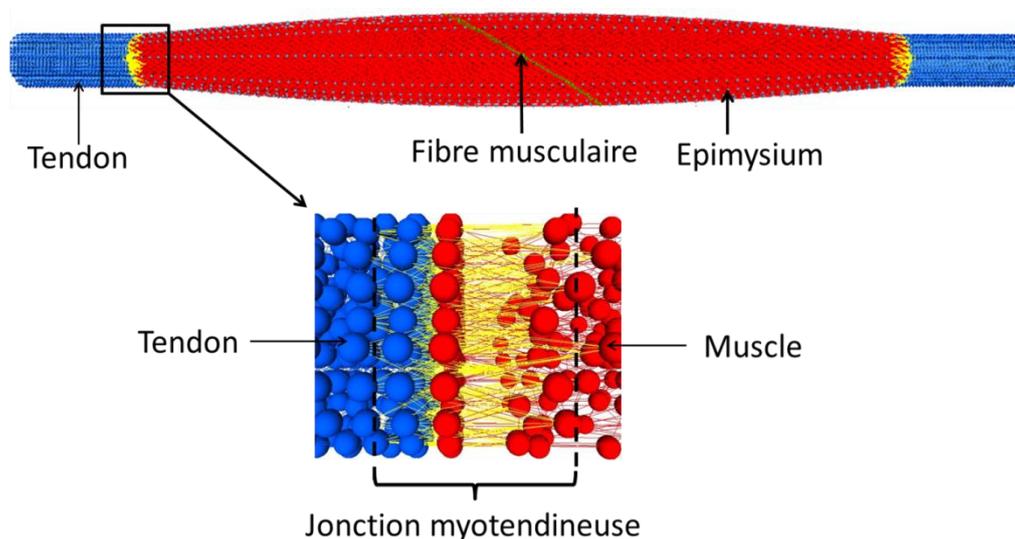

Construction et validation d'un modèle du complexe musculo-tendineux par la méthode des éléments discrets



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.

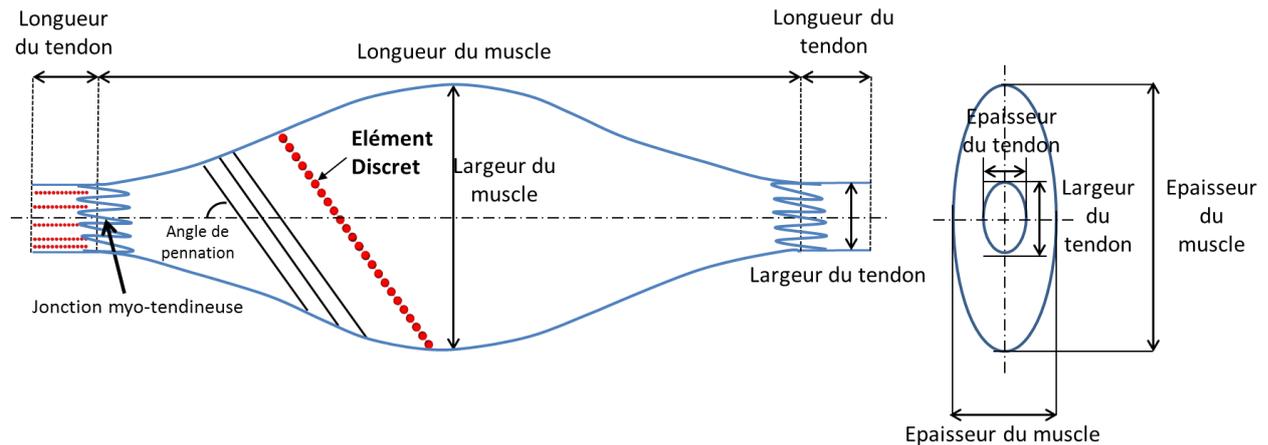


Figure 57 : Construction géométrique du complexe musculo-tendineux

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).

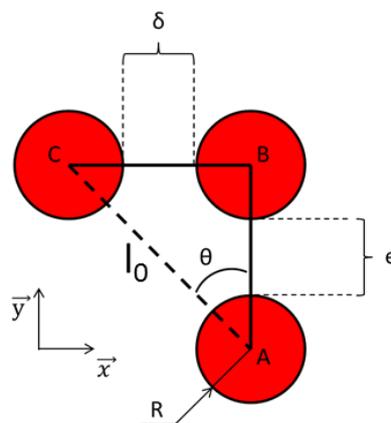


Figure 58 : Paramétrage du positionnement des éléments discrets avec θ : Angle de pennation, e : Distance verticale entre deux éléments discrets et δ : Distance horizontale entre deux éléments discrets, l_0 : Distance entre deux éléments discrets suivant la direction des fibres

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 $\theta \geq 56^\circ$.

