ne sont pas encore clairement identifiés (Brickson *et al.*, 2001, Butterfield *et Herzog*, 2006, Pratt *et al.*, 2012). La connaissance de ces mécanismes lésionnels pourrait aider à prévenir et à améliorer la prise en charge de ces blessures sportives. Cette étude utilise les résultats obtenus dans les précédentes parties afin de modéliser la déchirure du complexe musculo-tendineux lors d'un étirement jusqu'à rupture avec activation musculaire, pour en étudier les mécanismes de ruptures et les structures endommagées.

4 Introduction

Cette étude a pour but de combiner les deux conditions précédentes (étirement jusqu'à rupture avec activation musculaire) afin de modéliser la déchirure du MTC se produisant lors d'une contraction excentrique. Cette étude sera réalisée sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} et aura pour finalité d'expérimenter la faisabilité de la modélisation de la déchirure du MTC en DEM, en utilisant les résultats validés dans les précédentes parties (Figure 130).

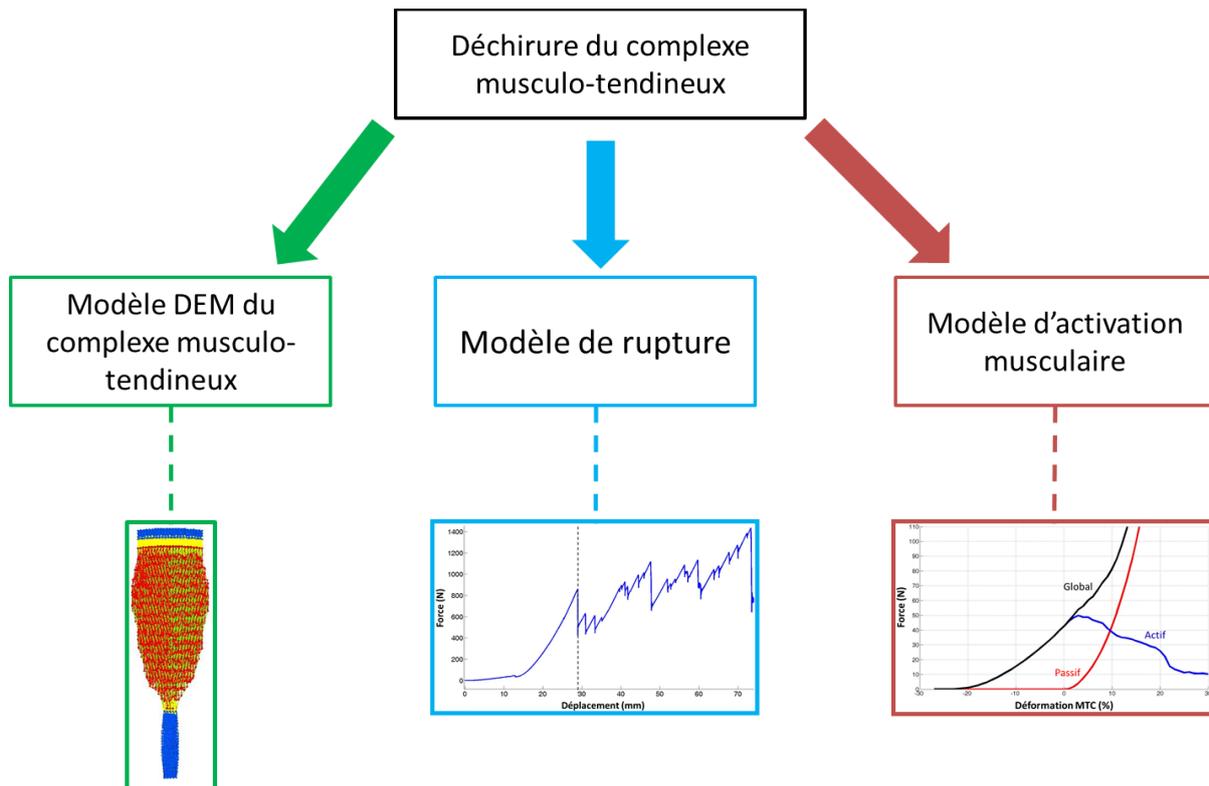


Figure 130 : Schématisation des différentes étapes à la modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux

5 Matériels et Méthodes

5.1 Essais d'activation musculaire lors d'un essai de traction

Le but de cette étude est de combiner l'activation musculaire du MTC à l'étirement de ce dernier, jusqu'à rupture, afin de simuler les caractéristiques d'une déchirure du MTC.

L'essai de traction est réalisé par un pilotage en déplacement, dans les conditions évoquées précédemment (Partie II et III). La partie inférieure du MTC est fixée et sa partie supérieure est soumise à un déplacement linéaire. La vitesse de sollicitation est de 1 mm/s, ceci correspond à un essai en quasi-statique.

Lors de cet essai de traction, la contraction musculaire sera activée avec les paramètres déterminés dans la partie précédente, et ceci pour deux configurations différentes (Figure 131) :

- Soit la contraction a lieu au début de l'essai : la traction s'effectue alors sur un muscle contracté (configuration 1).
- Soit la contraction a lieu tout au long de la traction : l'activation musculaire, dans ce deuxième cas, s'intensifie au cours de l'essai (configuration 2).

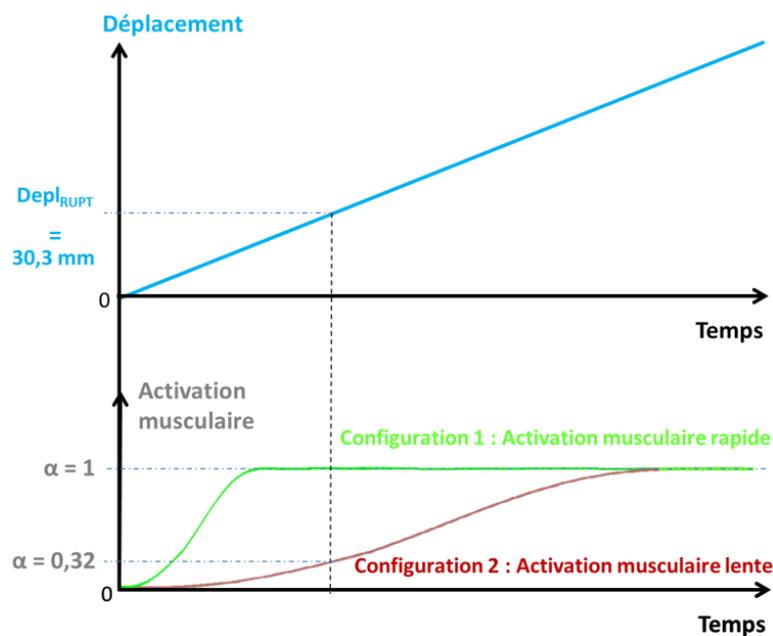


Figure 131 : Deux types de configurations (activation rapide ou lente) pour les essais de traction avec activation musculaire

5.2 Grandeurs étudiées

Les grandeurs étudiées sont identiques à celles de la Partie III. La courbe force/déplacement du MTC est calculée tout au long de la simulation numérique, pour les deux configurations étudiées. Une visualisation numérique est effectuée lors de ce test. Les contraintes dans chaque élément discret sont également analysées lors de la sollicitation, afin de détecter des zones de concentration de contrainte. La répartition du nombre de ressorts rompus en fonction du déplacement et de la zone du MTC étudié est également examinée. La localisation de la déchirure, les mécanismes lésionnels en jeu et les structures impliquées sont observés.

6 Résultats et Discussion

Le comportement non-linéaire hyper-élastique du MTC lors de la simulation d'étirement actif est en accord avec la littérature (Weiis *et al.*, 1996, Bosboom *et al.*, 2001, Grasa *et al.*, 2011, Gras *et al.*, 2012, Hernandez-Gascon *et al.*, 2013, Webb *et al.*, 2014), comme démontré dans les parties précédentes (Figure 101). Nous observons que les allures des courbes force/déplacement sont quasi-identiques ; les pics de force et les reprises d'efforts sont globalement identiques. Cependant, le pied de courbe est différent entre les deux configurations. Pour la configuration 1 (activation musculaire rapide), l'activation musculaire a un effet direct sur le pied de courbe, augmentant localement la force dans le MTC. Cet accroissement de force est beaucoup plus progressif pour la configuration 2 et n'est visible qu'en fin d'essai, pour un déplacement supérieur à 60 mm. Nous remarquons également que la force, lors de la déchirure musculaire (pour les deux configurations), est plus importante que celle mesurée lors de la rupture passive ; ceci s'explique par l'effet de l'activation musculaire, laquelle accroît la force générée par les fibres musculaires et par conséquent la force globale transmise par la structure globale. De plus, le déplacement à rupture est légèrement plus élevé car l'activation musculaire provoque un raccourcissement des fibres musculaires. Leur étirement jusqu'à leur rupture requiert donc un effort plus important et un allongement plus important de la structure globale.

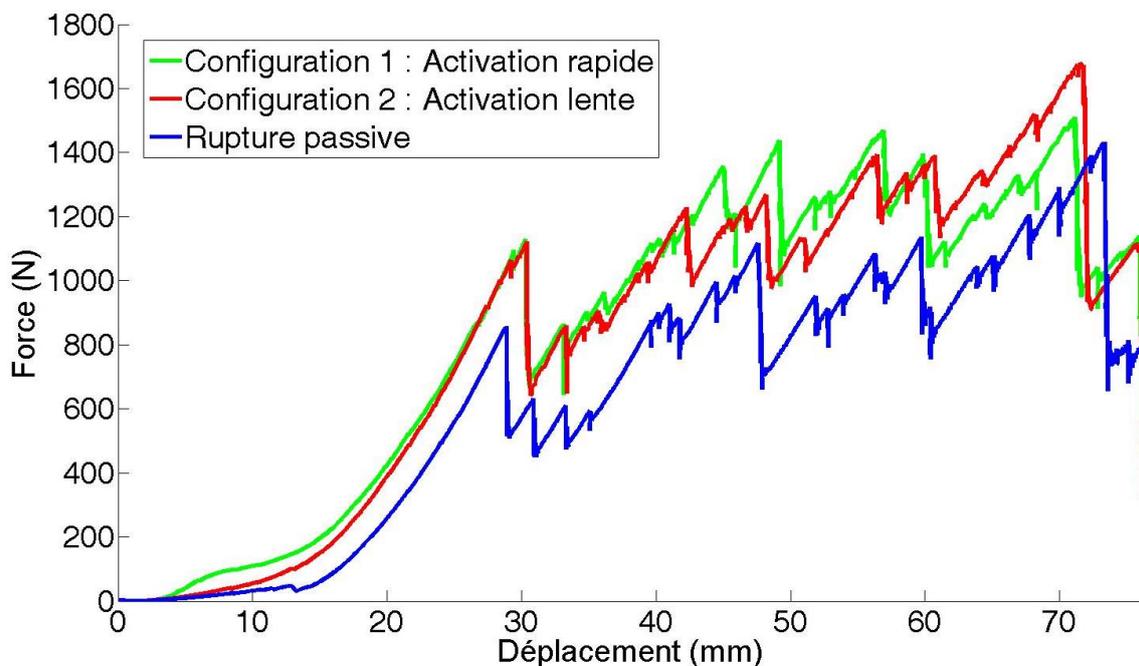


Figure 132 : Courbes force/déplacement pour un essai de traction jusqu'à rupture avec activation musculaire sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour les deux configurations (configuration 1 : activation musculaire rapide ; configuration 2 : activation musculaire lente) et pour un essai de traction à rupture passive

La visualisation de la déformation et de la rupture du MTC semble être en accord avec les données expérimentales de (Law *et Lightner*, 1993, Brickson *et al.*, 2001, Bianchi *et al.*, 2006, Song *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012). En effet, un allongement et une diminution de section du MTC se produit à l'occasion de la sollicitation. La rupture se localise au niveau des JMT, et apparaît lors de la délamination des fibres musculaires de la JMT distale et lors de la désinsertion de la partie tendineuse proximale. La carte des contraintes au cours de l'essai met en évidence une zone de concentration de contrainte au niveau de la JMT, identiquement aux résultats de la Partie III. Ceci montre que lors d'une contraction excentrique, la zone de faiblesse se situe au niveau des JMT, conformément à ce qui a été montré par de nombreuses études (Petilon *et al.*, 2005, Bianchi *et al.*, 2006, Ilaslan *et al.*, 2007). Ceci témoigne que ces zones sont soumises à des forces importantes lesquelles

conduisent à sa rupture car ces zones sont à la transition entre un matériau souple (muscle) et un matériau raide (tendon).

La rupture apparaît lors d'une délamination des fibres musculaires à proximité de la JMT distale et une désinsertion de la JMT proximale (Figure 133). Sur les courbes force/déplacement, certains pics de force sont décalés entre eux, résultant d'une délamination différente de la JMT selon la configuration étudiée. L'activation musculaire rapide semble augmenter la valeur des pics à rupture, ceci étant occasionné par la traction de fibres déjà totalement contractées lors de la délamination. Ce type de rupture par délamination est en accord avec les études faites sur la déchirure musculaire (Brickson *et al.*, 2001, Song *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012) et sa localisation correspond aux données disponibles dans la littérature (Law et Lightner, 1993, Bianchi *et al.*, 2006). De plus, Ilaslan *et al.*, (2007) ont montré que 80 % des déchirures musculaires se situent au niveau de la JMT, les 20 % restants correspondent à des déchirures situées dans le corps tendineux ou dans le corps musculaire, tel que le montre nos simulations numériques. Les mécanismes de rupture (délamination et désinsertion) sont identiques pour les deux configurations. Cependant, une différence est à noter au niveau de la délamination de la JMT distale (Figure 134-B). Cette dernière est plus prononcée (différence pouvant atteindre 5 % du nombre total de ressorts rompus au niveau des fibres musculaires) pour une activation musculaire rapide car les fibres sont déjà contractées et la force nécessaire à leur rupture étant plus importante, la déformation locale de la structure sera donc elle aussi plus importante. Par comparaison aux essais de rupture passive de la Partie III, la délamination est beaucoup moins prononcée (37 % de fibres musculaires rompus en passif contre 17 % lors des essais de déchirure pour les deux configurations). En effet, la contraction musculaire va créer un raccourcissement des fibres, limitant leur allongement avant de pouvoir s'étirer jusqu'à leur rupture. La désinsertion proximale au niveau des fibres tendineuses est identique pour une rupture passive ou active car les fibres tendineuses n'interviennent pas dans le processus d'activation musculaire. Visuellement, la différence entre les deux configurations réside dans le volume extérieur du MTC qui est plus important pour l'activation rapide que pour la lente. Effectivement, l'activation lente provoque une diminution de l'épaisseur du MTC au cours de la sollicitation du fait que la contraction musculaire n'est pas iso-volumique pour nos essais numériques, comme il a été vu dans la Partie IV.

Lors de l'analyse globale des ressorts cassés dans le MTC, ces derniers sont des fibres (musculaires et tendineuses), de l'aponévrose et de la matrice (musculaire et tendineuse) (Figure 135). Lors d'une analyse fine de ces ressorts rompus, il apparaît clairement que les zones les plus affectées sont les JMT distale et proximale. Comme cela a été réalisé et justifié dans la Partie III sur la rupture passive, nous observerons un agencement de ressorts composés de fibres et de MEC est composé, et un agencement de fibres tendineuses et de matrice tendineuse ; ceci nous permet d'analyser plus finement la répartition des ressorts rompus dans les différentes JMT. Au niveau de la JMT proximale, une désinsertion tendineuse a lieu (rupture des ressorts de la partie tendineuse) (Figure 134-A). La désinsertion du tendon proximal est quasi-identique pour les deux configurations. Pour la JMT distale, quelle que soit la configuration, environ 17 % des ressorts de fibres et matrices musculaires sont rompus (Figure 134-B). Cette délamination progressive (augmentation d'environ 4 % du ressorts rompus pour 10 mm de déplacement) est en accord avec les données de la littérature (Brickson *et al.*, 2001, Song *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012). Une différence est à noter au niveau de la répartition des ressorts rompus entre les deux configurations. Lorsque la contraction est rapide, les ressorts se cassent pour un déplacement faible (5 mm) alors que pour une contraction plus lente, le début de la délamination a lieu pour un déplacement de 8 mm. Cette faible différence montre que le recrutement des fibres musculaires n'est pas le même entre les deux configurations. Lorsque l'activation musculaire est rapide, les fibres contractées, vont se rompre rapidement. Pour une contraction lente, les fibres sont en conflit permanent entre la contraction et l'étirement, ce conflit principalement numérique, lié à l'utilisation de ressorts pour modéliser les fibres musculaires, retarde leur rupture. Ceci explique également pourquoi le nombre de fibres rompues est plus faible lors d'une activation musculaire lente bien qu'en fin d'essai, nous parvenions au même niveau que lors d'une activation rapide.

