

# Modélisation du comportement du complexe muscle-tendon par la méthode des éléments discrets

## *Modeling the Behavior of the Muscle-Tendon Complex Using the Discrete Element Method*

Anthony Roux<sup>1</sup>, Ivan Iordanoff<sup>2</sup>, Sébastien Laporte<sup>1</sup>

1 : Institut de Biomécanique Humaine Georges Charpak  
Arts et Métiers Sciences et Technologies  
155, bld de l'Hôpital, F- 75013 Paris  
e-mail : aroux@crans.org et sebastien.laporte@ensam.eu

2 : Institut de Mécanique et d'ingénierie  
Arts et Métiers, Sciences et Technologies,  
Campus de Bordeaux, France  
e-mail : ivan.iordanoff@ensam.eu

### Résumé

Ce travail explore la modélisation du complexe muscle-tendon (CMT) à l'aide de la méthode des éléments discrets (DEM). Le CMT, structure complexe et anisotrope, est simulé à l'échelle macroscopique et microscopique en utilisant des éléments discrets reliés par des ressorts. Nous avons étudié les comportements passifs du CMT, en mettant l'accent sur la simulation de déchirures lors d'élongations. La méthode permet de modéliser les mécanismes de rupture observés expérimentalement, notamment au niveau de la jonction myotendineuse. Les résultats montrent une bonne concordance entre les modèles numériques et les données *ex vivo*, avec des courbes force/déplacement et des schémas de rupture similaires. Cette approche ouvre de nouvelles perspectives pour mieux comprendre les mécanismes de blessure et optimiser les protocoles de réhabilitation.

### Abstract

This work explores the modelling of the muscle-tendon complex (MTC) using the discrete element method (DEM). The MTC, a complex and anisotropic structure, is simulated on a macroscopic and microscopic scale using discrete elements connected by springs. We studied the passive behavior of the MTC, with an emphasis on the simulation of tears during elongation. The method allows the modelling of rupture mechanisms observed experimentally, particularly at the myotendinous junction. The results show a good correlation between the numerical models and the *ex vivo* data, with similar force/displacement curves and rupture patterns. This approach opens up new perspectives for a better understanding of injury mechanisms and optimization of rehabilitation protocols.

**Mots Clés :** Complexe muscle-tendon, éléments discrets, rupture, comparaison expérimentale

**Keywords :** Muscle-tendon complex, discrete elements, rupture, experimental comparison

## 1. Introduction

Le complexe muscle-tendon (CMT) joue un rôle fondamental dans la biomécanique humaine, assurant la transmission des forces entre les muscles et les os pour permettre le mouvement et la stabilisation. Lors d'activités physiques intenses, le CMT est soumis à des charges mécaniques importantes, ce qui augmente le risque de blessures, notamment des ruptures au niveau de la jonction myotendineuse (JMT) ou des tendons eux-mêmes. Ces ruptures, souvent observées dans des exercices excentriques où le muscle se contracte tout en étant étiré, sont associées à des mécanismes complexes encore mal compris [1, 2].

La structure du CMT (Figure 1), composée de fibres musculaires anisotropes et de tendons présentant un comportement élastique non-linéaire, est difficile à modéliser avec les méthodes classiques,

comme la méthode des éléments finis (FEM). La méthode des éléments discrets (DEM) offre une alternative prometteuse en modélisant le comportement du CMT à différentes échelles, depuis les microstructures jusqu'à l'échelle macroscopique [3].

Des études précédentes ont utilisé la DEM pour simuler le comportement passif du CMT lors de tests de traction, ainsi que son comportement actif lors de l'activation musculaire [4, 5]. Cependant, la simulation des mécanismes de rupture reste un défi. Ce travail vise à modéliser ces mécanismes en s'appuyant sur des données expérimentales *ex vivo* et à valider les résultats numériques obtenus par comparaison avec les observations expérimentales.