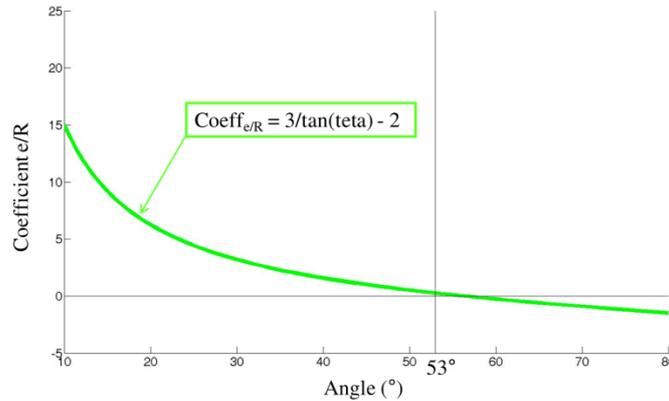


Figure 59 : Evolution du coefficient e/R en fonction de l'angle de pennation avec R : rayon des éléments discrets et e : distance verticale entre deux éléments discrets

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).

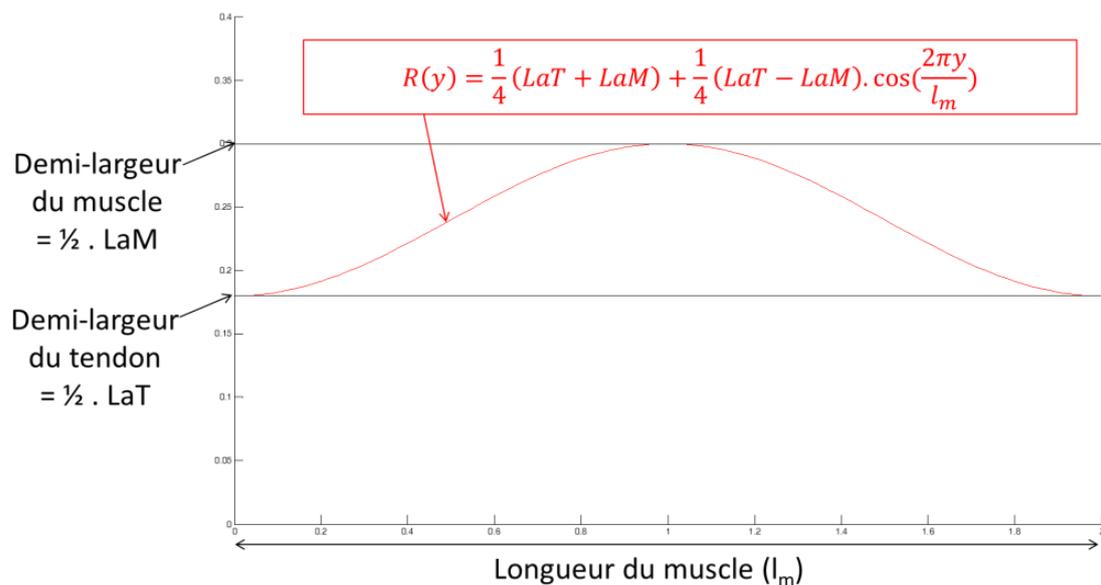


Figure 60 : Représentation de la courbe enveloppe du muscle

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.

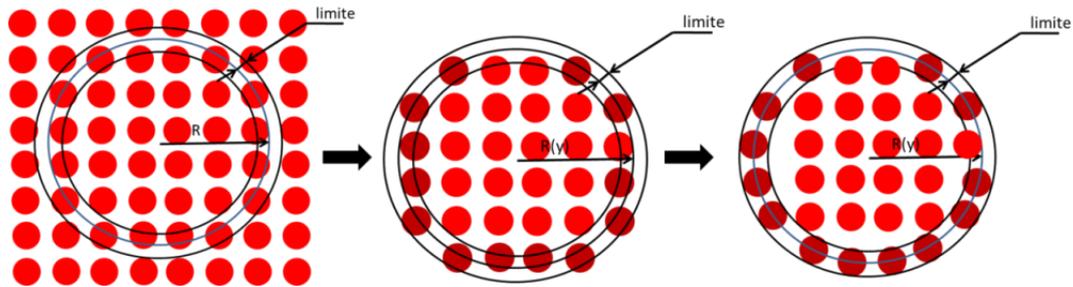


Figure 61 : Découpe de l'enveloppe du muscle et recalage des points extérieurs à proximité du cercle de rayon $R(y)$