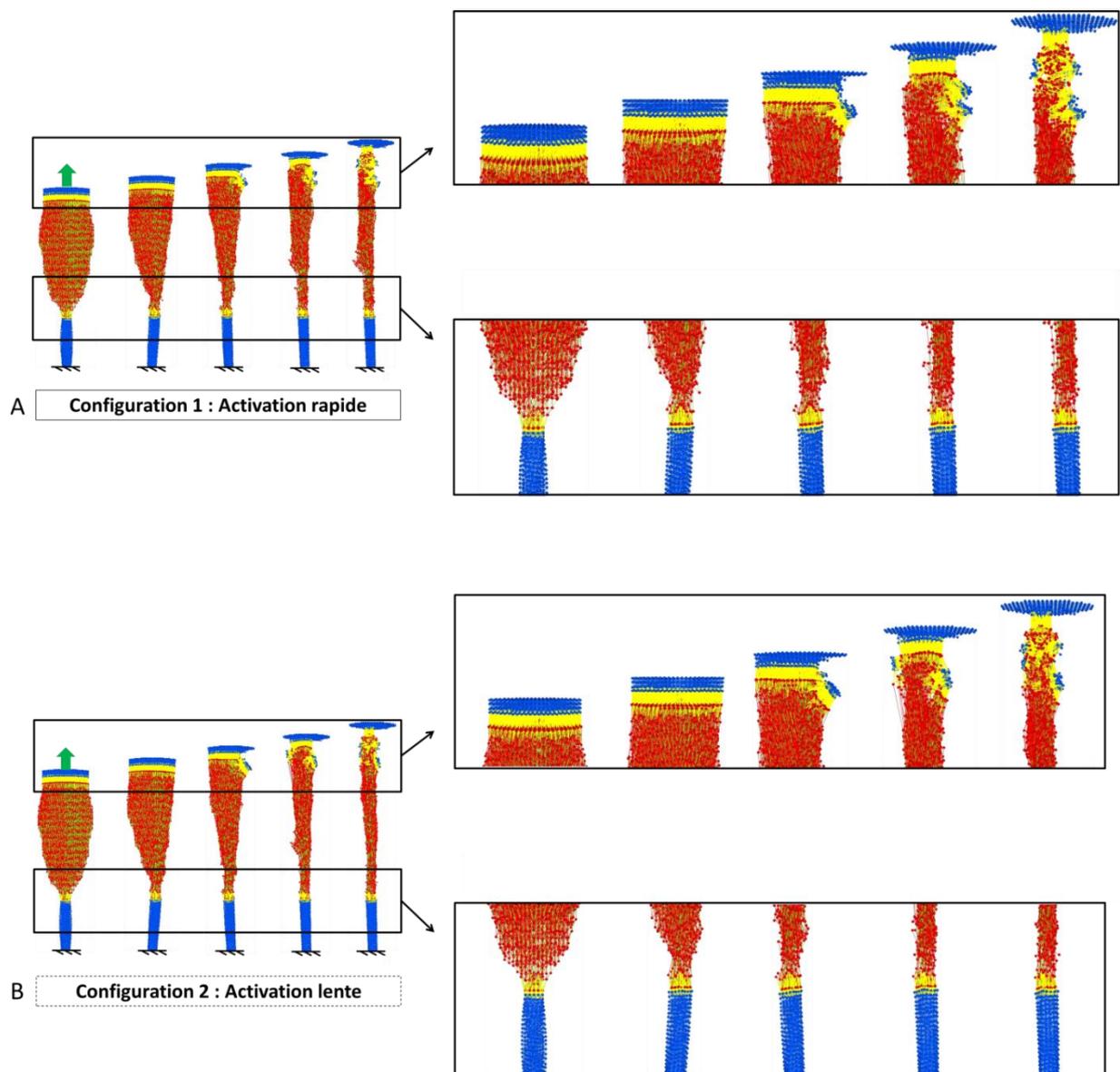


Figure 133 : Visualisation d'un essai de contraction excentrique jusqu'à rupture sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. A. Configuration 1 (activation rapide). B. Configuration 2 (activation lente)

La vitesse de sollicitation des essais numériques est plus faible que celle des études issues de la littérature (Kääriäinen *et al.*, 2000, Brickson *et al.*, 2001, Song *et al.*, 2004, Smith *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012), dans lesquelles la déchirure musculaire apparaît pour des vitesses de sollicitation élevées (de l'ordre du m/s) – au cours d'essais dynamiques. Pour valider la faisabilité de la reproduction numérique des conditions physiologiques d'une déchirure musculaire, des essais quasi-statiques ont été réalisés en prenant en compte les résultats précédents effectués en tests passifs ou actifs. De plus, ces tests mécaniques en quasi-statique ont permis de supprimer les effets inertiels du MTC pouvant intervenir lors de sollicitations mécaniques. De futures études pourront être faites pour des vitesses de sollicitation élevées et comparées par la suite à des résultats expérimentaux ; l'objectif étant de reproduire conditions réelles de ce type de blessure telles que décrites dans la littérature. Cet aspect est très important car il a été montré par Myers *et al.*, (1995) que la localisation de la rupture dépend fortement du taux de déformation. Ainsi, à vitesses élevées, de nouvelles études pourront être menées et validées en relation avec les données expérimentales issues de la littérature (Kääriäinen *et al.*, 2000, Brickson *et al.*, 2001, Song *et al.*, 2004, Smith *et al.*, 2007, Pratt *et al.*, 2012). Avant cela, la prise en compte

dans le modèle de la viscosité doit être réalisée. Dans ce but, nous avons commencé à implémenter la viscosité dans les fibres musculaires, et adapter les valeurs des coefficients de viscosité pour correspondre aux essais *in vitro* réalisés par Gras *et al.* (2012) sur les muscles sternocléidomastoïdiens humains pour des relaxations en contrainte. Cependant, ces recherches n'ont pas abouti à une loi de viscosité implémentable dans le code de calcul compte tenu des problèmes numériques rencontrés lors de sa mise en place (ANNEXE G).

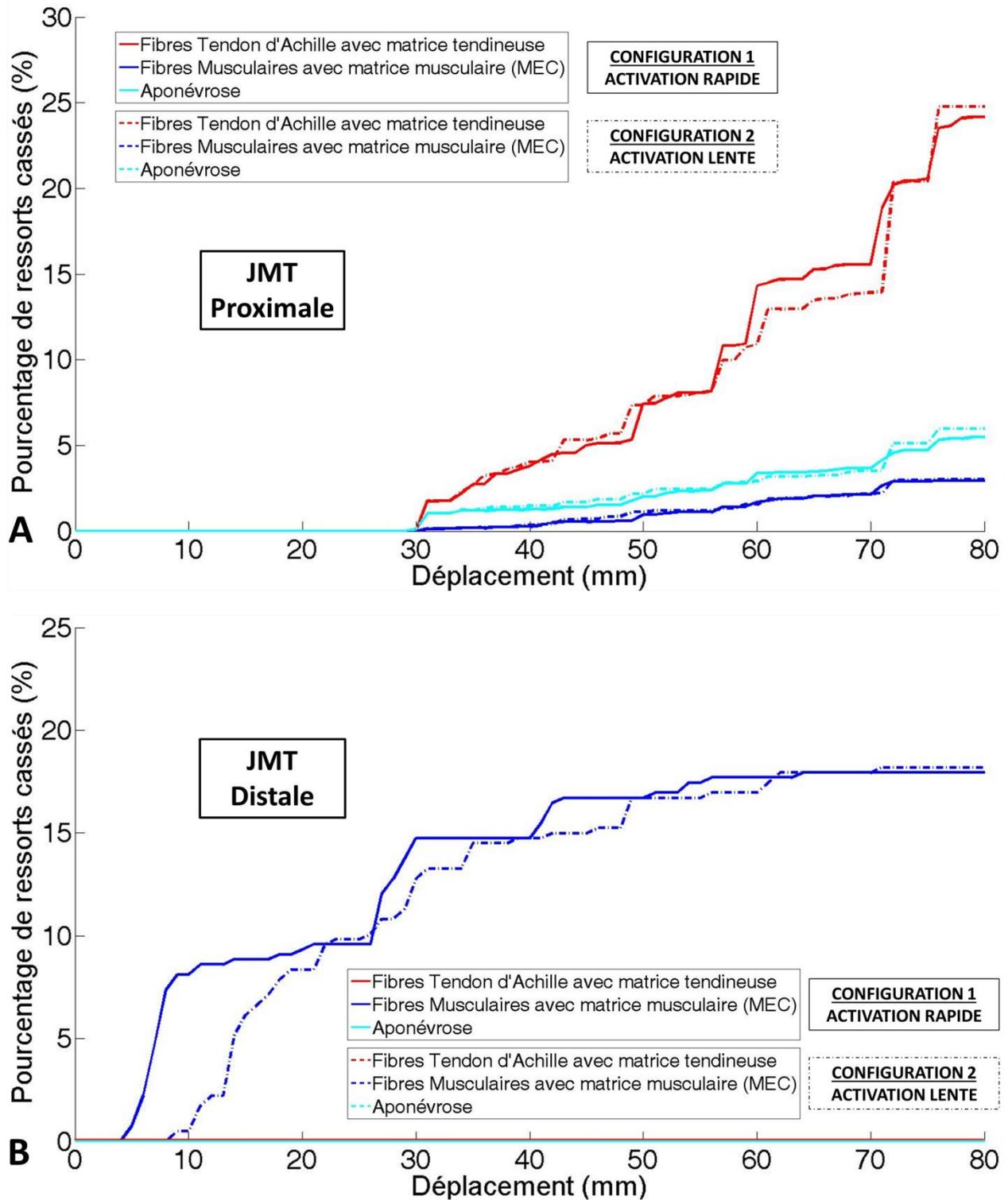


Figure 134 : A. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situés dans la JMT proximale, pour les deux configurations. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situé dans la JMT distale pour les deux configurations

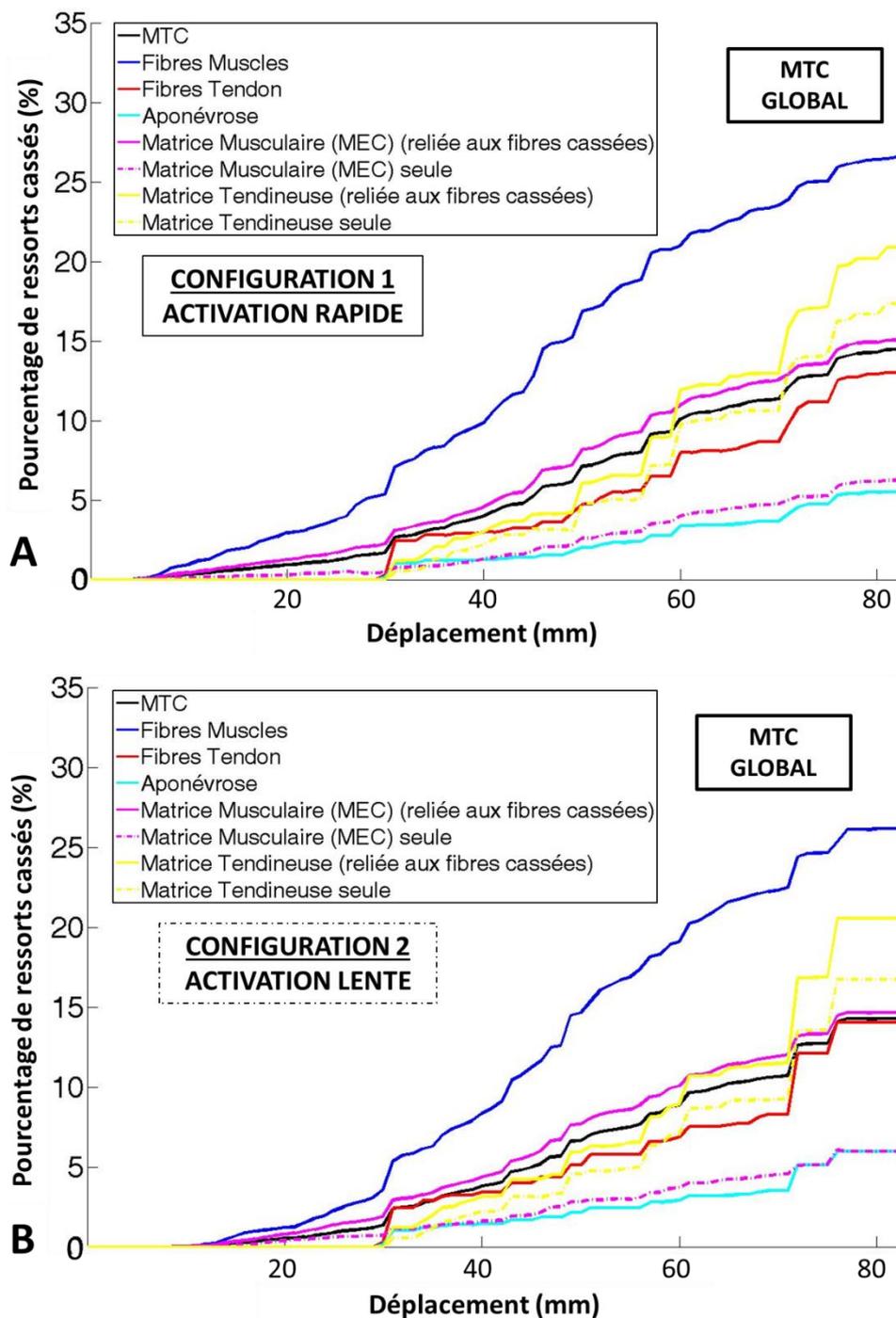


Figure 135 : Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC. A. Configuration 1 (activation musculaire rapide). B. Configuration 2 (activation musculaire lente)

Des hypothèses ont aussi été formulées concernant la géométrie du MTC et ses propriétés mécaniques. Une amélioration de ces propriétés plus spécifiques à l'ensemble étudié {triceps sural + TA} pourrait être proposée avec des valeurs obtenues soit par des tests mécaniques, soit par élastographie. La géométrie de l'ensemble {triceps sural + TA} pourrait aussi être améliorée grâce aux relevés 3D effectués lors des essais *in vitro* avec l'appareil HandyScan 3D®, permettant une définition plus fine de l'enveloppe externe.

La prise en compte des éléments internes du MTC tels que la graisse, les tissus viscoélastiques, les vaisseaux sanguins, les nerfs, etc... rendrait le modèle plus réaliste mais en conséquence rendrait plus difficile la construction et la modélisation du MTC.

Cette étude de faisabilité montre qu'un travail futur doit être mené sur la loi force/longueur des fibres musculaires, afin d'améliorer le modèle de contraction musculaire. Le choix des zones musculaires à activer permettra d'améliorer le modèle actuel qui ne permet que la contraction simultanée de l'ensemble des fibres du muscle. L'activation devrait aussi pouvoir être réglée pour s'activer au bon moment lors de l'étirement. En effet, les deux configurations d'activation musculaire étudiées montrent que cette dernière a un rôle très important dans la déchirure du MTC. La durée de l'activation pourra être connue en effectuant par exemple des essais de traction avec contraction sur des animaux anesthésiés (Grover *et al.*, 2007). Le temps d'activation et son déclenchement obtenus expérimentalement pourront permettre une amélioration du modèle actuel. La création d'un nouveau critère de rupture, non local, sera une prochaine piste d'amélioration de notre modèle pour obtenir des résultats plus précis par rapports aux tests expérimentaux. Les validations effectuées dans les différentes parties précédentes et lors de cette simulation, ont été établies en comparaison à des données provenant d'essais *in vitro* sur des pièces anatomiques provenant de Sujets Humains Post-Mortem. Ces essais permettent de rendre compte du comportement passif du MTC humain, bien que la transposition au vivant suppose la prise en compte certains facteurs influençant les résultats (rigidité, âge des SHPM, infiltration graisseuse, viscosité du MTC, activation nerveuse, ...).

Le phénomène de fatigue intervient également dans la rupture du MTC. En effet, Wang *et al.*, (1995) ont montré que la fatigue des tissus musculaires provoque la rupture prématurée du MTC pour des contraintes inférieures à la contrainte à rupture en traction. Tsuang *et al.*, (1998), ou encore De Souza *et Gottfried* (2013) évoquent aussi ce phénomène de fatigue dans leur revue de littérature sur les blessures musculaires, soulignant que ce phénomène réduit considérablement les propriétés mécaniques (modules d'Young, contrainte à rupture, déformation à rupture) des tissus (notamment les fibres musculaires et tendineuses) et engendre une rupture précoce, pour des contraintes à rupture plus faible. Ce phénomène de fatigue pourra donc être considéré dans de futures études, par exemple en effectuant des essais de traction cycliques et en diminuant les propriétés mécaniques du MTC en conséquence à chaque cycle.

7 Conclusion

Cette étude de faisabilité a montré la possibilité de modéliser une déchirure du complexe musculo-tendineux, à faible vitesse et sous certaines hypothèses de travail. Cependant, ceci confirme sa possible modélisation et l'étude de ses mécanismes lésionnels, permettant ainsi, une meilleure compréhension de cette blessure. L'activation musculaire, sa répartition au niveau des zones musculaires, sa durée sont des paramètres à fixer. Les expérimentations *in vivo* restent le mode d'exécution privilégié.

Certains points restent à approfondir pour améliorer le modèle DEM existant. Dans un premier temps, la recherche d'un critère de rupture non local est à approfondir, puis la viscosité est à investiguer afin de pouvoir par la suite réaliser des essais en dynamique et se rapprocher le plus possible des conditions cliniques. Par suite, l'activation musculaire devra être répartie dans le muscle pour créer des zones de contraction s'activant selon le niveau de contraction afin de rendre notre modèle plus bio-fidèle. Une adaptation des propriétés mécaniques (passives et actives), une prise en compte des éléments internes du MTC (infiltration graisseuse, sang, ...) et une amélioration de la géométrie externe seront les prochaines étapes à franchir pour améliorer le modèle numérique. La méthode DEM utilisée tout au long de ce travail permettra de façon agile l'approfondissement de l'ensemble de ces points grâce notamment à la possibilité de choisir un modèle individualisé pour chaque lien. Des essais de déchirures musculaires *in vivo* sur animaux anesthésiés pourraient également être accomplis dans de prochaines études afin de pouvoir comparer et valider les simulations numériques par rapport aux essais expérimentaux.

De futures études pourraient s'appuyer sur des résultats d'imagerie médicale pour des patients ayant subi une déchirure musculaire. Le côté sain du patient nous servirait de base et permettrait d'obtenir les propriétés mécaniques des différentes structures, par élastographie par exemple. Ainsi la modélisation de la déchirure du MTC pourrait être recrée numériquement. Une comparaison des structures endommagées pourrait être réalisée afin d'améliorer le modèle existant et de tenter d'obtenir les efforts ayant provoqué cette blessure.

Cliniquement, un suivi des patients pourrait être réalisé à l'aide du modèle créé. Par exemple, les propriétés mécaniques peuvent être relevées *in vivo* par élastographie sur un patient ayant une faiblesse à un MTC. En rentrant ses propriétés mécaniques et la géométrie de son MTC, une simulation pourrait être effectuée afin de vérifier si une déchirure pourrait avoir lieu ou non lors d'un effort physique important. Ainsi, ce modèle aurait pour but de prévention de la déchirure.

CONCLUSION

La revue de littérature a permis d'identifier les éléments intervenant lors de la déchirure du complexe musculo-tendineux. La modélisation à l'échelle macroscopique du complexe musculo-tendineux a été retenue, en modélisant les fibres musculaires, l'épimysium et la matrice extracellulaire, mais aussi le tendon ; une attention particulière a été portée sur la jonction myo-tendineuse qui est l'un des sièges principaux de la déchirure du complexe musculo-tendineux. Certaines propriétés mécaniques des constituants du complexe ont pu être obtenues à partir des études présentes dans la littérature. Cependant une **absence de données mécaniques** est observée à l'examen de la revue de littérature. Certaines structures (**matrice extracellulaire, jonction myo-tendineuse**) ont été peu explorées au point de vue mécanique.

La modélisation du complexe musculo-tendineux a pu être réalisée par la méthode des éléments discrets. Cette modélisation par éléments discrets a été préférée à une modélisation par éléments finis ; la raison tient à l'étude d'une phase de rupture d'un matériau multi-échelle non-continu. L'allure des courbes numériques de traction passive est en accord avec la littérature. Ceci confirme la possibilité de **modéliser la réponse macroscopique non-linéaire hyper-élastique du complexe musculo-tendineux** en utilisant simplement des **éléments microscopiques simples, linéaires et élastiques**. Le comportement mécanique du complexe musculo-tendineux en traction passive est réglé par le réaligement des fibres dans la structure, lequel est lié à la largeur du muscle et du tendon et à l'angle de pennation. L'intérêt d'utiliser un tel modèle réside dans la **possibilité et la facilité d'obtenir le comportement d'une fibre musculaire** au cours de la sollicitation. Deux principaux effets, complexes à traiter avec des techniques standards, ont pu être mis en avant : (1) **l'influence de la réorientation des fibres musculaires sur la réponse mécanique globale** lors d'un essai de traction passive et (2) **l'hétérogénéité de la réponse du complexe musculo-tendineux en fonction de l'angle de pennation**. Certains points restent à approfondir pour améliorer le modèle de déchirure du complexe musculo-tendineux, par exemple, une plus grande précision de la géométrie des modèles. La prise en compte des éléments internes du complexe musculo-tendineux (vaisseaux, sang, nerfs, infiltration graisseuse) permettraient une modélisation plus fine et bio-fidèle. En contrepartie, ces améliorations augmenteraient considérablement les temps de calculs associés.

Par la suite, la modélisation complète de l'ensemble tendon d'Achille/triceps sural autorise une comparaison plus fine des résultats obtenus numériquement lors de la traction passive jusqu'à rupture, à ceux obtenus expérimentalement. Une comparaison des courbes force/déplacement, des localisations de ruptures et des structures détériorées une fois réalisée, confirme de fait les résultats obtenus numériquement. En effet, la **jonction myo-tendineuse** est une zone de très forte concentration de contraintes et le lieu de la **localisation de la rupture** passive du complexe musculo-tendineux. Les propriétés mécaniques passives et actives des différents constituants du complexe musculo-tendineux (épimysium, matrice extracellulaire, jonction myo-tendineuse), dont nous avons déjà relevé l'absence de données dans la littérature pourraient être obtenues expérimentalement. Par exemple, des études *in vitro* pourraient être menées sur l'épimysium lors d'essais de traction passif jusqu'à rupture afin d'étudier son comportement, lequel est fondamental dans la rupture globale du complexe musculo-tendineux.