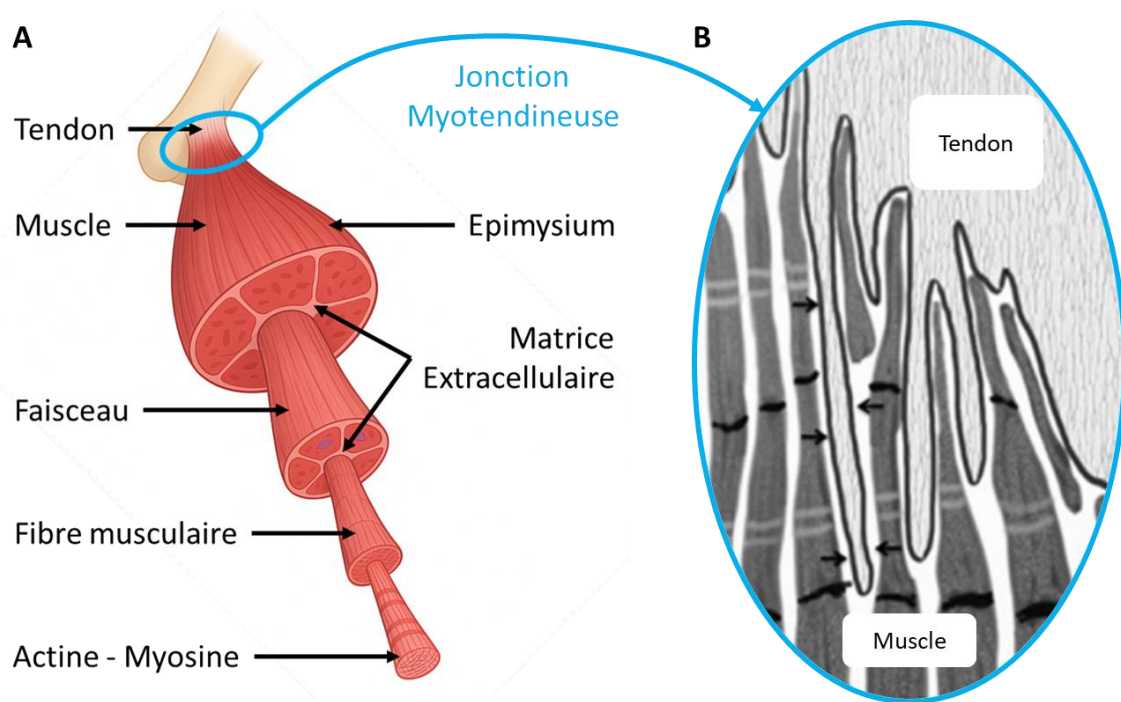


Fig. 1. A. Organisation structurelle générale du muscle squelettique. B. Zoom sur la jonction musculotendineuse (d'après Turrina et al., 2013 [6]).

## 2. Matériels et Méthodes

### 2.1 Modèle numérique

Le modèle numérique a été développé à l'aide du logiciel GranOO, spécialisé dans la simulation de matériaux granulaires et fibreux. Le CMT est représenté par des éléments discrets connectés par des ressorts, qui simulent les propriétés mécaniques des fibres musculaires, des tendons et de la matrice extracellulaire (MEC). Les paramètres géométriques, tels que l'angle de pennation (angle entre les fibres et l'axe anatomique du muscle) et les dimensions des tendons, ont été extraits de la littérature pour garantir une pertinence physiologique [3, 5].

Tab. 1. Module d'Young et limite en déformation des éléments discrets pour chaque structure.

Structure	Module de Young	Limite de déformation (%)
<b>Fibres musculaires</b>	37 kPa	50
<b>Tendon</b>	800 MPa	7,5
<b>Matrice extracellulaire</b>	0,1MPa	30
<b>Jonction myo-tendineuse</b>	400 Mpa	28,8

Chaque élément discret est défini par ses propriétés mécaniques, notamment le module de Young (Tableau 1), qui permettent de reproduire les comportements linéaires et non linéaires des tissus. La rupture est simulée à l'aide d'un critère de déformation maximale, selon lequel un élément est considéré comme rompu dès que la déformation locale dépasse un seuil critique.

## 2.2 Données expérimentales

Des essais de traction *ex vivo* ont été réalisés sur des échantillons humains cadavériques, incluant le tendon d'Achille et le muscle *triceps surae*. Les échantillons ont été soumis à une charge de traction jusqu'à rupture, avec des mesures des courbes force/déplacement et des modes de rupture enregistrés [4, 5]. Des caméras haute vitesse ont permis de capturer les événements de rupture, fournissant une visualisation détaillée des mécanismes au niveau de la jonction myotendineuse (MTJ).

## 2.3 Configuration de la simulation

Les simulations numériques ont été conçues pour reproduire les conditions expérimentales. Le critère de rupture a été défini à partir du seuil de déformation des éléments individuels, déterminé à partir d'observations expérimentales et de la littérature [3, 5]. Cette configuration a permis d'identifier les facteurs influençant l'initiation et la propagation de la rupture.