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

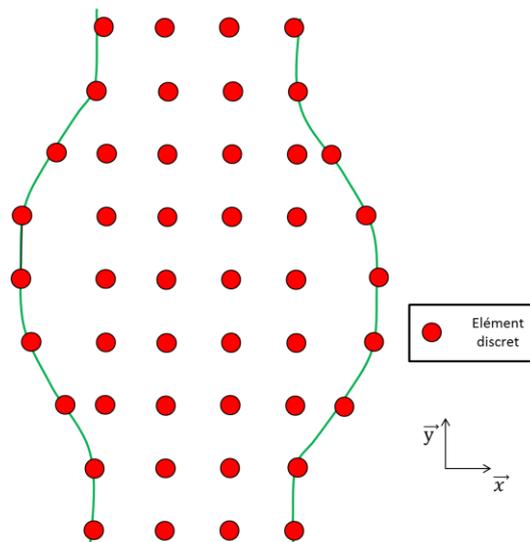


Figure 62 : Schéma 2D du muscle découpé à partir du "pavé" d'éléments discrets

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.

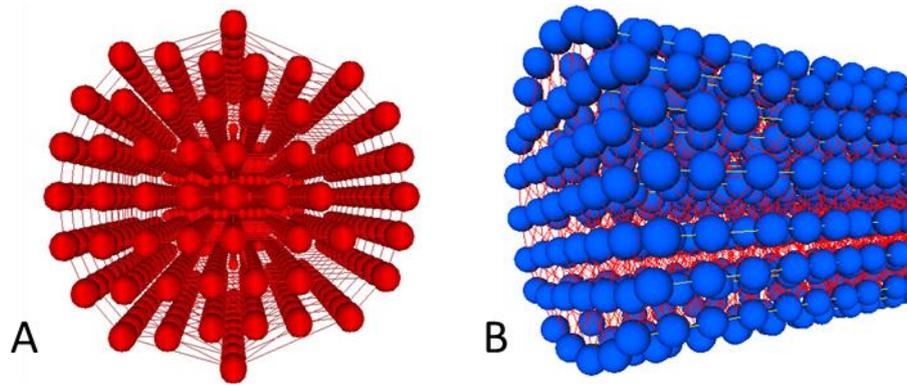


Figure 63 : A. Répartition uniforme des éléments discrets à l'intérieur du tendon B. Modélisation DEM du tendon

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.

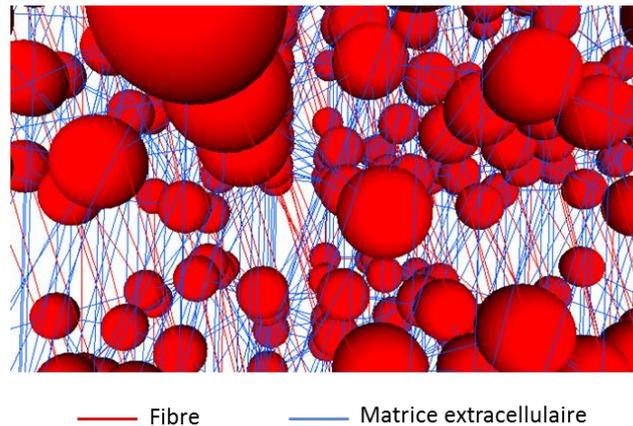


Figure 64 : Modélisation en DEM de la matrice extracellulaire et des fibres

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).