L'activation musculaire est ensuite implémentée dans le comportement mécanique des fibres musculaires. Une validation est faite pour une fibre musculaire puis pour un complexe musculo-tendineux équivalent de 400 fibres inclinées et enfin pour un complexe musculo-tendineux complet. Ainsi, en modélisant **l'activation musculaire au niveau des fibres musculaires**, le comportement actif du complexe musculo-tendineux est analysé puis validé. L'activation peut être améliorée en prenant en compte le type de fibre présent dans le

complexe musculo-tendineux étudié mais aussi en créant des zones musculaires pour l'activation en fonction du taux de contraction.

In fine, une **étude de faisabilité** montre la **possibilité de modéliser une déchirure du complexe musculo-tendineux** et d'étudier les mécanismes lésionnels. Cependant, l'activation musculaire, sa répartition au niveau des zones musculaires et sa durée sont des paramètres qui restent à fixer. Des améliorations peuvent être apportées au modèle de déchirure pour ce qui concerne les propriétés mécaniques du complexe musculo-tendineux lors d'essais de traction en fatigue. La modélisation de ce phénomène montrerait que la diminution des propriétés mécaniques lors de nombreux cycles de traction est une cause de survenue de la déchirure musculaire. La vitesse de sollicitation est un paramètre à ajuster dans une future étude afin de simuler des essais dynamiques et de se rapprocher le plus possible des conditions cliniques.

Ce projet a permis de construire un modèle mécanique du complexe musculo-tendineux, suite à une analyse fine des propriétés mécaniques de ses différents constituants. L'influence de la structure et le comportement de chaque composant interne sur le comportement mécanique global du complexe musculo-tendineux a pu être appréhendé et cela pour différentes sollicitations (traction passive, rupture et activation musculaire).

La prise en compte de la **viscosité** du complexe musculo-tendineux est la prochaine étape dans l'évolution de cette modélisation. Une première étude de cette propriété mécanique a été faite et doit être approfondie. Ceci permettrait de rendre compte plus fidèlement des expérimentations *in vivo* et *in vitro*, d'expliquer plus finement le rôle mécanique de la matrice extracellulaire, peu documenté dans la littérature, et de réaliser, par la suite, des essais numériques en dynamique.

La prise en compte de l'**infiltration graisseuse** dans la modélisation du complexe musculo-tendineux est une des perspectives à moyen terme de ce projet. Un ratio entre le volume de graisse et le volume musculaire peut être calculé ; il sera ainsi possible d'en déduire uniquement le volume effectif du muscle. Ce volume sera plus faible et un changement de l'orientation de l'effort dans le muscle sera attendu.

Une perspective à long terme verrait l'utilisation de ce modèle pour **améliorer la compréhension des causes et conséquences de la déchirure** du complexe musculo-tendineux pour des patients ayant subi ce type de traumatisme ; l'imagerie médicale, par exemple l'élastographie, serait une aide précieuse. En effet, le côté sain du patient pourrait devenir la référence et la base de données pour les propriétés mécaniques des différents constituants du complexe musculo-tendineux. Une fois ces propriétés mécaniques implémentées dans notre modèle, la déchirure du complexe musculo-tendineux pourrait être recréée numériquement. Une comparaison des structures lésées et saines pourrait être établie afin d'améliorer le modèle existant et mieux comprendre les conditions présentes à l'occasion de cette blessure.

D'un point de vue clinique, le modèle numérique trouverait son utilité dans la phase de **suivi des patients** et plus précisément dans la **prévention des risques**. Comme évoqué plus haut, l'implémentation des données issues de l'élastographie dans le modèle permettrait de prédire le risque de déchirure.

Ce projet pourrait être à l'origine d'un **outil prédictif** et **orienté vers la diminution des risques de déchirure** du complexe musculo-tendineux. En réalisant une modélisation personnalisée pour un sportif par l'utilisation de l'imagerie médicale (échographie, I.R.M., CT-Scan), il serait alors loisible de prédire son risque éventuel de blessure au cours de sa saison sportive. En progressant dans cette démarche, l'influence d'un entraînement sur le complexe musculo-tendineux du sportif pourrait également être analysée avec le modèle personnalisé. Les données relatives à **la performance et/ou le risque de blessure lors d'un entraînement** issues du modèle fourniraient au sportif et à son encadrement des critères intéressants afin d'améliorer ses capacités sportives tout en limitant les blessures.

PUBLICATIONS ET COMMUNICATIONS

Article de Journal International

A. Roux, S. Laporte, J. Lecompte, L-L. Gras, I. Iordanoff (2016). Influence of muscle-tendon complex geometrical parameters on modeling passive stretch behavior with the Discrete Element Method. *Journal of Biomechanics*. Volume 49, issue 2, pages 252–258. [doi:10.1016/j.jbiomech.2015.12.006](https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.006)

Articles proposés

A. Roux, T.-X. Haen, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte. Rupture of the Muscle-Tendon Complex in tensile test. Comparison between experimentations and discrete element modelling. *Revue visée : Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*

T.-X. Haen, **A. Roux**, O. Gagey, M. Soubeyrand, S. Laporte. Shear waves elastography for assessment of human Achilles tendon's biomechanical properties: experimental validation. *Revue visée : Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*

A. Roux, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte. Modelling and validation of muscle activation of the muscle-tendon complex using discrete element method. *Revue visée : Journal of Biomechanics*

A. Roux, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte. Model of calf muscle tear during a simulated eccentric contraction. A feasibility study. *Revue visée : Journal of Biomechanics*

Conférences

Premier auteur :

A. Roux, J. Lecompte, L.-L. Gras, S. Laporte, I. Iordanoff (2014). Tensile response of the muscle–tendon complex with discrete element method. 7^{ème} World Congress of Biomechanics, Boston, USA, 6-11 Juillet

A. Roux, J. Lecompte, L.-L. Gras, S. Laporte, I. Iordanoff (2014). Tensile response of the muscle–tendon complex using discrete element model. 39^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Valenciennes, France, 27-29 Août

A. Roux, J. Lecompte, L.-L. Gras, S. Laporte, I. Iordanoff (2014). Tensile response of the muscle–tendon complex using discrete element model. 3^{ème} Conférence SIMBIO-M, Marseille, France, 19-20 Juin

A. Roux, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte (2015). Computed passive tensile test to failure of the muscle-tendon complex using a discrete element model. 20^{ème} Congrès International European College of Sport Science, Malmö, Suède, 24-27 Juin

A. Roux, J. Lecompte, L.-L. Gras, S. Laporte, I. Iordanoff (2015). Rupture of the muscle-tendon complex in tensile test using discrete element modeling. 25^{ème} Congrès International Society of Biomechanics, Glasgow, Ecosse, 12-16 Juillet

A. Roux, T.-X. Haen, J. Lecompte, L.-L. Gras, I. Iordanoff, S. Laporte (2015). Rupture of the Muscle-Tendon Complex in tensile test. Comparison between experimentations and discrete element modelling. 40^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Paris, France, 28-30 Octobre

A. Roux, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte (2016). Modeling and validation of muscle activation of the muscle-tendon complex using discrete element method. 22^{ème} Congrès European Society of Biomechanics, Lyon, France, 11-13 Juillet (Abstract soumis)

A. Roux, J. Lecompte, I. Iordanoff, S. Laporte (2016). Model of calf muscle tear during a simulated eccentric contraction. A feasibility study. 34^{ème} Congrès International Society of Biomechanics in Sports, Tsukuba, Japon, 18-22 Juillet (Abstract soumis)

Dans les auteurs:

G. Dubois, M. Prot, **A. Roux**, T.J. Cloete, S. Laporte (2015). Cancellous Bone Model using Discrete Element Method: A Feasibility Study. 13^{ème} Congrès International CMBBE, Montréal, Canada, 1-5 Septembre

T.-X. Haen, **A. Roux**, C. Labruyere, C. Vergari, P. Rouch, O. Gagey, M. Soubeyrand, S. Laporte (2015). Shear Wave Elastography of the human Achilles tendon: a cadaveric study of factors influencing the repeatability. 40^{ème} Congrès annuel de la Société de Biomécanique, Paris, France, 28-30 Octobre

C.Labruyère, F.Khiami, F.Tassery, J.Collé, TX.Haen, **A.Roux**, P.Rouch, P.Thoreux (2015). Etude de la rigidité tendineuse par élastographie. Comparaison d'une population témoin et de sujets souffrant de tendinopathie patellaire. 90^{ème} Congrès de la SOFCOT, Paris, France, 4-12 Novembre

T.-X. Haen, **A. Roux**, C. Labruyere, P. Rouch, C. Vergari, O. Gagey, S. Laporte, M. Soubeyrand (2015). Caractérisation Biomécanique Du Tendon D'Achille Par Elastographie Shear Waves - Validation Expérimentale. 90^{ème} Congrès de la SOFCOT, Paris, France, 4-12 Novembre

T-X. Haen, **A. Roux**, M. Soubeyrand, C. Labruyere, P. Rouch, S. Laporte (2015). Shear waves elastography for biomechanical assessment of Achilles tendon. 25^{ème} Congrès International Society of Biomechanics, Glasgow, Ecosse, 12-16 Juillet

REFERENCES

- Abellaneda, S., Guissard, N., Duchateau, J. (2009). The relative lengthening of the myotendinous structures in the medial gastrocnemius during passive stretching differs among individuals. *J Appl Physiol (1985)*, 106(1):169-177.
- Ahn, A. N., Meijer, K., and Full, R. J. (2006). In situ muscle power differs without varying in vitro mechanical properties in two insect leg muscles innervated by the same motor neuron. *J Exp Biol*, 209:3370-3382.
- Aimiedieu, 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: 1315-1324.
- André, D. (2012). Modélisation par éléments discrets des phases d'ébauchage et de doucissage de la silice. PhD thesis (ENSAM).
- André, D., Iordanoff, I., Charles, J.-L., and Néoport, J. (2012). Discrete element method to simulate continuous material by using the cohesive beam model. *Comput. Methods Appl. Mech. Engrg.*, 213-216:113-125.
- André, D., Jebahi, M., Iordanoff, I., Charles, J., and Néoport, J. (2013). Using the discrete element method to simulate brittle fracture in the indentation of a silica glass with a blunt indenter. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 265:136-147.
- Arnold, E. M. and Delp, S. L. (2011). Fibre operating lengths of human lower limb muscles during walking. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 366(1570):1530-1539.
- Ate, F., Hug, F., Bouillard, K., Jubeau, M., Frappart, T., Couade, M., Bercoff, J., and Nordez, A. (2015). Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol*, 25(4): 703-708.
- Aubry, S., Risson, J.-R., Barbier-Brion, B., Tatu, L., Vidal, C., and Kastler, B. (2011). Transient elastography of calcaneal tendon: preliminary results and future prospects. *J Radiol*, 92(5):421-427.
- Azizi, E., Halenda, G. M., and Roberts, T. J. (2009). Mechanical properties of the gastrocnemius aponeurosis in wild turkeys. *Integr Comp Biol*, 49(1):51-58.
- Bach, J. S., Detrez, F., Cherkaoui, M., Cantournet, S., Ku, D. N., and Corté, L. (2013). Hydrogel fibers for ACL prosthesis: design and mechanical evaluation of PVA and PVA/UHMWPE fiber constructs. *J Biomech*, 46(8): 1463-1470.
- 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*, 482:391-400.
- 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.
- Bennett, M. B., Ker, R. F., Nicola, J., Dimery, J., and Alexand, R. M. (1986). Mechanical properties of various mammalian tendons. *J. Zool. and Lond.*, 209: 537-549.
- Bensamoun, S., Stevens, L., Fleury, M., Bellon, G., Goubel, F., and Hao Ba Tho. M. C. (2006). Macroscopic-microscopic characterization of the passive mechanical properties in rat soleus muscle. *Journal of Biomechanics*, 39(3):568-578.

- Berranen, Y., Hayashibe, M., Gilles, B., and Guiraud, D. (2012). 3d volumetric muscle modeling for real-time deformation analysis with fem. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2012:4863-4866.
- Berranen, Y., Hayashibe, M., Guiraud, D., and Gilles, B. (2014). Real-time muscle deformation via decoupled modeling of solid and muscle fiber mechanics. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 17:65-72.
- 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 visco elasticity. *Journal of Biomechanics*, 27(4):413-419.
- Bianchi, S., Martinoli, C., Abdelwahab, I. F., Derchi, L. E., and Damiani, S. (1998). Sonographic evaluation of tears of the gastrocnemius medial head ("tennis leg"). *J Ultrasound Med*, 17(3):157-162.
- Bianchi, S., Poletti, P.-A., Martinoli, C., and Abdelwahab, I. F. (2006). Ultrasound appearance of tendon tears. part 2: lower extremity and myotendinous tears. *Skeletal Radiol*, 35(2): 63-77.
- Biewener and Baudinette (1995). In vivo muscle force and elastic energy storage during steady-speed hopping of tammar wallabies (*macropus eugenii*). *J Exp Biol*, 198:1829-1841.
- Bilston, L. E. and Tan, K. (2014). Measurement of passive skeletal muscle mechanical properties in vivo: Recent progress, clinical applications, and remaining challenges. *Ann Biomed Eng*.
- Blazevich, A. J., Gill, N. D., and Zhou, S. (2006). Intra- and intermuscular variation in human quadriceps femoris architecture assessed in vivo. *J Anat*, 209(3): 289-310.
- Blemker, S. S. and Delp, S. L. (2005). Three-dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Ann Biomed Eng*, 33(5): 661-673.
- 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.
- Böl, M., Kruse, R., Ehret, A. E., Leichsenring, K., and Siebert, T. (2012). Compressive properties of passive skeletal muscle-the impact of precise sample geometry on parameter identification in inverse finite element analysis. *J Biomech*, 45(15): 2673-2679.
- Böl, M., Weikert, R., and Weichert, C. (2011). A coupled electromechanical model for the excitation-dependent contraction of skeletal muscle. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(7):1299-1310.
- Bonneau, D. (2001). Les Muscles du Rachis : de l'Anatomie à la Modélisation. PhD thesis, (ENSAM).
- Bonnel, F. (2005). Le complexe muscle-tendon (bases anatomiques et concept biomécanique).
- 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 électromyographique. HERMANN.
- Brancaccio, P., Somma, F., Provenzano, F., and Rastrelli, L. (2013). Changes in muscular pennation angle after crenotherapy. *Muscles Ligaments Tendons J*, 3(2):112-115.
- 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.
- Brickson, S., Hollander, J., Corr, D. T., Ji, L. L., and Best, T. M. (2001). Oxidant production and immune response after stretch injury in skeletal muscle. *Med Sci Sports Exerc*, 33(12):2010-2015.

- Brolin, K., Halldin, P., and Leijonhufvud, I. (2005). The effect of muscle activation on neck response. *Traffic Inj Prev*, 6(1):67-76.
- Bruns, J., Kampen, J., Kahrs, J., and Plitz, W. (2014). Achilles tendon rupture: experimental results on spontaneous repair in a sheep-model, *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.*, 8(6) : 364–369.
- Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., and Besier, T. F. (2004). Neuromusculoskeletal modeling: estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *J Appl Biomech*, 20(4):367-395.
- Butterfield, T. A. and Herzog, W. (2006). Effect of altering starting length and activation timing of muscle on fiber strain and muscle damage. *J Appl Physiol* (1985), 100(5): 1489-1498.
- 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.
- Charissoux, J.-L., Vernois, L., Brulefert, K., Coste, C., Rouvillain, J.-L., and Rousseau, B. (2013). Le traitement des ruptures du tendon d’Achille, *Rev. Chir. Orthopédique Traumatol.*, 99(4) : S134–S142.
- 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.
- Chen, C. P., Tang, S. F., Hsu, C.-C., Chen, R. L., Hsu, R. C., Wu, C.-W., and Chen, M. J. (2009). A novel approach to sonographic examination in a patient with a calf muscle tear: a case report. *J Med Case Rep*, 3:7291.
- Chino, K., Kawakami, Y., and Takahashi, H. (2015). Tissue elasticity of in-vivo skeletal muscles measured in the transverse and longitudinal planes using shear wave elastography. *Clin Physiol Funct Imaging*.
- Chino, K., Oda, T., Kurihara, T., Nagayoshi, T., Yoshikawa, K., Kanehisa, H., Fukunaga, T., Fukashiro, S., and Kawakami, Y. (2008). In vivo fascicle behavior of synergistic muscles in concentric and eccentric plantar flexions in humans. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(1):79-88.
- Choi, H. F. and Blemker, S. S. (2013). Skeletal muscle fascicle arrangements can be reconstructed using a laplacian vector field simulation. *PLoS One*, 8(10): e77576.
- Chow, R. S., Medri, M. K., Martin, D. C., Leekam, R. N., Agur, A. M., and McKee, N. H. (2000). Sonographic studies of human soleus and gastrocnemius muscle architecture: gender variability. *Eur J Appl Physiol*, 82(3): 236-244.
- 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.
- Courthaliac, C., Brun, J.-P., Vidalin, H., and Weilbacher, H. (2003). Les lésions musculaires des membres inférieurs chez le sportif de haut de niveau : aspect échographique corrélé à l'IRM. *Feuillets de Radiologie*, 43 (6):528-539.
- Csapo, R., Maganaris, C. N., Senn, O. R., and Narici, M. V. (2010). On muscle, tendon and high heels. *J Exp Biol*, 213:2582-2588.
- Cundall, P. A. and Strack, O. D. L. (1979). A discrete numerical model for granular assemblies. *Géotechnique*, 29:47-65.
- Dau, F., André, D., Charles, J.L., Ba Danh, L., Mahéo, L., Girardot, J., and Iordanoff, I. (2014). A promising way to model damage in composite material and dry fabrics using a discrete element method. *In American Society for Composites 29th Technical Conference*.

- De Labareyre, H., Rodineau, J., Brasseur, J., Roger, B., and Bouvat, E. (2005). Critères de reprise après un accident musculaire. *J. Traumatol. Sport*, 22:232-235.
- De Souza, J. and Gottfried, C. (2013). Muscle injury: review of experimental models. *J Electromyogr Kinesiol*, 23(6):1253-1260.
- De Winkel, M. E., 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.
- DePalma, L., Marinelli, M., Pavan, M., and Bertoni-Freddari, C. (2011). Involvement of the muscle-tendon junction in skeletal muscle atrophy: an ultrastructural study. *Rom J Morphol Embryol*, 52(1):105-109.
- Doral, M. N., Alam, M., Bozkurt, M., Turhan, E., Atay, O. A., Dönmez, G., and Maffulli, N. (2010). Functional anatomy of the achilles tendon. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc*, 18(5):638-643.
- 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.
- Drost, M. R., Maenhout, M., Willems, P. J. B., Oomens, C. W. J., Baaijens, F. P. T., and Hesselink, M. K. C. (2003). Spatial and temporal heterogeneity of superficial muscle strain during in situ fixed-end contractions. *J Biomech*, 36(7):1055-1063.
- Duchemin, L., Bousson, V., Raossanaly, C., Bergot, C., Laredo, J. D., Skalli, W., Mitton, D. (2008). Prediction of mechanical properties of cortical bone by quantitative computed tomography. *Medical Engineering & Physics*, 30:321-328.
- Eby, S. F., Cloud, B. A., Brandenburg, J. E., Giambini, H., Song, P., Chen, S., Le Brasseur, N. K., and An, K.-N. (2015). Shear wave elastography of passive skeletal muscle stiffness: influences of sex and age throughout adulthood. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 30(1):22-27.
- 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.
- Fagher, K. and Lexell, J. (2014). Sports-related injuries in athletes with disabilities. *Scand J Med Sci Sports*, 24(5):e320-e331.
- Feng, X., Li, G.-Z., and Wang, S. (2004). Effects of estrogen on gastrocnemius muscle strain injury and regeneration in female rats. *Acta Pharmacol Sin*, 25(11): 1489-1494.
- Fillot, N., Iordanoff, I., and Berthier, Y. (2007). Modelling third body flows with a discrete element method - a tool for understanding wear with adhesive particles. *Tribology International*, 40:973-981.
- Finni, T., Ikegawa, S., Lepola, V., and Komi, P. V. (2003). Comparison of force- velocity relationships of vastus lateralis muscle in isokinetic and in stretch-shortening cycle exercises. *Acta Physiol Scand*, 177(4):483-491.
- Floeter, M. K. (2010). The scientific basis of muscle disease structure and function of muscle fibers and motor units. *Cambridge University Press*.
- Franchi-Abella, S., Elie, C., and Correas, J.-M. (2013). Ultrasound elastography: advantages, limitations and artefacts of the different techniques from a study on a phantom. *Diagn Interv Imaging*, 94(5):497-501.
- 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., Lecoq, J.-Y., 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.
- 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.