## 3. Résultats

### 3.1 Courbes force/déplacement

Les simulations numériques ont permis de reproduire des courbes force/déplacement similaires aux données expérimentales, en particulier pour les tests de traction *ex vivo* sur le tendon d'Achille. Les courbes présentent une phase initiale non-linéaire correspondant au recrutement des fibres, suivie d'une transition linéaire jusqu'à la rupture.

Dans les tests *ex vivo*, les forces maximales mesurées variaient entre 390 N et 1400 N (moyenne 622 N) selon les spécimens, tandis que la simulation prédit une force de rupture de 860 N. La différence peut s'expliquer par les simplifications du modèle, telles que l'hypothèse d'homogénéité des propriétés mécaniques et la géométrie idéalement alignée.

L'analyse des courbes indique également que la rigidité globale est influencée par les angles de pennation des fibres musculaires. Par exemple, des angles plus élevés réduisent la capacité du CMT à générer des forces maximales, ce qui est cohérent avec les données observées dans des études similaires [4, 5].

### 3.2 Modèles de rupture

Les simulations ont révélé que la rupture est initiée principalement au niveau de la jonction myotendineuse (JMT), confirmant les résultats expérimentaux. Deux mécanismes principaux de rupture ont été identifiés :

- Délamination des fibres musculaires (Figure 1) : Les simulations montrent que les contraintes maximales se concentrent dans les fibres orientées perpendiculairement au sens de traction. Cela entraîne une séparation progressive des fibres, reproduisant les observations des essais *ex vivo*.
- Désinsertion tendineuse : Dans la simulation, le tendon se détache de manière abrupte de la matrice extracellulaire lorsque les déformations de cisaillement dépassent une limite critique.

La configuration géométrique du CMT influence directement ces mécanismes. Par exemple, des tendons plus larges augmentent la capacité de stockage d'énergie mais induisent des concentrations de contrainte plus importantes à la JMT. Ces observations sont corroborées par les résultats expérimentaux, où les zones de rupture étaient souvent localisées près de l'insertion tendineuse.

Ces résultats renforcent la pertinence de la DEM pour l'étude des mécanismes de rupture, en offrant des perspectives pour simuler des scénarios complexes tels que les charges cycliques ou les blessures liées aux mouvements répétitifs.

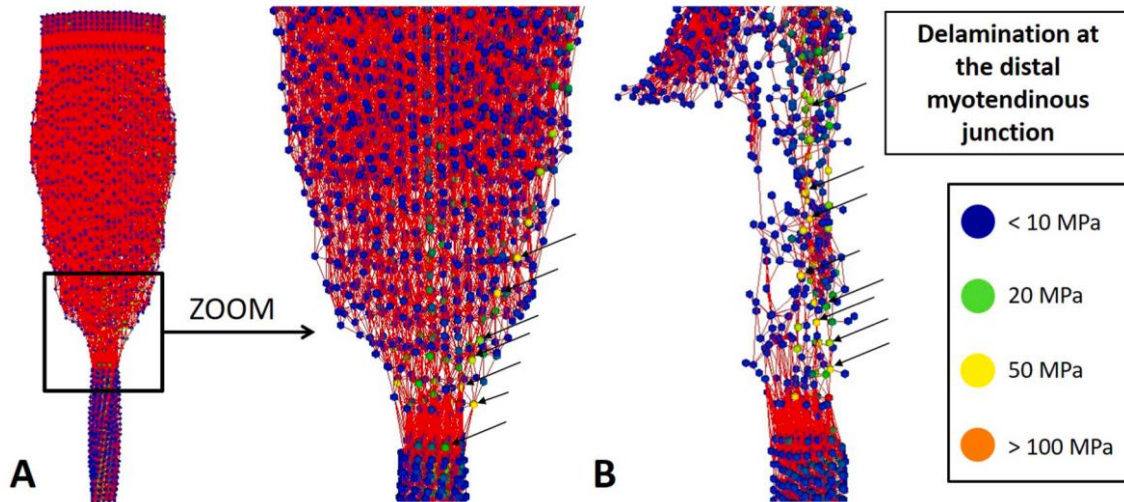


Fig. 2. A. Répartition des contraintes lors du test de traction passive jusqu'à la rupture, avec une vue agrandie de la jonction myotendineuse du complexe {muscle triceps sural + tendon d'Achille}. B. Répartition des contraintes au niveau de la jonction myotendineuse avec l'amorce de la rupture. Les flèches noires indiquent les zones de concentration des contraintes.