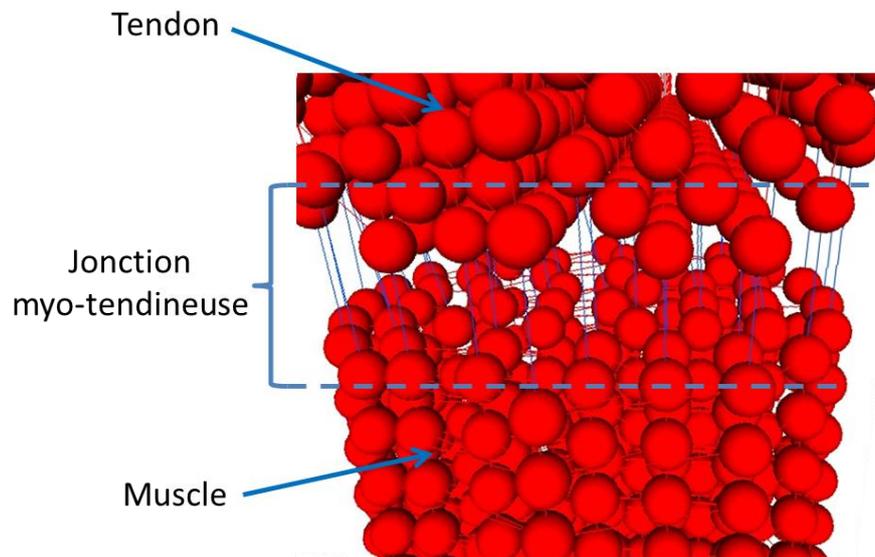


Figure 65 : Visualisation de la jonction myo-tendineuse (liens bleus). *N.B.* L'écartement entre le muscle et le tendon a été volontairement agrandi pour une meilleure visualisation

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.

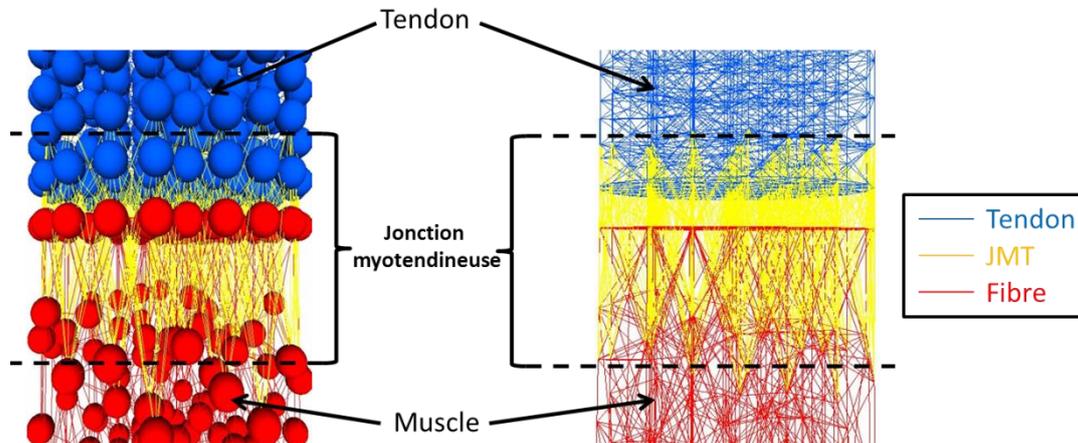


Figure 66 : Modélisation de la jonction myo-tendineuse. A gauche, vue avec les éléments discrets et les liens. A droite, vue avec uniquement les liens

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.

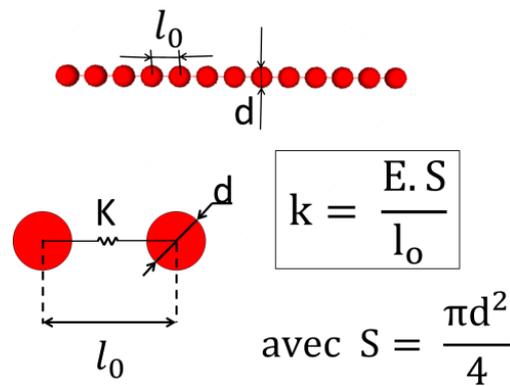


Figure 67 : Relation entre le module d'Young et la raideur des ressorts entre deux éléments discrets

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).

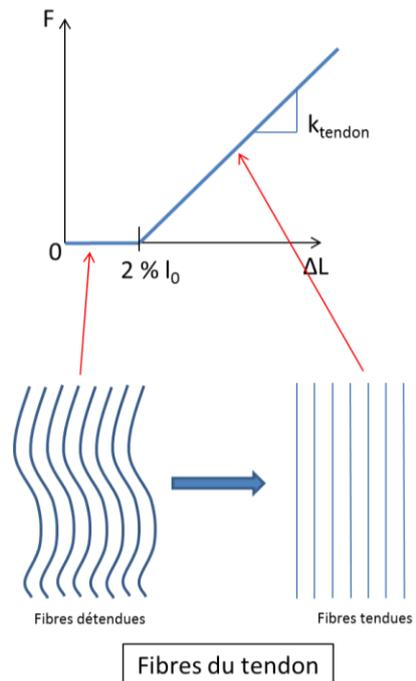


Figure 68 : Modélisation du comportement mécanique des fibres du tendon en traction

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).