- Fridén, J. and Lieber, R. L. (1992). Structural and mechanical basis of exercise-induced muscle injury. *Med Sci Sports Exerc*, 24(5):521-530.
- Fukunaga, T., Ichinose, Y., Ito, M., and Kawakami, Y. & Fukashiro, S. (1997). Determination of fascicle length and pennation in a contracting human muscle in vivo. *Journal of Applied Physiology*, 82:354-358.
- Gans, C. and Bock, W. J. (1965). The functional significance of muscle architecture a theoretical analysis. *Ergeb. Anat. Entwicklungsgesch*, 38: 115-142.
- Garies, H., Solomonov, M., Baratta, R., Best, R., D'Amrosia, R. (1992). The isometric length-force models of nine different skeletal muscles. *J. Biomechanics*, 25 (8): 903-916.
- Gennisson, J.-L., Catheline, S., Chaffai, 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.
- Gordon, A. M., Huxley, A. F., and Julian, F. J. (1966). The variation in isometric tension with sarcomere length in vertebrate muscle fibres. *J Physiol*, 184(1):170-192.
- 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.
- Gottsauer-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 Lenseil-Corbeil, G. (1998). Biomécanique : Elements de mécanique musculaire. MASSON.
- Gras, L.-L. (2011). Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation. PhD thesis, ENSAM.
- Gras, L.-L., Mitton, D., Crevier-Denoix, N., and Laporte, S. (2012). The non-linear response of a muscle in transverse compression: assessment of geometry influence using a finite element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15(1): 13-21.
- Gras, L.-L., Mitton, D., Viot, P., and Laporte, S. (2012). Hyper-elastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle in tension. *J Mech Behav Biomed Mater*, 15: 131-140.
- Gras, L.-L., Mitton, D., Viot, P., and Laporte, S. (2013). Visco elastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle of aged women in relaxation. *J Mech Behav Biomed Mater*, 27:77-83.
- Grasa, J., Ramirez, A., Osta, R., Muñoz, M. J., Soteras, F., and Calvo, B. (2011). A 3d active-passive numerical skeletal muscle model in incorporating initial tissue strains. Validation with experimental results on rat tibialis anterior muscle. *Biomech Model Mechanobiol*, 10(5):779-787.
- Gray, H. (1918). Gray's Anatomy, 20^{ème} édition.
- 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.
- Haen, T.-X., Roux, A., Labruyere, C., Vergari, C., Rouch, P., Gagey, O., Soubeyrand, M., and Laporte, S. (2015). Shear wave elastography of the human achilles tendon: a cadaveric study of factors influencing the repeatability. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18 Suppl 1:1954-1955.
- Hambli, R., Lespessailles, E., Benhamou, C.-L. (2013). Integrated remodeling-to-fracture finite element model of human proximal femur behavior. *J Mech Behav Biomed Mater*, 17:89-106.
- Hansen, P., Kovanen, V., Hölmich, P., Krogsgaard, M., Hansson, P., Dahl, M., Hald, M., Aagaard, P., Kjaer, M., and Magnusson, S. P. (2013). Micromechanical properties and collagen composition of ruptured human achilles tendon. *Am J Sports Med*, 41(2): 437-443.

- Hauraix, H., Fouré, A., Dorel, S., Cornu, C., and Nordez, A. (2015). Muscle and tendon stiffness assessment using the alpha method and ultrafast ultrasound. *Eur J Appl Physiol*, 115(7):1393-1400.
- Hawkins, D. and Bey, M. (1997). Muscle and tendon force-length properties and their interactions in vivo. *Journal of Biomechanics*, 30(1):63-70.
- He, L., Li, G., Feng, X., Shi, H., Chang, D., Ye, K., and Wang, S. (2008). Effect of energy compound on skeletal muscle strain injury and regeneration in rats. *Ind Health*, 46(5):506-512.
- Hedenstierna, S., Halldin, P., and Brodin, K. (2008). Evaluation of a combination of continuum and truss finite elements in a model of passive and active muscle tissue. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 11(6):627-639.
- Hernandez-Gascon, B., Grasa, J., Calvo, B., and Rodriguez, J. F. (2013). A 3d electro-mechanical continuum model for simulating skeletal muscle contraction. *J Theor Biol*, 335: 108-118.
- 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.
- Hess, G. W. (2010). Achilles tendon rupture: a review of etiology, population, anatomy, risk factors, and injury prevention. *Foot Ankle Spec*, 3(1): 29-32.
- Hijikata, T., Wakisaka, H., and Niida, S. (1993). Functional combination of tapering profiles and overlapping arrangements in nonspanning skeletal muscle fibers terminating intrafascicularly. *Anat Rec*, 236(4):602-610.
- Hill, A. V. (1938). The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proc. R. Soc. Lond.*, 126:136-195.
- Hodgson, J. A., Chi, S.-W., Yang, J. P., Chen, J.-S., Edgerton, V. R., and Sinha, S. (2012). Finite element modeling of passive material influence on the deformation and force output of skeletal muscle. *J Mech Behav Biomed Mater*, 9:163-183.
- Huijing, P. A., Nieberg, S. M., vd Veen, E. A. and Ettema, G. J. (1994). A comparison of rat extensor digitorum longus and gastrocnemius medialis muscle architecture and length-force characteristics. *Acta Anat (Basel)*, Vakgroep Functionele Anatomie, Fakulteit Bewegingswetenschappen, Vrije Universiteit, Amsterdam, The Netherlands.,149 :111-120.
- Huijing, P. A. (1998). Muscle, the motor of movement: properties in function, experiment and modelling. *J Electromyogr Kinesiol*, 8:61-77.
- Ilaslan, H., Iannotti, J. P., and Recht, M. P. (2007). Deltoid muscle and tendon tears in patients with chronic rotator cuff tears. *Skeletal Radiol*, 36(6):503-507.
- Iliescu, D., Gehin, D., Iordanoff, I., Girod, F., and Gutiérrez, M. E. (2010). A discrete element method for the simulation of CFRP cutting. *Composites Science and Technology*, 70: 73-80.
- Inouye, J. M. and Blemker, S. S. (2015). Advances in hyperelastic finite element modeling of biological tissues: Explicit strain energy function specification. *In Conference: 39th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*.
- Iordanoff, I., Battentier, A., Néauport, J., and Charles, J.-L. (2008). A discrete element model to investigate sub-surface damage due to surface polishing. *Tribology International*, 41:957-964.
- Iordanoff, I., Richard, D., and Tcherniaieff, S. (2008). Discrete element method, a tool to investigate contacts in material forming. *Int J Mater Form*, 1:1235-1238.
- 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. (2007). Modélisation biomécanique de la hanche dans le risque de fracture du fémur proximal. PhD thesis, ENSAM.
- Jozsa, L., Balint, J. B., Kannus, P., Rey, A., and Barzo, M. (1989). Distribution of blood groups in patients with tendon rupture. An analysis of 832 cases. *J Bone Joint Surg Br*, 71:272-274.

- Kääriäinen, M., Järvinen, T., Järvinen, M., Rantanen, J., and Kalimo, H. (2000). Relation between myofibers and connective tissue during muscle injury repair. *Scand J Med Sci Sports*, 10(6):332-337.
- Kawakami, Y., Abe, T., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2006). Human skeletal muscle size and architecture: variability and interdependence. *Am J Hum Biol*, 18(6):845-848.
- Kawakami, Y., Muraoka, T., Ito, S., Kanehisa, H., and Fukunaga, T. (2002). In vivo muscle fibre behaviour during counter-movement exercise in humans reveals a significant role for tendon elasticity. *J Physiol*, 540:635-646.
- Ker, R. F., Alexander, R. McN., Bennett, M. B. (1988). Why are mammalian tendons so thick? *J Zool (Lond)*, 216:309-324.
- Knudsen, A. B., Larsen, M., Mackey, A. L., Hjort, M., Hansen, K. K., Qvortrup, K., Kjaer, M., and Krosgaard, M. R. (2014). The human myotendinous junction: An ultrastructural and 3d analysis study. *Scand J Med Sci Sports*.
- Krylow, A. M. and Sandercock, T. G. (1997). Dynamic force responses of muscle involving eccentric contraction. *Journal of Biomechanics*, 30(1):27-33.
- Kubo, K., Ikebukuro, T., Maki, A., Yata, H., and Tsuno da, N. (2012). Time course of changes in the human achilles tendon properties and metabolism during training and detraining in vivo. *Eur J Appl Physiol*, 112(7):2679-2691.
- Kwak, H.-S., Han, Y.-M., Lee, S.-Y., Kim, K.-N., and Chung, G. H. (2006). Diagnosis and follow-up us evaluation of ruptures of the medial head of the gastrocnemius ("tennis leg"). *Korean J Radiol*, 7(3):193-198.
- Ladevèze, P., Daghia, F., Abisset, E., and Le Mauff, C. (2013). A micromechanics-based interface mesomodel for virtual testing of laminated composites. *Advanced Modeling and Simulation in Engineering Sciences*, 1:7.
- Ladevèze, P., Trovalet, M., and Lubineau, G. (2006). Multiscale modelling of damage and fracture processes in composite materials. Section multiscale computational damage modelling of laminate composites. *Springer-Verlag.*, page 309.
- 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.
- Lantto, I., H eikkinen, J., Flinkkilä, T., Ohtonen, P., and Leppilahti, J. (2015). Epidemiology of Achilles tendon ruptures: increasing incidence over a 33-year period. *Scand J Med Sci Sports*, 25(1):e133-e138.
- Laville, A., Laporte, S., and Skalli, W. (2009). Parametric and subject-specific finite element modelling of the lower cervical spine. Influence of geometrical parameters on the motion patterns. *J Biomech*, 42(10):1409-1415.
- Law, D. J. and Lightner, V. A. (1993). Divalent cation-dependent adhesion at the myotendinous junction: ultrastructure and mechanics of failure. *J Muscle Res Cell Motil*, 14(2):173-185.
- Le Sant, G., Ates, F., Brasseur, J.-L., and Nordez, A. (2015). Elastography study of hamstring behaviors during passive stretching. *PLoS One*, 10(9):e0139272.
- Lee, D., Li, Z., Sohail, Q. Z., Jackson, K., Fiume, E., and Agur, A. (2015). A three-dimensional approach to pennation angle estimation for human skeletal muscle. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18(13): 1474-1484.
- Lengelé, B. and Leemruse, T. (2009). Anatomie chirurgicale du pied et de la cheville.
- Leppilahti, J., Puranen, J., and Orava, S. (1996). Incidence of achilles tendon rupture. *Acta Orthop Scand*, 67(3): 277-279.
- Lieber, R. L. and Fridén, J. (2000). Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture. *Muscle Nerve*, 23(11): 1647-1666.
- 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.

- Lorentz, E., Cuvilliez, S., and Kazymyrenko, K. (2012). Modelling large crack propagation: from gradient damage to cohesive zone models. *Int J Fract*, 178:85-95.
- Maganaris, C. N., Kawakami, Y., and Fukunaga, T. (2001). Changes in aponeurotic dimensions up on muscle shortening: in vivo observations in man. *J Anat*, 199:449-456.
- Maganaris, C. N. and Paul, J. P. (2000). In vivo human tendinous tissue stretch up on maximum muscle force generation. *J Biomech*, 33(11): 1453-1459.
- Magnusson, S. P., Hansen, P., Aagaard, P., Brond, J., Dyhre-Poulsen, P., Bojsen-Moller, J., and Kjaer, M. (2003). Differential strain patterns of the human gastrocnemius aponeurosis and free tendon, in vivo. *Acta Physiol Scand*, 177(2):185-195.
- Maheo, L., Dau, F., André, D., Charles, J.-L., and Iordanoff, I. (2015). A promising way to model cracks in composite using discrete element method. *Composites Part B: Engineering*, Vol. 71:193-202.
- Mar, A. B. and Kanad e, T. (2000). Modifying soft tissue models: Progressive cutting with minimal new element creation. *MICCIA*, pages 598-608.
- Marieb, E. N. and Hoehn, K. (2014). Anatomie et physiologie humaines.
- Martins, J. A. C., Pires, E. B., Salvado, R., and Dinis, P. B. (1998). A numerical model of passive and active behavior of skeletal muscles. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 151:419-433.
- Matschke, V., Jones, J. G., Lemmey, A. B., Maddison, P. J., and Thom, J. M. (2013). Patellar tendon properties and lower limb function in rheumatoid arthritis and ankylosing spondylitis versus healthy controls: a cross-sectional study. *Scientific World Journal*, 2013:514743.
- Maughan, D. W. and Godt, R. E. (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.
- McMaster, P. E. (1933). Tendon and muscle ruptures - clinical and experimental studies on the causes and location of sub cutaneous ruptures. *J Bone Joint Surg Am.*, 15(3): 705-722.
- Meyer, G. A. and Lieber, R. L. (2011). Elucidation of extracellular matrix mechanics from muscle fibers and fiber bundles. *J Biomech*, 44(4):771-773.
- Miyamoto, N., Hirata, K., Kanehisa, H., and Yoshitake, Y. (2015). Validity of measurement of shear modulus by ultrasound shear wave elastography in human pennate muscle. *PLoS One*, 10(4):e0124311.
- Moes, N., Dolbow, J., and Blytschko, T. (1999). A finite element method for crack growth without remeshing. *INTERNATIONAL JOURNAL FOR NUMERICAL METHODS IN ENGINEERING*, 46:131-150.
- Morisawa, K., Yamashita, K., Asami, A., Nishikawa, H., and Watanabe, H. (1997). Spontaneous rupture of the deltoid muscle associated with massive tearing of the rotator cuff. *J Shoulder Elbow Surg*, 6(6):556-558.
- Morrison, S. M., Dick, T. J. M., and Wakeling, J. M. (2015). Structural and mechanical properties of the human achilles tendon: Sex and strength effects. *J Biomech*, 48(12):3530-3533.
- Morrow, D. A., Haut Donahue, T. L., Odegard, G. M., and Kaufman, K. R. (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., Haut Donahue, T. L., 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.
- Morse, C. I., Degens, H., Seynnes, O. R., Maganaris, C. N., and Jones, D. A. (2008). The acute effect of stretching on the passive stiffness of the human gastrocnemius muscle tendon unit. *J Physiol*, 586(1):97-106.

- Mutungu, G. T. 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., Van Ee, C. A., 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.
- Myers, B. S., Woolley, C. T., S lotter, 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.
- Nakazato, K., Ochi, E., and Waga, T. (2010). Dietary apple polyphenols have preventive effects against lengthening contraction-induced muscle injuries. *Mol Nutr Food Res*, 54(3): 364-372.
- Narici, M. V., Flueck, M., Koesters, A., Gimpl, M., Reifberger, A., Seynnes, O. R., Niebauer, J., Rittweger, J., and Mueller, E. (2011). Skeletal muscle remodeling in response to alpine skiing training in older individuals. *Scand J Med Sci Sports*, 21 Suppl 1:23-28.
- 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., 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.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., and Maganaris, C. N. (2010). Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *J Biomech*, 43(6): 1190-1195.
- O'Brien, T. D., Reeves, N. D., Baltzopoulos, V., Jones, D. A., and Maganaris, C. N. (2010). Muscle-tendon structure and dimensions in adults and children. *J Anat*, 216(5):631-642.
- 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, E. (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.
- Pearson, S. J. and Onambele, G. N. L. (2005). Acute changes in knee-extensors torque, fiber pennation, and tendon characteristics. *Chronobiol Int*, 22(6):1013-1027.
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T., and Avela, J. (2012). Achilles tendon stiffness is unchanged one hour after a marathon. *J Exp Biol*, 215(20):3665-3671.
- Peltonen, J., Cronin, N. J., Stenroth, L., Finni, T., and Avela, J. (2013). Visco elastic properties of the achilles tendon in vivo. *Springerplus*, 2(1): 212.
- Petilon, J., Ellingson, C. I., and Sekiya, J. K. (2005). Pectoralis major muscle ruptures. *Operative Techniques in Sports Medicine*, 13:162-168.
- Pham, K. and Marigo, J.-J. (2013). From the onset of damage to rupture: construction of responses with damage localization for a general class of gradient damage models. *Continuum Mech. Thermo-dyn*, 25:147-171.
- Potier, T. G., Alexander, C. M., and Seynnes, O. R. (2009). Effects of eccentric strength training on biceps femoris muscle architecture and knee joint range of movement. *Eur J Appl Physiol*, 105(6):939-944.

- Pratt, S. J. P., Lawlor, M. W., Shah, S. B., and Lovering, R. M. (2012). An in vivo rodent model of contraction-induced injury in the quadriceps muscle. *Injury*, 43(6):788-793.
- 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.
- Rechik, V., Lindsay, M., Nowak, A. (2007). Sport et Santé : Les blessures chez les sportifs. Rapport de *Immersion en communauté 2007*.
- Reddy, J. N. (2005). A multiscale computational model for predicting damage evolution in visco elastic composites subjected to impact loading. *Technical report, Department of Mechanical Engineering, Texas A&M University*.
- Reeves, N. D. and Narici, M. V. (2003). Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol* (1985), 95(3): 1090-1096.
- Regev, G. J., Kim, C. W., Tomiya, A., Lee, Y. P., Ghofrani, H., Garn, S. R., Lieber, R. L., and Ward, S. R. (2011). Psoas muscle architectural design, in vivo sarcomere length range, and passive tensile properties support its role as a lumbar spine stabilizer. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(26):E1666-E1674.
- Riggin, C. N., Sarver, J. J., Freedman, B. R., Thomas, S. J., and Soslowky, L. J. (2014). Analysis of collagen organization in mouse achilles tendon using high-frequency ultrasound imaging. *J Biomech Eng*, 136(2): 021029.
- Röhrle, O., Davidson, J. B., and Pullan, A. J. (2012). A physiologically based, multi-scale model of skeletal muscle structure and function. *Front Physiol*, 3:358.
- Roux, A., Lecompte, J., Gras, L.-L., Laporte, S., and Iordanoff, I. (2014). Tensile response of the muscle-tendon complex using discrete element model. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17 Suppl 1:134-135.
- Roux, A., Haen, T.-X., Lecompte, J., Iordanoff, I., and Laporte, S. (2015). Rupture of the muscle-tendon complex in tensile test. Comparison between experimentations and discrete element modeling. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 18 Suppl 1:2046-2047.
- Roux, A., Laporte, S., Lecompte, J., Gras, L.-L., and Iordanoff, I. (2016). Influence of muscle-tendon complex geometrical parameters on modeling passive stretch behavior with the discrete element method. *J Biomech*, 49(2):252-258.
- Royer, D., Gennisson, J.-L., Deffeux, T., and Tanter, M. (2011). On the elasticity of transverse isotropic soft tissues. *J Acoust Soc Am*, 129(5):2757-2760.
- Sánchez, C., Lloyd, J. E., Fels, S., and Abolmaesumi, P. (2014). Embedding digitized fibre fields in finite element models of muscles. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization*, Volume 2, Issue 14: 223-236.
- 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.
- Simoneau, E. M., Longo, S., Seynnes, O. R., and Narici, M. V. (2012). Human muscle fascicle behavior in agonist and antagonist isometric contractions. *Muscle Nerve*, 45(1):92-99.
- Smith, C. A., Stauber, F. Waters, C., Alway, S. E., and Stauber, W. T. (2007). Transforming growth factor-beta following skeletal muscle strain injury in rats. *J Appl Physiol* (1985), 102(2):755-761.
- 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.
- Song, H., Nakazato, K., and Nakajima, H. (2004). Effect of increased excursion of the ankle on the severity of acute eccentric contraction-induced strain injury in the gastrocnemius: an in vivo rat study. *Am J Sports Med*, 32(5):1263-1269.