#### 4. Discussion et Conclusions

Les résultats obtenus montrent que la méthode des éléments discrets est un outil puissant pour modéliser les mécanismes complexes de rupture dans le complexe muscle-tendon (CMT). Grâce à une modélisation précise des propriétés mécaniques et des interactions structurelles, la DEM permet de capturer des phénomènes tels que la délamination des fibres musculaires, la désinsertion tendineuse et les variations locales de contraintes au sein des structures.

Une observation clé de cette étude est l'impact significatif de la géométrie et des propriétés mécaniques des différents composants du CMT sur les mécanismes de rupture. Par exemple, des angles de pennation plus élevés des fibres musculaires ont été associés à une augmentation des concentrations de contraintes locales, ce qui favorise une rupture prématurée. En parallèle, les propriétés élastiques des tendons ont montré leur rôle critique dans la dissipation des forces appliquées, contribuant ainsi à retarder les défaillances mécaniques.

Les écarts observés entre la simulation et les résultats expérimentaux soulignent des pistes d'amélioration pour les modèles numériques. L'une des principales limitations identifiées est l'hypothèse d'homogénéité des propriétés mécaniques, qui ne reflète pas totalement la variabilité interindividuelle observée dans les spécimens biologiques. Pour pallier cette lacune, il serait judicieux d'intégrer des paramètres dynamiques, tels que la viscoélasticité variable en fonction de la fréquence de sollicitation ou de l'âge du tissu.

Par ailleurs, la prise en compte des effets de fatigue mécanique et de cycles de charge répétés dans les simulations représente une avancée potentielle majeure. Ces phénomènes, souvent observés dans les blessures chroniques du CMT, pourraient être intégrés pour modéliser les scénarios de stress cumulatif. Une telle approche permettrait d'explorer des protocoles de réhabilitation basés sur des charges progressives adaptées aux capacités mécaniques résiduelles des tissus.

Enfin, cette étude ouvre la voie à une application clinique directe des résultats. En adaptant les protocoles de réhabilitation et les dispositifs orthopédiques en fonction des propriétés mécaniques individuelles des patients, il serait possible d'optimiser la récupération fonctionnelle. Par exemple, les variations de rigidité des tendons mesurées par des techniques d'élasticité, comme l'élastographie par ondes de cisaillement, pourraient guider la personnalisation des traitements. Cependant, il sera nécessaire de prendre en compte les capacités contractiles du muscle [4].

En conclusion, cette étude contribue à une meilleure compréhension des mécanismes de rupture du CMT et propose des solutions innovantes pour la réhabilitation personnalisée. Les futures recherches devraient se concentrer sur la validation clinique de ces approches et sur l'amélioration des outils numériques pour une modélisation encore plus fidèle des interactions complexes au sein des tissus musculosquelettiques.

La bonne concordance entre les résultats numériques et expérimentaux souligne la validité de l'approche DEM. Cependant, les divergences observées dans les amplitudes de la force de rupture suggèrent que des raffinements supplémentaires sont nécessaires dans la représentation des propriétés des matériaux et des conditions aux limites. Les travaux futurs porteront sur l'intégration des processus de cicatrisation dans le modèle et sur l'étude des effets de différents protocoles de rééducation sur la récupération de la CTM.

## **Remerciements**

Les auteurs remercient les donneurs sans qui nos travaux de recherche ne pourraient pas être menés.

## **Références**

- [1] Roux, A., et coll. "Influence of muscle-tendon complex geometrical parameters on modeling passive stretch behavior." *Journal of Biomechanics*, 2016.
- [2] Haen, T.X., et al. "Shear waves elastography for assessment of human Achilles tendon." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2017.
- [3] Roux, A., et coll. "Modeling of muscular activation of the muscle-tendon complex using discrete element method." *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2021.
- [4] Roux, A., et coll. "Model of calf muscle tear during eccentric contraction." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2023.
- [5] Gras, L.-L., et coll. "Hyper-elastic properties of the human sternocleidomastoideus." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012.
- [6] Turrina A., et coll. "The muscular force transmission system: role of the intramuscular connective tissue." *Journal of bodywork and movement therapies*, 2013.