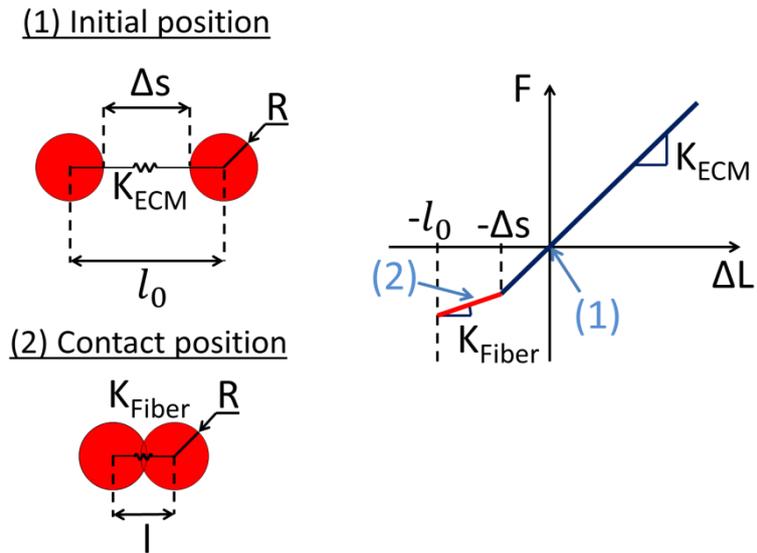


Figure 69 : Modification du comportement en compression des ressorts de la MEC

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).

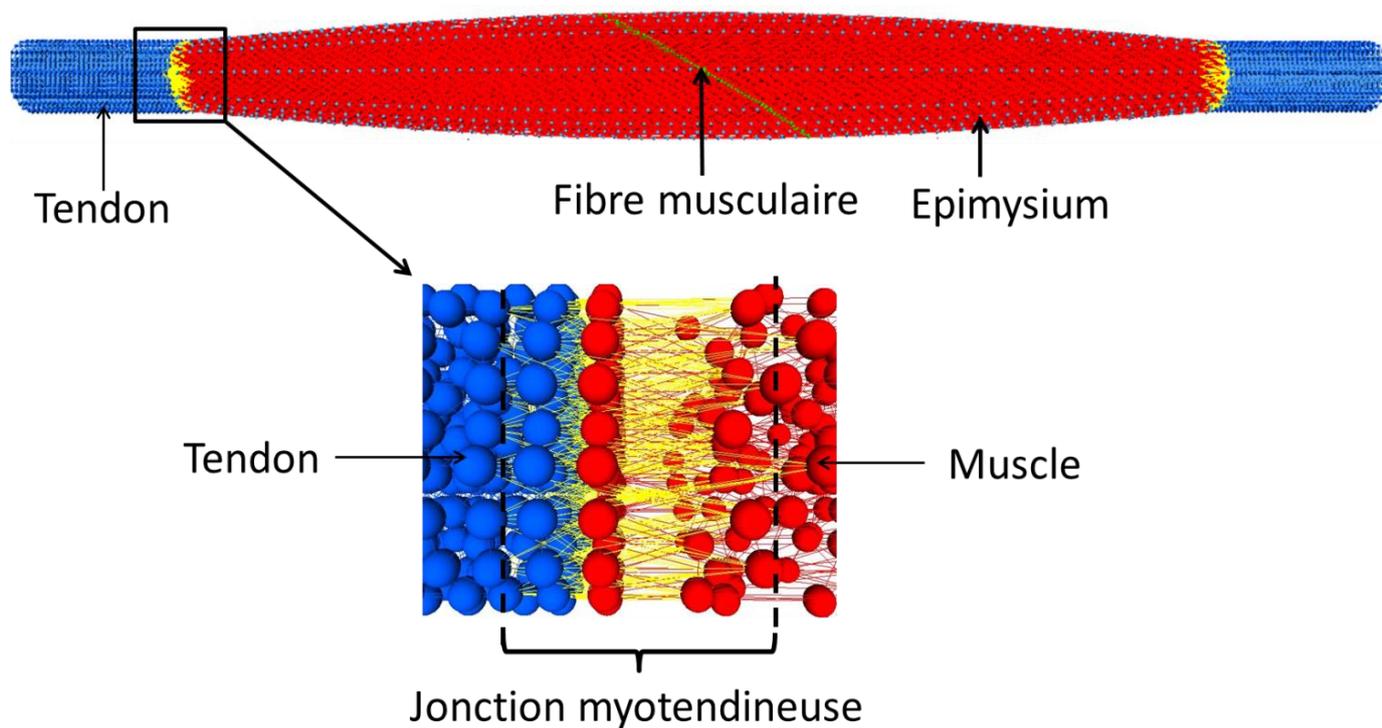


Figure 70 : Modélisation en DEM du MTC.

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).