- Spiesz, E. M., Thorpe, C. T., Chaudhry, S., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D., and Screen, H. R. C. (2015). Tendon extracellular matrix damage, degradation and inflammation in response to in vitro overload exercise. *J Orthop Res*, 33(6): 889-897.
- Spyrou, L. A. and Aravas, N. (2012). Muscle-driven finite element simulation of human foot movements. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 15(9): 925-934.
- Stallenberg, B., Rommens, J., Legrand, C., De Maertelaer, V., Metens, T., and Alain Gevenois, P. (2001). Radiographic diagnosis of rotator cuff tear based on the supraspinatus muscle radio density. *Skeletal Radiol*, 30(1):31-38.
- Subit, D., Duprey, S., Lau, S., Guillemot, H., Lessley, D., Kent, R. (2010). Response of the Human Torso to Lateral and Oblique Constant-Velocity Impacts. *Ann Adv Automot Med*. 54: 27-40.
- 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.
- Takaza, M., Moerman, K. M., Gindre, J., Lyons, G., and Simms, C. K. (2013). The anisotropic mechanical behaviour of passive skeletal muscle tissue subjected to large tensile strain. *J Mech Behav Biomed Mater*, 17:209-220.
- Takaza, M., Moerman, K. M., and Simms, C. K. (2013). Passive skeletal muscle response to impact loading: experimental testing and inverse modelling. *J Mech Behav Biomed Mater*, 27:214-225.
- Tang, C. Y., Zhang, G., and Tsui, C. P. (2009). A 3d skeletal muscle model coupled with active contraction of muscle fibres and hyperelastic behaviour. *J Biomech*, 42(7): 865-872.
- 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.
- Thorpe, C. T., Godinho, M. S. C., Riley, G. P., Birch, H. L., Clegg, P. D., and Screen, H. R. C. (2015). The interfascicular matrix enables fascicle sliding and recovery in tendon, and behaves more elastically in energy storing tendons. *J Mech Behav Biomed Mater*
- Thorpe, C. T., Spiesz, E. M., Chaudhry, S., Screen, H. R. C., and Clegg, P. D. (2015b). Science in brief: recent advances into understanding tendon function and injury risk. *Equine Vet J*, 47(2):137-140.
- Tian, M., Hoang, P. D., Gandevia, S. C., Herbert, R. D., and Bilston, L. E. (2011). Viscous elements have little impact on measured passive length-tension properties of human gastrocnemius muscle-tendon units in vivo. *J Biomech*, 44(7):1334-1339.
- Tidball, J. G. (2011). Mechanisms of muscle injury, repair, and regeneration. *Compr Physiol*, 1(4):2029-2062.
- Tidball, J. G. and Chan, M. (1989). Adhesive strength of single muscle cells to basement membrane at myotendinous junctions. *J Appl Physiol* (1985), 67(3): 1063-1069.
- Tilp, M., Steib, S., Schappacher-Tilp, G., and Herzog, W. (2011). Changes in fascicle lengths and pennation angles do not contribute to residual force enhancement/depression in voluntary contractions. *J Appl Biomech*, 27(1):64-73.
- Trotter, J. A. (2002). Structure-function considerations of muscle-tendon junctions. *Comp Biochem Physiol A Mol Integr Physiol*, 133(4):1127-1133.
- Trotter, J. A., Hsi, K., Samora, A., and Wofsy, C. (1985). A morphometric analysis of the muscle-tendon junction. *Anat Rec*, 213(1):26-32.
- Tsuang, Y.-H., Sun, J.-S., Chen, I.-H., Hsu, S.-H., Tsao, K.-Y., Wei, K.-Y., and Hang, Y.-S. (1998). The effects of cyclic stretching on tensile properties of the rabbit's skeletal muscle. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 13(1):48-53.
- Turrina, A., Martínez-González, M. A., and Stecco, C. (2013). The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue. *J Bodyw Mov Ther*, 17(1):95-102.

- Uchiyama, Y., Miyazaki, S., Tamaki, T., Shimpuku, E., Handa, A., Omi, H., and Mochida, J. (2011). Clinical results of a surgical technique using endobuttons for complete tendon tear of pectoralis major muscle: report of five cases. *Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol*, 3:20.
- 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*.
- Uquillas, C. A., Guss, M. S., Ryan, D. J., Jazrawi, L. M., and Strauss, E. J. (2015). Everything achilles: Knowledge up date and current concepts in management: AAOS exhibit selection. *J Bone Joint Surg Am*, 97(14):1187-1195.
- Van Der Meer, F. and Sluys, L. (2010). Mesh-independent modeling of both distributed and discrete matrix cracking in interaction with delamination in composites. *Engineering Fracture Mechanics*, 77:719-735.
- Van Loocke, M., 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., Lyons, C. G., and Simms, C. K. (2008). Visco elastic properties of passive skeletal muscle in compression: stress-relaxation behaviour and constitutive model ling. *Journal of Biomechanics*, 41(7):1555-1566.
- Van Loocke, M., Simms, C. K., and Lyons, C. G. (2009). Visco elastic properties of passive skeletal muscle in compression-cyclic behaviour. *Journal of Biomechanics*, 42(8): 1038-1048.
- Van Sligtenhorst, C., Cronin, D. S., and Wayne Brodland, G. (2006). High strain rate compressive properties of bovine muscle tissue determined using a split hopkinson bar apparatus. *J Biomech*, 39(10):1852-1858.
- Wang, J. H.-C. (2006). Mechanobiology of tendon. *J Biomech*, 39(9): 1563-1582.
- Wang, X. T. and Ker, R. F. (1995). Creep rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol*, 198(3):831-845.
- Wang, X. T., Ker, R. F., and Alexander, R. M. (1995). Fatigue rupture of wallaby tail tendons. *J Exp Biol*, 198(3):847-852.
- Warren, G. L., Summan, M., Gao, X., Chapman, R., Hulderman, T., and Simeonova, P. P. (2007). Mechanisms of skeletal muscle injury and repair revealed by gene expression studies in mouse models. *J Physiol*, 582(2):825-841.
- Webb, J. D., Blemker, S. S., and Delp, S. L. (2014). 3d finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 17(8): 829-837.
- 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.
- Wilkie, D. R. (1968). Muscle. *Clowes and sons*, London.
- Wilson, A. and Lichtwark, G. (2011). The anatomical arrangement of muscle and tendon enhances limb versatility and locomotor performance. *Philos Trans R Soc Lond B Biol Sci*, 366(1570):1540-1553.
- Winter, S. L. and Challis, J. H. (2010). The expression of the skeletal muscle force-length relationship in vivo: a simulation study. *J Theor Biol*, 262(4):634-643.
- Winters, J. M. and Stark, L. (1988). Estimated mechanical properties of synergistic muscles involved in movements of a variety of human joints. *J Biomech*, 21(12):1027-1041.
- Winters, T. M., Takahashi, M., Lieber, R. L., and Ward, S. R. (2011). Whole muscle length-tension relationships are accurately modeled as scaled sarcomeres in rabbit hindlimb muscles. *J Biomech*, 44(1):109-115.
- Woittiez, R. D., Huijing, P. A., and Rozendal, R. H. (1983). Influence of muscle architecture on the length-force diagram of mammalian muscle. *Pflugers Arch*, 399(4):275-279.
- Wren, T. A., Yerby, S. A., Beaupré, G. S., and Carter, D. R. (2001). Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 16(3): 245-251.

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.

Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Crit Rev Biomed Eng*, 17(4):359-411.

Zamora, A. J. and Marini, J. F. (1988). Tendon and myo-tendinous junction in an overloaded skeletal muscle of the rat. *Anat Embryol (Berl)*, 179(1):89-96.

Zhang, C. and Gao, Y. (2012). Finite element analysis of mechanics of lateral transmission of force in single muscle fiber. *J Biomech*, 45(11): 2001-2006.

Zhao, H., Wu, Y.-N., Hwang, M., Ren, Y., Gao, F., Gaebler-Spira, D., and Zhang, L.-Q. (2011). Changes of calf muscle-tendon biomechanical properties induced by passive-stretching and active-movement training in children with cerebral palsy. *J Appl Physiol* (1985), 111(2): 435-442.

Zoëllner, A. M., Abilez, O. J., Böhl, M., and Kuhl, E. (2012). Stretching skeletal muscle: chronic muscle lengthening through sarcomerogenesis. *PLoS One*, 7(10):e45661.

ANNEXES

ANNEXE A : Elastographie

Principes et différentes modalités de l'élastographie échographique

Au sein du corps, les parties dites « molles » (*i.e.* l'ensemble des tissus autres que les os) ont un comportement mécanique caractérisé par trois modules : le module de compressibilité (K), le module de cisaillement (μ) et le module d'Young (E).

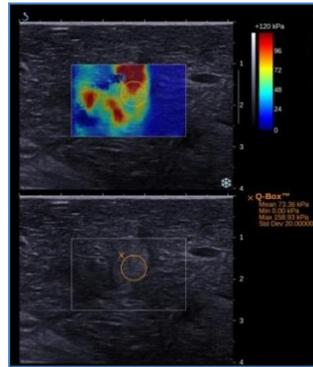
Le module de compressibilité K quantifie la capacité d'un tissu à diminuer de volume lorsqu'il est soumis à une pression uniformément répartie. Il est extrêmement élevé pour les tissus mous, d'un ordre de grandeur de 10 000 fois la pression atmosphérique (10^9 Pa) ce qui le rend difficilement évaluable en pratique clinique.

Quant au module de cisaillement μ , il correspond à la relation de proportionnalité entre la contrainte en cisaillement et la déformation qu'elle engendre sur le tissu. Contrairement au module de compressibilité K, son ordre de grandeur est beaucoup plus faible, variant de 10^2 à 10^7 Pa. Son évaluation est donc beaucoup plus accessible en pratique clinique. Il est directement dépendant des forces de liaison intercellulaire et de fait, il apporte donc la possibilité de caractériser mécaniquement un tissu mou.

De façon générale, toute modification d'un tissu, qu'elle soit physiologique ou pathologique, peut s'accompagner de modifications de ses propriétés mécaniques. Dans certaines tumeurs ou dans la transformation cirrhotique du foie, la valeur du module de cisaillement peut être multipliée d'un ordre de 10 par rapport au tissu sain. Le caractère déformable d'un tissu mou, sa dureté, est quotidiennement évaluée lors de la palpation clinique qu'effectue le praticien au lit du patient ou le chirurgien pendant une intervention. Par exemple, la dureté du tissu guide directement le geste chirurgical lors de l'exérèse d'une tumeur des parties molles en indiquant les bords limites de la tumeur. Ce paramètre, subjectif dans les mains du médecin, correspond objectivement au module d'Young. Sa quantification objective permet ainsi de caractériser un tissu et par exemple de distinguer un tissu sain d'un tissu pathologique. Le point essentiel est alors de savoir que la valeur du module d'Young dans les parties « molles » est liée de façon linéaire avec le module de cisaillement selon la relation simple suivante : $E=3*\mu$ (Royer *et al.*, 2011).

Les techniques d'élastographie échographiques permettent de déterminer le module d'Young des tissus imagés. Le calcul du module de Young d'après la mesure du module de cisaillement est à la base d'un mode particulier d'échographie appelé Elastographie par onde de cisaillement (Shear Wave Elastographie (SWE)) expliqué ci-dessous.

Le principe général de présentation des différents modes d'élastographie disponibles est d'afficher en même temps les informations morphologiques du mode "B" (mode d'imagerie conventionnel) et les informations fonctionnelles calculées par élastographie. Ainsi, le système calculera le module d'Young de chaque partie de l'image (sa raideur) et l'affichera selon un code couleur superposé aux images morphologiques du mode "B". On obtient ainsi une cartographie de la raideur des tissus observés en temps réel (Figure 136).



**Figure 136: Partie supérieure : caractérisation d'une métastase hépatique selon la dureté.
Partie inférieure : comparaison à l'échographie standard (d'après Supersonic Imagine)**

Dans l'élastographie par onde de cisaillement, la perturbation mécanique va se propager de proche en proche dans les tissus étudiés sous la forme d'ondes mécaniques de cisaillement se propageant à faible vitesse (~ 1 à 50 m/s), qui est directement reliée au module de cisaillement (Nordez *et al.*, 2008) :

$$\mu = \rho \cdot V^2$$

avec μ : module de cisaillement, V la vitesse dans le milieu (m/s) et ρ : densité du milieu (≈ 1000 kg/m³)

Or, comme expliqué précédemment, dans les tissus biologiques, quasi incompressibles, le module d'Young peut s'écrire très simplement en fonction du module de cisaillement : $E = 3 \cdot \mu$. Ainsi, le module d'Young dépend de la célérité des ondes de cisaillement, donc en utilisant un matériel permettant la génération et la mesure d'ondes de cisaillement, nous pouvons établir la cartographie des modules d'Young au sein d'une zone d'intérêt.

Elastographie impulsionnelle par ondes de cisaillement (Shear Wave Elastography (SWE))

Les dispositifs de SWE utilisent une barrette échographique comprenant (Figure 137) :

- Un générateur d'ondes de cisaillement par pression de radiation
- Un système d'imagerie ultrarapide permettant l'acquisition complète de tout le plan en une seule fois, à une fréquence de 5000 à $30\,000$ Hz

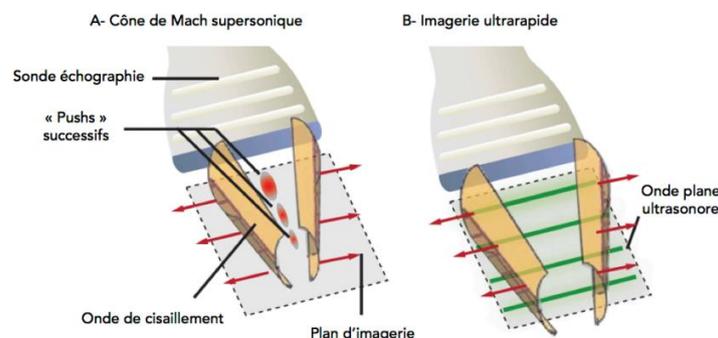


Figure 137: Principe de la barrette échographique permettant de réaliser de l'élastographie avec ondes de cisaillement (d'après Gennisson *et al.*, 2013)

Cette technique permet de fournir une étude quantitative fiable de l'élasticité tissulaire en temps réel (Franchi-Abella *et al.*, 2013).

ANNEXE B : Loi hyper-élastique

Par hypothèse, la transformation appliquée au MTC 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) et $\lambda_1 = 1 + \frac{d}{l_0}$

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

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

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

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

La loi hyper-élastique utilisée est définie par une énergie de déformation par unité de volume, cette loi est dérivée de la loi d'Ogden (Ogden 1997) :

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

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) et $J = \det(\underline{\underline{F}}) = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3$

β : Paramètre lié au coefficient de Poisson (ν) et $\beta = \frac{\nu}{1-2\nu}$

μ : Module de cisaillement (Pa)

α : Paramètre de courbure (sans dimension)

Cette loi de comportement est définie au premier ordre. 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

Pour calculer la contrainte, une hypothèse cinématique est réalisée. La direction de traction est supposée être une direction principale du matériau (direction 1), nous obtenons alors :

$$S_{11} = \frac{\partial W}{\partial \lambda_1} = \frac{2\mu}{\alpha} \frac{1}{\lambda_1} [\lambda_1^\alpha - J^{-\alpha\beta}]$$

$$\sigma_{11} = \frac{\lambda_1}{J} S_{11}$$

$$\sigma_{11} = \frac{2\mu}{\alpha} \frac{1}{J} [\lambda_1^\alpha - J^{-\alpha\beta}]$$

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 MTC 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 MTC

S_0 : Section initiale du MTC

L'effort dans le MTC s'écrit :

$$F_1 = \frac{J}{\lambda_1} \sigma_{11} S_0$$

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha} \frac{1}{\lambda_1} [\lambda_1^\alpha - J^{-\alpha\beta}]$$

Si nous nous plaçons dans un cas où le MTC est isochore, la limite de la déformation volumique élevée à la puissance $-\alpha\beta$ est $J^{-\alpha\beta} \approx \lambda_1^{-\alpha/2}$ et l'effort peut s'écrire :

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha} [\lambda_1^\alpha - \lambda_1^{-\alpha/2}] \lambda_1^{-1}$$

Par ailleurs, avec cette formulation, nous retrouvons un effort nul lorsque le déplacement imposé au MTC 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 :

$$J = 1 + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3 = 1 + \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}})$$

$\underline{\underline{\varepsilon}}$: Tenseur des déformations de Green-Lagrange linéarisé

La contrainte de Cauchy vaut alors :

$$\sigma_{11} = \frac{2\mu}{\alpha} \frac{1}{J} [\lambda_1^\alpha - J^{-\alpha\beta}]$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\mu}{\alpha} [(1 + \varepsilon_1)^\alpha - (1 + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3)^{-\alpha\beta}] \frac{1}{1 + \varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3}$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\mu}{\alpha} [1 + \alpha\varepsilon_1 - 1 + \alpha\beta(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3)] (1 - (\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3))$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\mu}{\alpha} [\varepsilon_1 + \frac{\nu}{1-2\nu} \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}})]$$

$$\sigma_{11} \approx \frac{2\nu}{1-2\nu} \mu \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}}) + 2\mu\varepsilon_1$$

Par extension, nous avons :

$$\underline{\underline{\sigma}} \approx 2\mu\underline{\underline{\varepsilon}} + \frac{2\nu}{1-2\nu} \mu \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}}) \underline{\underline{I}}$$

Nous retrouvons les constantes de Lamé :

$$\mu = G = \frac{E}{2(1 + \nu)}$$

$$\lambda = \frac{E\nu}{(1 + \nu)(1 - 2\nu)} = \frac{2\mu\nu}{1 - 2\nu}$$

De même si nous considérons l'effort en petites déformations,

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha} \frac{1}{\lambda_1} [\lambda_1^\alpha - J^{-\alpha\beta}]$$

$$F_1 = \frac{2\mu S_0}{\alpha} [1 + \alpha\varepsilon_1 - 1 + \alpha\beta(\varepsilon_1 + \varepsilon_2 + \varepsilon_3)] \frac{1}{1 + \varepsilon_1}$$

$$F_1 \approx \frac{2\mu S_0}{1 + \varepsilon_1} \left[\varepsilon_1 + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}}) \right]$$

$$F_1 \approx 2\mu S_0 \left[\varepsilon_1 + \frac{\nu}{1 - 2\nu} \text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}}) \right]$$

Or $\text{trace}(\underline{\underline{\varepsilon}}) = (1 - 2\nu) \varepsilon_1$ d'où :

$$F_1 \approx 2\mu S_0 [\varepsilon_1 + \nu\varepsilon_1]$$

$$F_1 \approx 2\mu(1 + \nu)\varepsilon_1 S_0$$

$$F_1 \approx ES_0\varepsilon_1$$

Nous retrouvons la formulation en élasticité linéaire.

ANNEXE C : Tableaux récapitulatifs de la revue de littérature sur les modèles éléments finis du MTC

Tableau 10 : Modélisation en éléments finis des complexes musculo-tendineux – Partie 1

Auteurs & année	Muscle modélisé	Géométrie	Personnalisation de la géométrie	Comportement du matériau	Validation
Weiss et al. 1996	Eléments de muscle	Simplifiée	Non	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Comparaison à la loi théorique
Martins et al. 1998	Eléments de forme simple Biceps brachii	Simplifiée Visible Human	Non	Humphrey and Yin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	/
Bosboom et al. 2001	Muscle de rat	Photographies	Oui	Modèle d'Ogden (degré 3) Incompressible	Compression de 4 muscles de rats
Yucesoy et al. 2002	Eléments de forme simple	Simplifiée	Non	Hyper-élastique Incompressible	/
Oomens et al. 2003	Muscle de rat	I.R.M	Oui	Hyper-élastique Incompressible	/
Teran et al. 2003	Muscles du membre supérieur	Visible Human	Non	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	/
Linder-Grandz et Gefen 2004	Différentes parties de muscles	Visible Human	Non	Loi polynomiale d'ordre 3	/
Untaroiu et al. 2005	Muscle de la jambe	50 ^{ème} percentile	Non	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Compression de 4 éprouvettes de porc
Blemker et al. 2005	Biceps brachii	I.R.M	Oui	Hyper-élastique Quasi-incompressible	Flexion du coude sur volontaires
Fréchède et al. 2005-2006	Muscles du cou	Visible Human	Non	Loi d'HoneyComb Anisotrope non linéaire	Expérimentations <i>in vitro</i> Expérimentations sur volontaires
Behr et al. 2006	Muscles de membres inférieurs	I.R.M	Oui	Viscoélastique Quasi-incompressible Anisotrope	Expérimentations sur volontaires : Freinage d'urgence Choc frontal
Blemker et Delp 2006	Muscles de la hanche	I.R.M	Oui	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Flexions de genoux sur volontaires
LaVelle et al. 2009	Muscles du cou	I.R.M	Oui	Elastique linéaire Isotrope	Partiellement validé
Tang et al. 2009	Muscle de grenouille	I.R.M	Oui	Hyper-élastique Non-linéaire	Validé avec des essais expérimentaux en traction et en contraction

Tableau 11 : Modélisation en éléments finis des complexes musculo-tendineux – Partie 2

Auteurs & année	Muscle modélisé	Géométrie	Personnalisation de la géométrie	Comportement du matériau	Validation
Gras et al. 2011	Muscles de chien	Reconstruction 3D	Oui	Elastique linéaire Isotrope	Partiellement validé
Spyrou et Aravas 2011	Muscles du membre inférieur et du pied	CT Scan	Oui	Hyper-élastique	Validation pour les contraintes dans les muscles et tendons Validation de la cinématique
Grasa et al. 2011	Muscle de rat	I.R.M.	Oui	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Validation avec des essais de traction et de contraction
Hodgson et al. 2012	Muscle plan	Simplifiée	Oui	Hyper-élastique Incompressible Isotrope transverse	/
Gras et al. 2012	Muscle sternocleidomastoïdeus	Reconstruction 3D	Oui	Hyper-élastique	Comparaison avec la loi analytique Essais expérimentaux
Berranen et al. 2012	Muscle fusiforme idéal	Simplifiée	Oui	Modèle de Hill Linéaire Viscoélastique Isotrope	Validation des courbes force/longueur avec des signaux EMG
Böhl et al. 2011-2012	Soleus	Reconstruction 3D I.R.M.	Oui	Hyper-élastique Isotrope transverse	Validation avec des essais de compression passive
Röhrie et al. 2012	Tibialis anterior	Visible Human	Oui	Mooney-Rivlin Isotrope	/
Zöllner et al. 2012	Biceps brachii	I.R.M.	Oui	Neo-Hookean modèle Elastique non-linéaire	Validation du comportement des sarcomères
Takaza et al. 2013	Longissimus dorsi	Reconstruction 3D	Oui	Non-linéaire Viscoélastique Anisotrope	Validation avec des essais de traction pour différentes directions (0, 30, 45, 60 et 90°) par rapports aux fibres, sur muscles frais de porcs
Takaza et al. 2013	Longissimus dorsi	Reconstruction 3D	Oui	Hyper-élastique Non-linéaire Viscoélastique Isotrope	Validation avec des essais de compression à taux de déformation très élevés, sur muscles frais de porcs
Hernandez-Gascon et al. 2013	Muscle de rat	I.R.M.	Oui	Hyper-élastique	Validation avec des essais de traction et de contraction
Berranen et al. 2014	Rectus femoris	I.R.M.	Oui	Modèle de Hill Anisotrope	Validation avec des signaux EMG
Webb et al. 2014	Muscles de l'épaule	I.R.M.	Oui	Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Validation cinématique avec des mouvements d'élévation et de rotation de l'épaule
Sanchez et al. 2014	Muscles de l'avant-bras	Visible Human	Oui	Mooney-Rivlin Hyper-élastique Quasi-incompressible Isotrope transverse	Validation des courbes force/longueur Vérification du phénomène de contraction musculaire

ANNEXE D : Influence des paramètres géométriques du MTC sur le temps caractéristique et le temps critique

La raideur d'une fibre vaut :

$$k_F = \frac{ES}{l_0} = \frac{E\pi R^2}{l_0}$$

k_F : Raideur d'une fibre

E : Module d'Young d'une fibre isolée

S : Section d'une fibre

l_0 : Longueur initiale de la fibre

R : Rayon de la fibre

La masse d'un élément discret de fibre est donnée par :

$$m_{ED} = \frac{4}{3} \rho_{ED} \pi R^3$$

m_{ED} : Masse d'un élément discret

ρ_{ED} : Masse volumique d'un élément discret

En introduisant la masse volumique d'une fibre,

$$\rho_M = \frac{m_F}{V_F}$$

m_F = masse d'une fibre

V_f : volume d'une fibre

ρ_M : Masse volumique d'une fibre (et du muscle)

la masse d'une fibre peut donc être déduite :

$$\rho_M (n - 1) \pi R^2 l_0 = m_F = n m_{ED}$$

n : Nombre d'éléments discrets contenus dans une fibre

En connaissant le volume d'une fibre, Nous en déduisons :

$$V_F = \pi R^2 \sum l = (n - 1) \pi R^2 l_0$$

Nous obtenons donc :

$$m_{ED} = \rho_M \frac{n - 1}{n} \pi R^2 l_0 = \frac{4}{3} \rho_{ED} \pi R^3$$

D'où

$$m_{ED} = \rho_M \frac{3(n-1)l_0}{4nR}$$

Le temps caractéristique est défini par :

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{4\rho_{ED}}{3E_M} R l_0}$$

τ_c : Temps caractéristique

E_M : Module d'Young du muscle

Nous remplaçons ρ_{ED} par son expression en fonction de ρ_M , nous obtenons ainsi :

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{\rho_M}{E_M}} \sqrt{\frac{n-1}{n}} l_0^2$$

Nous obtenons donc le **temps caractéristique de la structure** :

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi} C_M^{-1} l_0 \sqrt{\frac{n-1}{n}}$$

C_M : Vitesse de propagation des ondes dans le muscle

Pour obtenir le temps critique pour le MTC, nous cherchons k_{\max}

$$k_{\max(3R=l_0)} = \frac{ES}{3R}$$

k_{\max} : raideur maximale obtenue pour $l_0 = 3R$

En remplaçant dans l'équation précédente, nous obtenons :

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{m_{ED}}{k_{\max}}} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\rho_M \frac{n-1}{n} \pi R^2 l_0 \cdot \frac{3R}{E_M \pi R^2}}$$

En simplifiant, nous obtenons le **temps critique de la structure** :

$$\tau_c = \frac{1}{2\pi} C_M^{-1} \sqrt{\frac{n-1}{n}} 3R l_0$$

Finalement, nous obtenons une approximation du temps critique en fonction des paramètres géométriques (paramètres les plus influents):

$$\tau_c \sim \sqrt{R l_0}$$

Le temps critique dépend donc, dans une première approximation, du rayon des éléments discrets et de la longueur des fibres.

ANNEXE E : Influence de la raideur de la MEC sur le comportement mécanique de la structure

Une modélisation simplifiée du muscle a été réalisée par un assemblage organisé de ressorts afin d'étudier l'influence de la raideur de la MEC sur le module d'Young et le coefficient de Poisson global du MTC.

Les ressorts verticaux représentent l'épimysium (raideur k_0), les ressorts horizontaux représentent les fibres musculaires (raideur k_2) et les ressorts obliques (raideur k_1), quant à eux, représentent la MEC. L'intérêt de cette modélisation est de connaître l'influence de la raideur de la MEC sur le comportement global de la structure, en fonction des raideurs des autres composants du muscle.

Les conditions limites représentent celles des simulations de traction. Dans notre cas, la partie gauche de la structure est fixée. La partie inférieure est laissée glissante. La partie droite est soumise à un déplacement noté u . Nous cherchons le déplacement aux nœuds externes de la structure ainsi que les efforts sur la limite droite de la structure. Il est alors possible de calculer le module d'Young global ainsi que le coefficient de Poisson global de cette structure.

Le muscle subissant des déformations quasi-isovolumiques (Weiss *et al.*, 1996, Martins *et al.*, 1998, Bosboom *et al.*, 2001, Teran *et al.*, 2005, Behr *et al.*, 2006, Gras *et al.*, 2012), nous souhaitons donc obtenir un coefficient de Poisson égal à 0,5. Nous pouvons ainsi étudier l'influence de la raideur de la MEC sur les autres composants dans cette configuration.

Un calcul préliminaire sur un carré a été effectué avant de l'étendre à la structure complète (Figure 138-A et B).

Si nous nous plaçons dans les Hypothèses des Petites Perturbations :

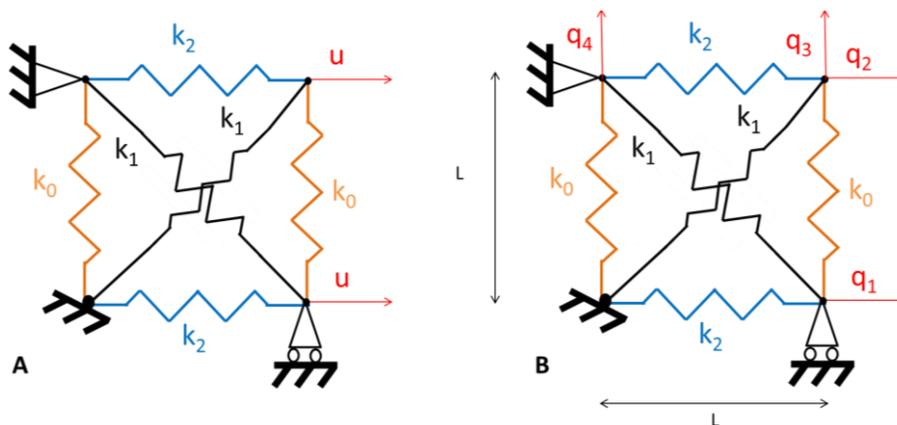


Figure 138 : Modélisation par des ressorts d'un élément de la structure du muscle. A. Mise en place des données du problème (u : déplacement aux nœuds des extrémités, k_0 : raideur de l'épimysium, k_1 : raideur de la MEC, k_2 : raideur des fibres musculaires). B. Paramétrage du problème (q_i : déplacements aux nœuds des extrémités, L : longueur de la structure)

Les énergies de déformation des différents ressorts valent:

$$1^{\text{er}} \text{ ressort } k_0 : E_{\text{def}01} = \frac{1}{2} k_0 q_4^2$$

$$2^{\text{ème}} \text{ ressort } k_0 : E_{\text{def}02} = \frac{1}{2} k_0 q_3^2$$

$$1^{\text{er}} \text{ ressort } k_1 : E_{\text{def}11} = \frac{1}{2} k_1 \left(q_3 \frac{\sqrt{2}}{2} + q_2 \frac{\sqrt{2}}{2} \right)^2$$

$$2^{\text{ème}} \text{ ressort } k_1 : E_{\text{def}12} = \frac{1}{2} k_1 \left(q_1 \frac{\sqrt{2}}{2} + q_4 \frac{\sqrt{2}}{2} \right)^2$$

$$1^{\text{er}} \text{ ressort } k_2 : E_{\text{def}21} = \frac{1}{2} k_2 q_1^2$$

$$2^{\text{ème}} \text{ ressort } k_2 : E_{\text{def}22} = \frac{1}{2} k_2 q_2^2$$

$E_{\text{def } i}$ = énergie de déformation du ressort i

k_i : raideur du ressort i

q_j : déplacement lié au nœud j

Nous avons donc $E_{\text{def}} = E_{\text{def}01} + E_{\text{def}02} + E_{\text{def}11} + E_{\text{def}12} + E_{\text{def}21} + E_{\text{def}22}$

$$\text{et } E_{\text{def}} = \frac{1}{2} \underline{q}^T \mathbf{K} \underline{q} \text{ avec } \underline{q} = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix}$$

$$\text{La matrice de raideur vaut donc } \mathbf{K} = \begin{bmatrix} \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_2}{2} & 0 & 0 & \frac{k_1}{4} \\ 0 & \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_2}{2} & \frac{k_1}{4} & 0 \\ 0 & \frac{k_1}{4} & \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_0}{2} & 0 \\ \frac{k_1}{4} & 0 & 0 & \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_0}{2} \end{bmatrix}$$

$$\text{ou encore } \mathbf{K} = \begin{bmatrix} A & 0 & 0 & C \\ 0 & A & C & 0 \\ 0 & C & B & 0 \\ C & 0 & 0 & B \end{bmatrix}$$

$$\text{avec } A = \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_2}{2} \quad B = \frac{1}{4} k_1 + \frac{k_0}{2} \quad \text{et } C = \frac{k_1}{4}$$

Nous devons résoudre le système $\underline{F} = \mathbf{K} \underline{U}$ pour déterminer les efforts ou les déplacements manquants.

$$\text{avec } \underline{F} = \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \text{ et } \underline{U} = \begin{bmatrix} q_1 \\ q_2 \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} u \\ u \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix}$$

Nous obtenons donc
$$\begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} A & 0 & 0 & C \\ 0 & A & C & 0 \\ 0 & C & B & 0 \\ C & 0 & 0 & B \end{bmatrix} \begin{bmatrix} u \\ u \\ q_3 \\ q_4 \end{bmatrix}$$

D'où $q_3 = -\frac{Cu}{B}$ et $q_4 = -\frac{Cu}{B}$

Et $F_1 = Au - \frac{C^2u}{B}$ et $F_2 = Au - \frac{C^2u}{B}$

Donc $F = F_1 + F_2 = 2(Au - \frac{C^2u}{B})$

Après simplifications,

$$F = u(k_2 + k_1 - \frac{k_1^2}{k_0 + k_1})$$

Nous pouvons calculer la contrainte $\sigma_{xx} = \frac{F}{S}$ avec $S = L \cdot e$ et aussi la déformation longitudinale

$$\varepsilon_{xx} = \frac{u}{L}$$

Et nous avons $\sigma_{xx} = E \varepsilon_{xx}$

Nous en déduisons le module d'Young de la structure :

$$E = \frac{1}{e} \left(2k_2 + k_1 - \frac{k_1^2}{2k_0 + k_1} \right) \text{ ou } E = \frac{1}{e} \left(\frac{2k_2(2k_0 + k_1) + k_1(2k_0 + k_1) - \frac{k_1^2}{4}}{2k_0 + k_1} \right)$$

La déformation transversale vaut : $\varepsilon_{yy} = \frac{q_3 + q_4}{L} / 2$

Et $\varepsilon_{yy} = -\nu \varepsilon_{xx}$

D'où la détermination du coefficient de Poisson : $\nu = \frac{k_1}{2k_0 + k_1}$

Si $k_0 = \frac{E_0 S}{L}$ et $k_1 = \frac{E_1 S}{\frac{\sqrt{2}}{2} L}$ et $k_2 = \frac{E_2 S}{L}$

Alors

$$E = 2E_2 + \frac{2}{\sqrt{2}} E_1 - \frac{E_1^2}{2(2E_0 + \frac{2E_1}{\sqrt{2}})}$$

Et $\nu = \frac{E_1}{\frac{\sqrt{2}E_0}{2} + E_1}$

Pour avoir $\nu = 0.5$ nous avons $k_1 = 2 k_0$ et $E = 2E_2 + \frac{11}{12} \cdot E_0$

Nous devons donc avoir $E_1 = \frac{\sqrt{2}}{2} E_0$

Une simulation avec plus d'éléments a été effectuée avec Matlab®, dans laquelle il est possible de modifier le nombre d'éléments en faisant varier indépendamment le nombre de carrés élémentaires par ligne ou par colonne (Figure 139).

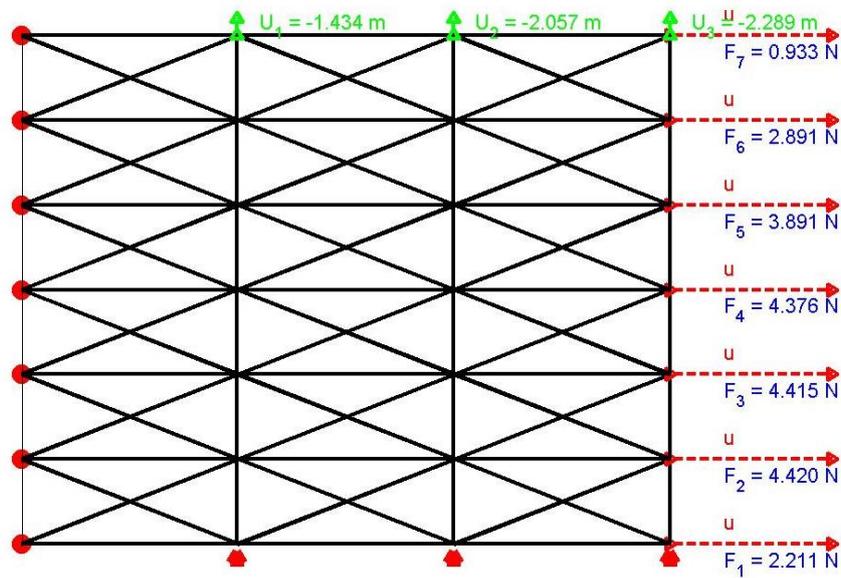


Figure 139 : Exemple de structure avec 6 lignes et 3 colonnes
(u : déplacement des nœuds aux extrémités, F : Forces appliquées aux extrémités)

Nous pouvons ainsi obtenir, la variation du module d'Young et du coefficient de Poisson en fonction de la raideur de la matrice (Figure 140 et Figure 141).

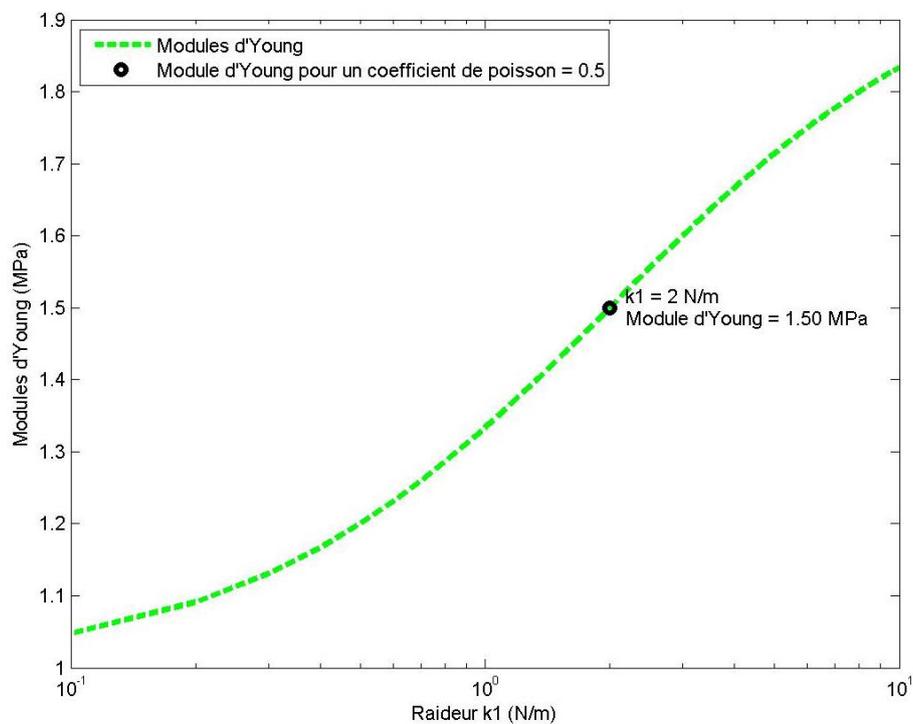


Figure 140 : Variation du module d'Young de la structure en fonction de la raideur k_1 (pour k_0 et $k_2 = 1$ N/m)

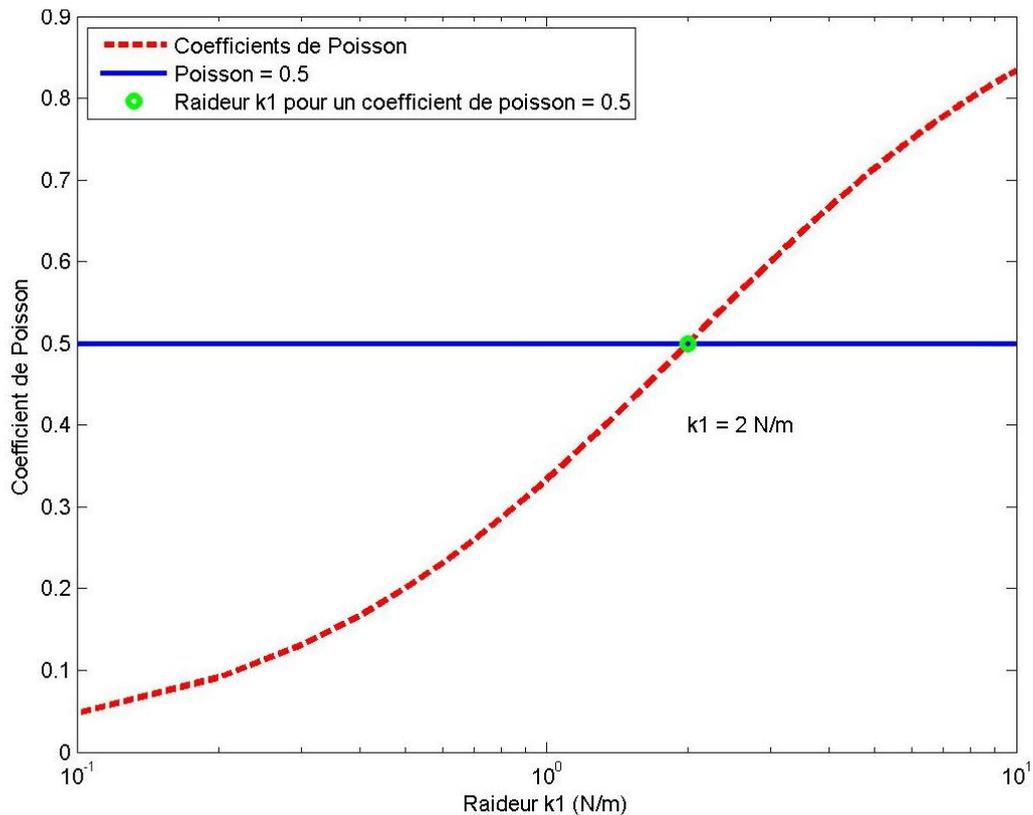


Figure 141 : Variation du coefficient de Poisson de la structure en fonction de la raideur k_1 (pour k_0 et $k_2 = 1$ N/m)

Ainsi, pour une déformation isovolumique (coefficient de Poisson égal à 0,5), nous pouvons choisir la raideur de la MEC en fonction de la raideur des autres éléments constituant le muscle. Il découle de cette étude que la raideur de la matrice doit être supérieure à celle des fibres. Un coefficient 2 résulte de cette étude, mais aux vues des simplifications faites dans la description de ce modèle, seule la supériorité de la raideur de la MEC par rapport à celle des fibres musculaires est à retenir. La simplicité du modèle (ressorts verticaux représentant l'épimysium) ne permet pas d'établir une relation fiable de supériorité avec les propriétés de l'épimysium.

ANNEXE F : Calculs de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation

Dans cette annexe, nous nous attacherons uniquement à justifier l'allure de la courbe de variation de pennation en fonction de l'angle de pennation, en utilisant une modélisation très simplifiée du muscle avec uniquement des éléments de fibre et de matrice.

Pour calculer la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation, il faut relier les paramètres géométriques à la force dans la matrice. Ceci peut être fait au niveau global mais aussi au niveau local. Dans les deux cas, nous supposons que les liens entre les éléments sont des ressorts.

Calcul de la force dans la matrice au niveau global

Nous cherchons dans un premier temps à calculer la force dans la fibre et dans la matrice au niveau global (Figure 142).

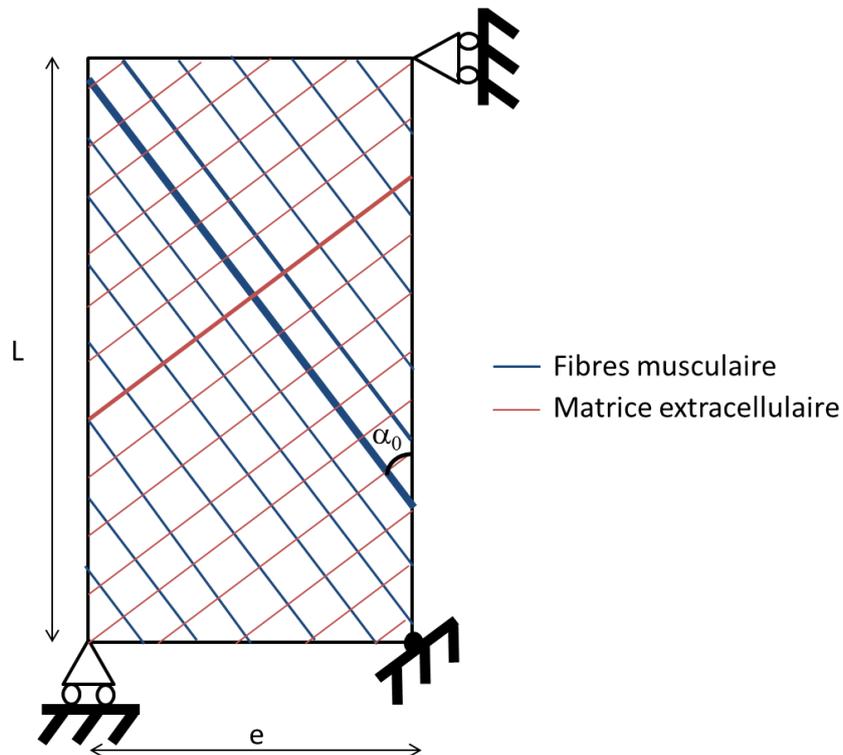


Figure 142 : Modélisation simplifiée du muscle composé de fibres (orientées d'un angle de pennation α_0) et de matrice extracellulaire

Pour la fibre, nous avons :

$$F_f^1 = k_f \Delta L_f$$

F_f^1 : Force dans la fibre au niveau global

k_f : Raideur de la fibre

ΔL_f : Allongement de la fibre

Or,

$$\Delta L_f = \delta e \cdot \sin(\alpha_0) = -\gamma \cdot \varepsilon \cdot e \cdot \sin(\alpha_0)$$

δe : Déformation dans le sens transversal

α_0 : Angle de pennation

γ : Coefficient de Poisson de la structure

ε : Déformation dans le sens longitudinal

De plus,

$$k_f = \frac{E_f \cdot S_f}{l_{f0}} = \frac{E_f \cdot S_f}{e / \sin(\alpha_0)}$$

E_f : Module d'Young de la fibre

S_f : Section de la fibre

l_{f0} : Longueur initiale de la fibre

e : Largeur de la structure musculaire

Ainsi,

$$F_f^1 = \frac{E_f \cdot S_f}{e} \sin(\alpha_0) \cdot (-\gamma \cdot \varepsilon \cdot e \cdot \sin(\alpha_0))$$

En simplifiant, Nous obtenons :

$$F_f^1 = E_f \cdot S_f \cdot \sin^2(\alpha_0) \cdot (-\gamma \cdot \varepsilon)$$

Pour la matrice, nous avons :

$$F_m^1 = k_m \Delta L_m$$

F_m^1 : Force dans la matrice au niveau global

k_m : Raideur de la matrice

ΔL_m : Allongement de la matrice

Or,

$$\Delta L_m = \delta e \cdot \cos(\alpha_0) = -\gamma \cdot \varepsilon \cdot e \cdot \cos(\alpha_0)$$

De plus,

$$k_m = \frac{E_m \cdot S_m}{l_{m0}} = \frac{E_m \cdot S_m}{e / \cos(\alpha_0)}$$

E_m : Module d'Young de la matrice

S_m : Section de la matrice

D'où,

$$F_m^1 = \frac{E_m \cdot S_m}{e} \cos(\alpha_0) \cdot (-\gamma \cdot \varepsilon \cdot e \cdot \cos(\alpha_0))$$

En simplifiant, nous obtenons :

$$F_m^1 = E_m \cdot S_m \cdot \cos^2(\alpha_0) \cdot (-\gamma \cdot \varepsilon)$$

Calcul de la force dans la matrice au niveau local

Au point de vue local (Figure 143), le calcul de la force dans la matrice est aussi effectué :

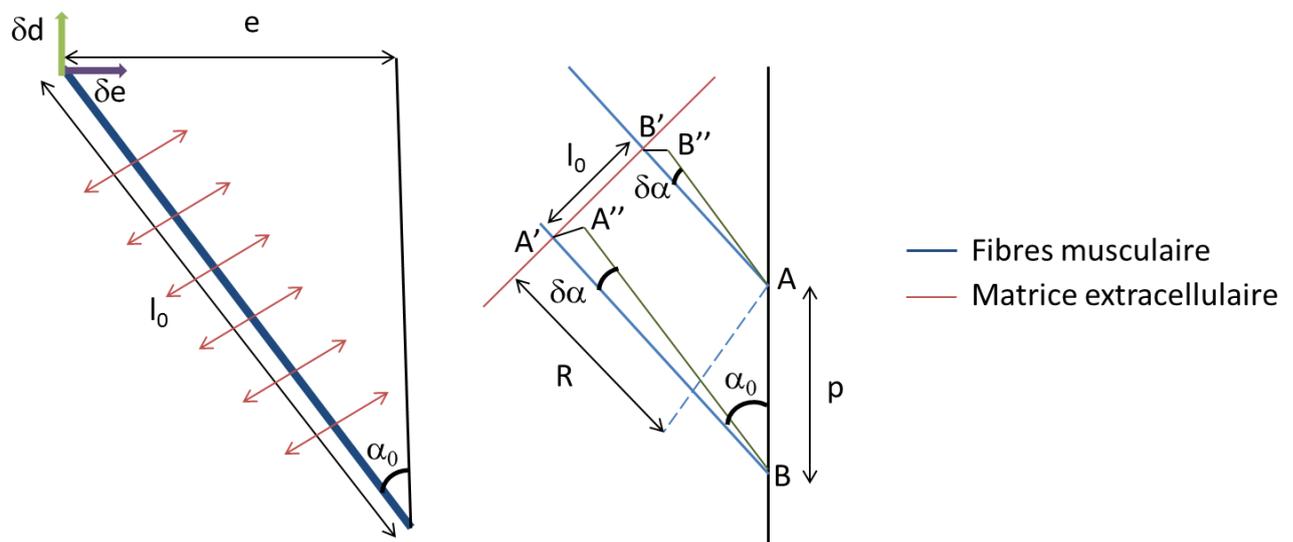


Figure 143 : Modèles locaux simplifiés de la déformation d'une fibre au cours d'un essai de traction

Nous avons :

$$F_m^2 = k_m \Delta L_m$$

F_m^2 : Force dans la matrice au niveau local

Or,

$$\Delta L_m = l_{m0} - l'_{m0} = -p \cdot \delta\alpha \cdot \cos(\alpha_0)$$

l_{m0} : Longueur initiale d'un élément de matrice

l'_{m0} : Longueur initiale d'un élément de matrice après déformation locale due à la traction

p : Pas entre les fibres musculaires

$\delta\alpha$: Variation de l'angle de pennation

Nous avons aussi :

$$k_m = \frac{E_m \cdot S_m}{l_{m0}} = \frac{E_m \cdot S_m}{p \cdot \sin(\alpha_0)}$$

D'où

$$F_m^2 = \frac{E_m \cdot S_m}{p \cdot \sin(\alpha_0)} (-p \cdot \delta\alpha \cdot \cos(\alpha_0))$$

En simplifiant, Nous obtenons :

$$F_m^2 = \frac{-E_m \cdot S_m \cdot \delta\alpha}{\tan(\alpha_0)}$$

Détermination de la relation entre la variation de pennation et l'angle de pennation

Les ressorts des matrices sont en série, la force dans chacun des ressort est la même que celle dans la matrice du point de vue global donc :

$$F_m^1 = F_m^2$$

Après simplifications nous obtenons :

$$\delta\alpha = \gamma \cdot \varepsilon \cdot \sin(\alpha_0) \cdot \cos(\alpha_0)$$

Finalement, nous obtenons :

$$\delta\alpha = \frac{1}{2} \gamma \cdot \varepsilon \cdot \sin(2\alpha_0)$$

L'allure de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation est la suivante (Figure 144) :

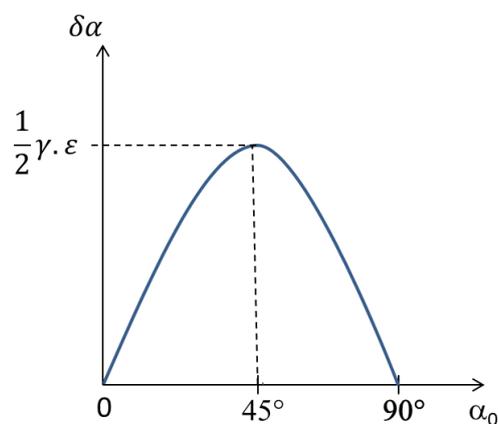


Figure 144 : Allure de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation

La variation d'angle de pennation augmente donc avec l'angle de pennation pour des angles de pennation inférieurs à 45 °. Ce résultat est en accord avec les résultats numériques pour des angles inférieurs à 20 °. Pour des angles compris entre 20 ° et 45 °, il faudrait prendre en compte l'hétérogénéité des déformations dans le MTC afin d'obtenir une décroissance de la variation de l'angle de pennation. Cependant, ces résultats donnent une première allure de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation. Effectivement, une étude beaucoup plus approfondie et beaucoup plus complexe en prenant en compte l'ensemble des constituants du MTC, leurs dimensions et leurs propriétés mécaniques, permettrait certainement d'obtenir une allure et des ordres de grandeurs proches des résultats numériques. Le but de cette annexe est uniquement de comprendre à l'aide d'une modélisation très simplifiée du muscle l'allure en cloche de la courbe de la variation de pennation en fonction de l'angle de pennation.

ANNEXE G : Modélisation de la viscosité du complexe musculo-tendineux en DEM

Introduction

Le complexe musculo-tendineux est décrit comme un matériau non-linéaire hyper-viscoélastique (Brest *et al.*, 1994, Myers *et al.*, 1995, 1998, Van Loocke *et al.*, 2006, 2008, Gras *et al.*, 2011, 2012). Son caractère visqueux n'a pas été mis en évidence dans les étapes précédentes. L'ajout des propriétés visqueuses dans le modèle développé permettra d'améliorer ce dernier et de reproduire plus fidèlement le comportement *in vivo* du complexe musculo-tendineux. L'aspect visqueux du MTC sera mis en avant lors d'une sollicitation de traction puis de relaxation de contraintes. Cette étude préliminaire permet de montrer la faisabilité de l'implémentation de la viscosité dans le comportement mécanique du MTC.

Ce chapitre s'attache essentiellement à la mise en place d'une loi de comportement visqueux et à des tests effectués sur des fibres musculaires.

Amortissement en parallèle

Le logiciel GranOO possède une loi de viscosité implémentée d'origine dans le comportement du ressort. Cette loi équivaut à modifier le comportement d'un simple ressort en celui d'un système ressort/amortisseur en parallèle (modèle de Kelvin-Voigt) (Figure 145-A). Ainsi la force exercée dans le ressort correspond à la somme d'une force élastique de rappel et d'une force visqueuse d'amortissement. Cette force visqueuse s'écrit : $\vec{f}_v = -v \cdot \vec{vitesse}$ avec v : coefficient d'amortissement visqueux. Cette configuration ne permet pas de réaliser la relaxation de contraintes comme souhaité. Seul le phénomène d'hystérésis peut être étudié avec cette configuration (Figure 145-B).

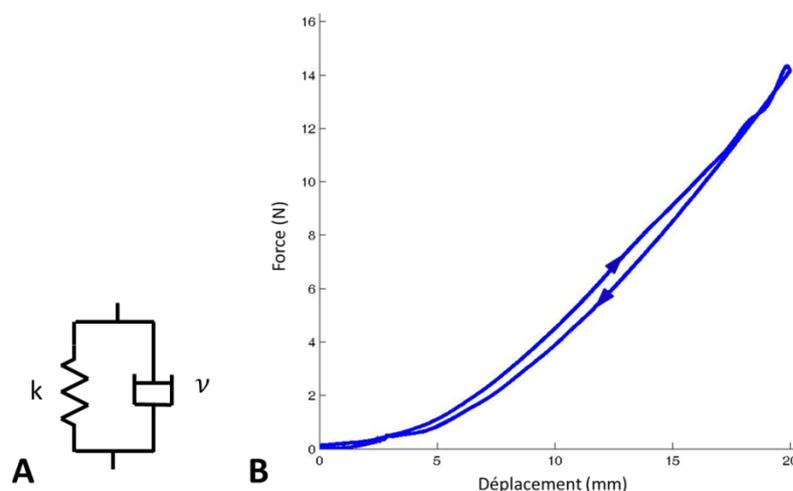


Figure 145 : A. Modèle ressort/amortisseur en parallèle implémenté d'origine dans GranOO pour la modélisation de la viscosité (modèle de Kelvin-Voigt) B. Modélisation du phénomène d'hystérésis lors d'un cycle de traction jusqu'à 20 mm puis retour à la position initiale

Amortissement en série

Une configuration de type Maxwell est requise afin de réaliser des tests de relaxation de contraintes. Une telle configuration est modélisée par un ressort élastique en série avec un amortisseur visqueux.

Pour créer numériquement cette configuration, deux méthodes ont été explorées. La première consiste à remplacer un lien par un amortisseur pur ; ainsi la configuration de type Maxwell sera créée par un lien ressort en série avec un lien purement visqueux. Ces deux liens sont assemblés par un élément discret de masse négligeable afin de les joindre mais surtout de ne pas influencer sur le comportement de la structure (Figure 146).

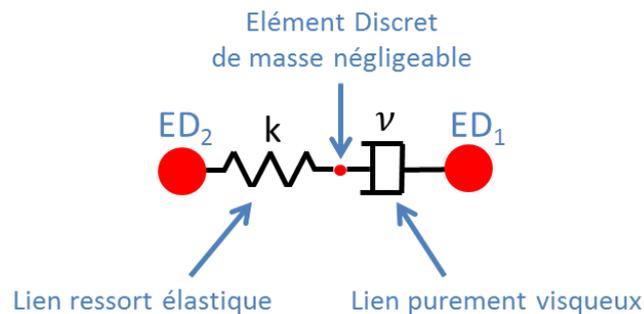


Figure 146 : Schématisation de la configuration d'un lien de type Maxwell

Cette méthode, très simple à mettre en place, ne s'est pas révélée fructueuse car l'élément discret de masse négligeable engendrait malgré tout des problèmes de stabilité numérique. En effet, il a été montré, dans la revue de littérature, que le temps caractéristique global du système dépend de la masse minimale ($T_{caractéristique} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{m_{min}}{k_{max}}}$). Ainsi une masse négligeable va provoquer une diminution du temps caractéristique, engendrer des vibrations mais également des problèmes numériques.

La seconde méthode consiste à créer directement un lien de type Maxwell, englobant le comportement mécanique total de cette dernière configuration.

Pour construire ce lien de type Maxwell, il a été nécessaire de poser sa résolution théorique (Figure 147).

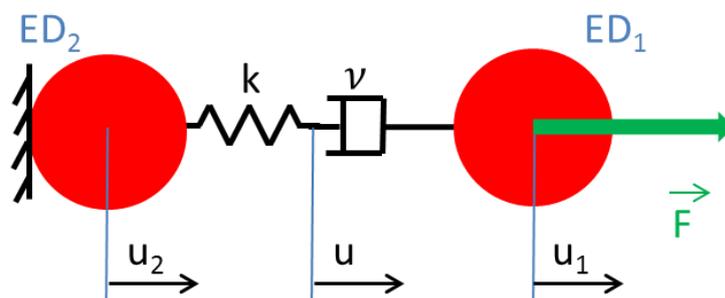


Figure 147 : Schématisation et paramétrage d'un lien de type Maxwell

La force dans le ressort vaut : $F = k (u_2 - u)$ (1)

Avec k : Raideur du ressort

u_2 : Déplacement de l'ED₂

u : Déplacement du point de jonction entre le ressort et l'amortisseur visqueux

La force dans l'amortisseur vaut : $F = \nu (\dot{u} - \dot{u}_1)$ (2)

Avec ν : Coefficient d'amortissement visqueux

\dot{u}_1 : Vitesse de l'ED₁

\dot{u} : Vitesse du point de jonction entre le ressort et l'amortisseur visqueux

L'équation (1) nous donne : $-\frac{F}{k} + u_2 = u$

En dérivant, nous obtenons : $-\frac{\dot{F}}{k} + \dot{u}_2 = \dot{u}$

En remplaçant \dot{u}_1 avec l'équation (2), nous obtenons : $F = \nu \left(-\frac{\dot{F}}{k} + \dot{u}_2 - \dot{u}_1\right)$

En notant $\tau = \frac{\nu}{k}$ le temps de décroissance pour un modèle de décroissance exponentielle à l'ordre 1, l'équation précédente devient :

$$\tau \cdot F + \dot{F} = \nu (\dot{u}_2 - \dot{u}_1)$$

En l'absence d'informations sur la vitesse des éléments discrets à chaque instant, nous ne pouvons résoudre analytiquement cette équation différentielle du 1^{er} ordre. Il faut donc discrétiser les différents éléments avec un schéma de type Euler :

$$\dot{F} = \frac{F_{N+1} - F_N}{\Delta t}$$

Avec F_N : Force au pas N (pas précédent)

F_{N+1} : Force au pas N+1

Δt : Pas de temps de calcul

En remplaçant, nous obtenons : $\tau \cdot F_{N+1} + \frac{F_{N+1} - F_N}{\Delta t} = \nu (\dot{u}_2 - \dot{u}_1)$

Après simplifications :

$$F_{N+1} = \frac{1}{\tau + \Delta t} [\tau F_N + \nu (\dot{u}_2 - \dot{u}_1)]$$

La résolution de ce système a permis d'exprimer la force dans ce lien (F_{N+1}) en fonction des paramètres mécaniques (k , ν), de la vitesse des éléments discrets et de la force au pas précédent (F_N).

Avec cette méthode, la viscosité a pu être implémentée dans le code de calcul de GranOO avec l'utilisation de liens de type Maxwell.

Application de la viscosité à une fibre musculaire

Préalablement à l'application de cette méthode au MTC, une étape de validation préliminaire sur une fibre musculaire est nécessaire. Pour recréer le comportement visqueux réel d'une fibre musculaire, un modèle de type Zener doit être utilisé (Figure 148).

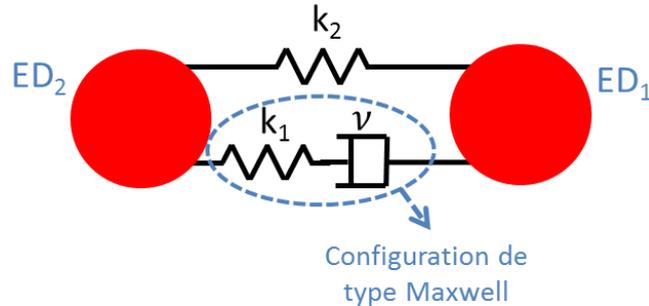


Figure 148 : Schématisation du modèle de lien (type Zener) entre deux éléments discrets

La simulation numérique pour deux éléments discrets a été effectuée. La bille inférieure est fixe, la bille supérieure est soumise à une traction puis à un maintien en position afin d'obtenir une relaxation de contraintes (Figure 149-A). Les paramètres du modèle : le temps de décroissance pour un modèle de décroissance exponentielle à l'ordre 1 ($\tau_1 = \frac{\nu}{k_1}$), le nombre d'itérations et la vitesse de sollicitation, ont pu être accordés pour obtenir l'évolution de la force en fonction du temps ainsi qu'une visualisation correctes (Figure 149-B).

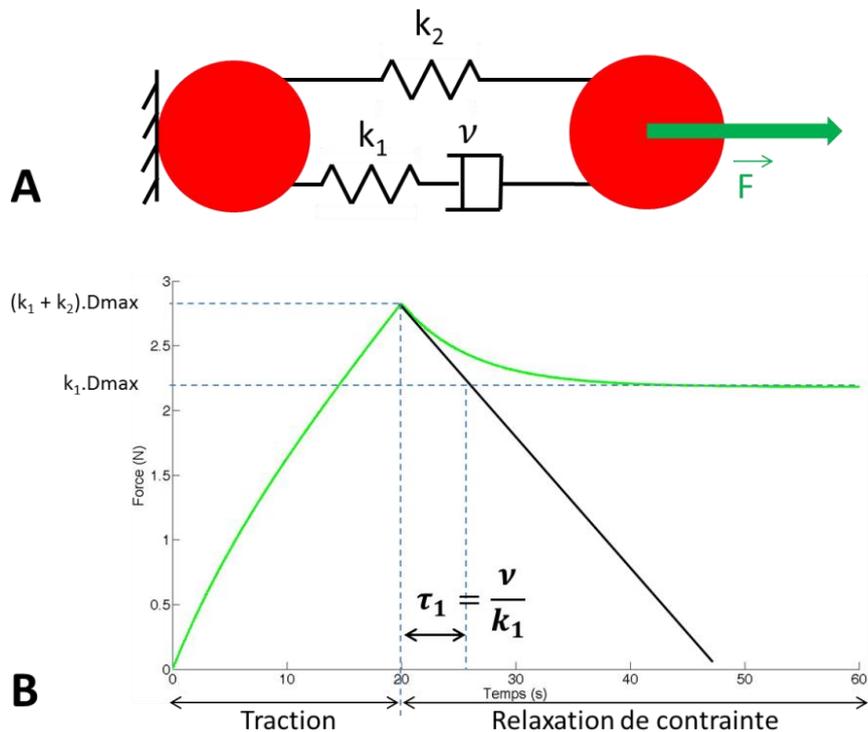


Figure 149 : A. Schématisation de deux éléments discrets reliés par un lien de type Zener (ressort en parallèle d'un lien de type Maxwell) B. Evolution temporelle de la force pour un essai de traction puis relaxation de contraintes pour deux éléments discrets reliés par un lien de type Zener. Estimation du temps de relaxation pour un modèle au 1^{er} ordre avec la pente initiale de la courbe de relaxation et l'asymptote de cette même courbe

Pour obtenir un temps de décroissance τ_1 observable lors de la simulation, il apparaît, après calculs, que τ_1 doit être de l'ordre de grandeur du temps nécessaire pour réaliser la traction totale, soit $\tau_1 \cong \frac{v}{D_{max}}$ et $\tau_1 = \frac{v}{k_1}$. Nous pouvons donc relier simplement le coefficient d'amortissement du lien à la vitesse de traction, cette dernière dépendant également du pas de temps de calcul et du nombre total d'itération.

Une deuxième étude concerne une fibre musculaire comportant de nombreux éléments discrets, afin d'observer le comportement des éléments situés au milieu de cette fibre. Les calculs précédents ont été réalisés pour obtenir une relation satisfaisante entre les éléments suivants : le coefficient d'amortissement des liens (ν), le déplacement maximal, le nombre d'itérations et le pas de temps de calcul ; cette relation permettra d'observer une décroissance temporelle de la force lors de la phase de relaxation de contraintes.

Les résultats obtenus ne sont pas en accord avec les paramètres choisis. En effet, pour une visualisation correcte du mouvement des éléments discrets, l'évolution temporelle de la force ne présente aucune décroissance (Figure 150-A). Inversement, lorsque l'évolution temporelle de la force présente une décroissance en accord avec les paramètres fixés, la visualisation et le déplacement des éléments discrets ne sont pas corrects (Figure 150-B).

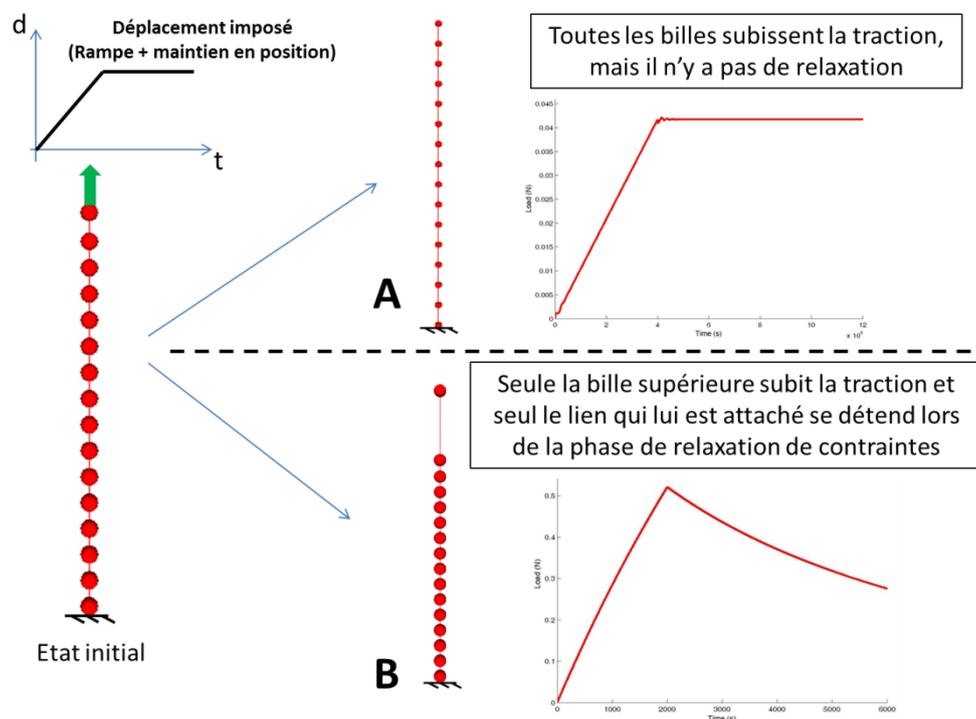


Figure 150 : Tests de traction puis relaxation de contraintes sur une fibre musculaire composée de plusieurs éléments discrets. A. Visualisation correcte de la simulation numérique mais en désaccord avec l'évolution temporelle de la force. B. Visualisation de la simulation numérique en désaccord avec l'évolution temporelle correcte de la force

Des problèmes liés à la vitesse de traction apparaissent et induisent des variations au niveau des temps de décroissance. L'utilisation d'une discrétisation du type Runge-Kutta d'ordre 4 pour la résolution de l'équation différentielle serait plus pertinente qu'une discrétisation du type Euler. Il faudrait également choisir un critère de convergence adapté et tester cette méthode de résolution sur les essais précédents avec deux éléments discrets.

Une résolution analytique du système comprenant une fibre de trois éléments discrets a été envisagée mais le trop grand nombre de paramètres ($k_1, k_2, k_3, k_4, \nu_1, \nu_2, \nu, N_{it}, \Delta t$) pouvant influencer la réponse mécanique du système contrarie l'accès à une solution simple qui nous éviterait un plan d'expérience complet, très coûteux en temps de calcul.

Application au complexe musculo-tendineux complet

Une future étude s’attacherait à appliquer les résultats précédents obtenus sur une fibre musculaire à un MTC complet en implémentant la viscosité dans les fibres musculaires et les fibres tendineuses. Le comportement souhaité est celui mis en avant par L-L. Gras (thèse, 2011) sur les muscles sternocléidomastoïdiens (Figure 151). Cette décroissance a été validée avec des temps de décroissance compris entre 82,6 et 150 s (moyenne = 103 s, écart type = 21 s), en utilisant un modèle de décroissance exponentielle d’ordre 1. Un modèle d’ordre 2 a aussi été utilisé pour obtenir des résultats plus précis.

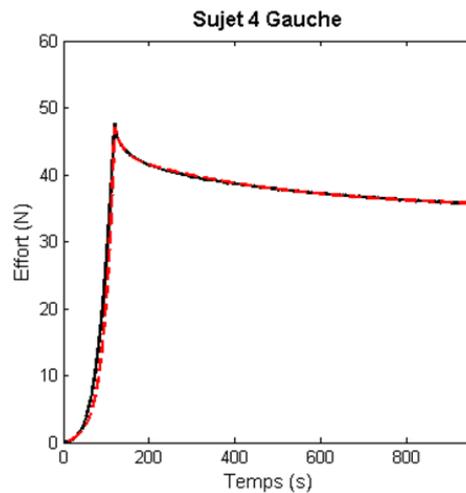


Figure 151 : Courbes expérimentale effort en fonction du temps pour la phase de traction et de relaxation (courbe noire) et simulation avec loi hyper-viscoélastique au 2^{ème} ordre (courbe rouge). Muscle gauche du sujet 4 (d’après Gras, 2011)

Ainsi, en modifiant le coefficient de viscosité de l’ensemble des fibres musculaires et tendineuses, il serait possible d’obtenir une décroissance de la force lors de la phase de relaxation de contraintes du MTC, mettant en avant son caractère visqueux.

Conclusion

L’étude de la viscosité pour le MTC reste encore à développer. Des pistes ont été évoquées et approfondies pour la création d’un modèle de lien viscoélastique. Une validation de ce modèle à l’échelle de la fibre musculaire et du MTC reste à construire. Cette modélisation de la viscosité sera une étape supplémentaire permettant de progresser dans la compréhension du comportement mécanique du complexe musculo-tendineux et de le modéliser au plus près des essais expérimentaux *in vivo et in vitro*.

MODELISATION PAR LA METHODE DES ELEMENTS DISCRETS DE LA DECHIRURE DU COMPLEXE MUSCULO-TENDINEUX

RESUME : La déchirure musculaire est la première cause de blessure chez les athlètes. De nombreuses études décrivent ce traumatisme musculaire sans parvenir à en identifier clairement la chronologie et ses circonstances. L'objectif de la thèse est de décrire le phénomène de déchirure musculaire avec la méthode des éléments discrets, en s'appuyant sur des essais expérimentaux pour valider les modèles numériques. Dans une première partie, une revue de littérature permet d'acquérir les propriétés mécaniques des différents éléments constituant le complexe musculo-tendineux afin de pouvoir en réaliser un modèle macroscopique. Dans une deuxième partie, la modélisation du complexe musculo-tendineux est réalisée. La validation du comportement mécanique en traction passive du modèle proposé est réalisée en comparaison des travaux de L-L. Gras sur le muscle sternocléidomastoïdien humain. L'influence des paramètres morphologiques sur le comportement mécanique global est ensuite étudiée. La rupture fait l'objet de la troisième partie. Une modélisation de l'ensemble {tendon d'Achille/triceps sural} est réalisée et soumise à un test de traction passif jusqu'à rupture. La validation des résultats est faite vis-à-vis des essais expérimentaux réalisés sur cet ensemble musculaire provenant de pièces anatomiques humaines. L'étape suivante s'attache à modéliser la contraction musculaire, implémentée au niveau des fibres musculaires. Une validation du comportement actif du complexe musculo-tendineux est réalisée. Cette dernière étape, combinée à la traction destructive permet d'étudier la faisabilité de modéliser la déchirure par la méthode des éléments discrets, mais également d'étudier les structures endommagées et les mécanismes de rupture. Cela ouvre des possibilités d'utilisation cliniques de ce modèle pour comprendre et prévenir des blessures par déchirure musculaire.

Mots clés : Déchirure, Méthode des Eléments Discrets, complexe musculo-tendineux, activation musculaire, rupture, angle de pennation.

MODELLING OF THE TEAR OF A MUSCLE-TENDON COMPLEX WITH DISCRETE ELEMENT METHOD

ABSTRACT : Tearing of the muscle-tendon complex is a common sport-related injury for athletes. Many studies reported description of this traumatism but mechanisms leading to such an injury are still unclear as are the site of mechanical failure and involved structures. The aim of the thesis is to describe the phenomenon of the muscle-tendon-complex's tear using the discrete element method and validating the numerical model with experimental data. In the first part, a literature review explains the different properties of the muscle-tendon complex main components' in order to model it at the macroscopic scale. In the second part, the muscle-tendon complex is modeled. Validation of the mechanical behavior in passive tensile test is proposed by comparison with experimental data from L-L. Gras on human sternocleidomastodeus muscle. Then, the different influences of morphometric parameters on the mechanical behavior of the complex are investigated. The third part focuses on the rupture. A model of the complex set of {Achilles tendon/surae triceps} is built and a tensile test until rupture is applied. Model validity is assessed by comparison with in vitro experiments from human cadavers. The fourth part focuses on the muscular activation, implemented inside fibers' behavior. Validity of its active behavior is investigated. This fifth and last presents the enrichment with destructive tensile test. This added test allows first to study the feasibility to model the tear with the discrete element method; and second to focus on damaged structures and rupture's mechanisms. This offers possibilities for clinical applications of this model to understand and prevent injuries caused by a tear of the muscle-tendon complex.

Keywords : Tear of a muscle, Discrete Element Method, muscle-tendon complex, muscular activation, rupture, pennation angle.