

---

# 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).

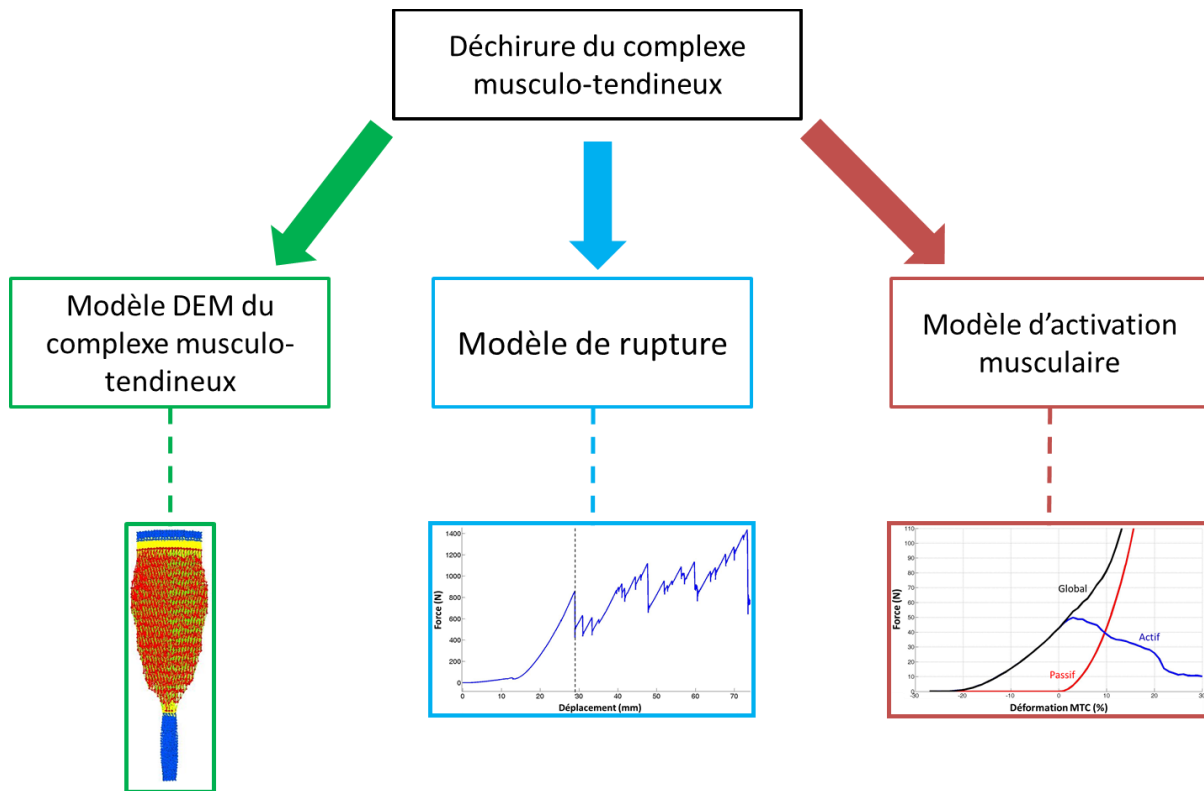


Figure 130 : Schématisation des différentes étapes à la modélisation de la déchirure du complexe musculo-tendineux

## 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).

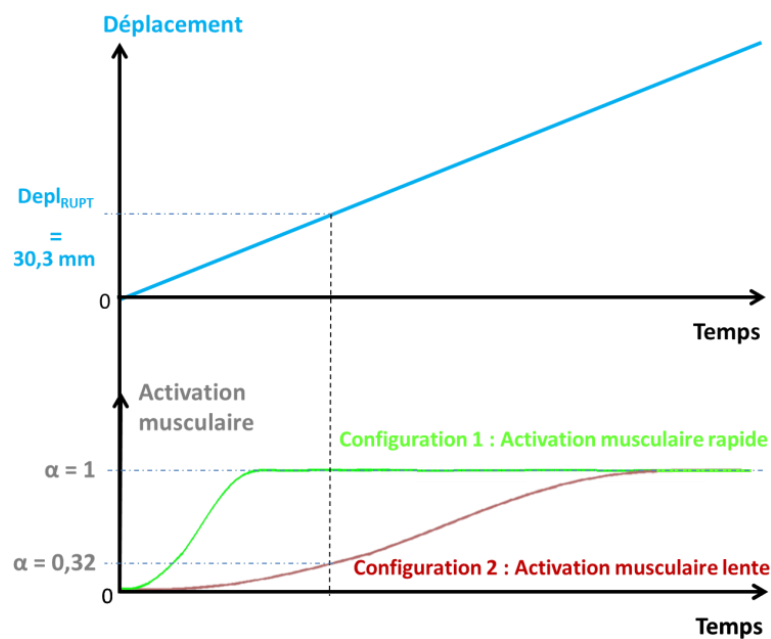


Figure 131 : Deux types de configurations (activation rapide ou lente) pour les essais de traction avec activation musculaire

### 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 jeux 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.

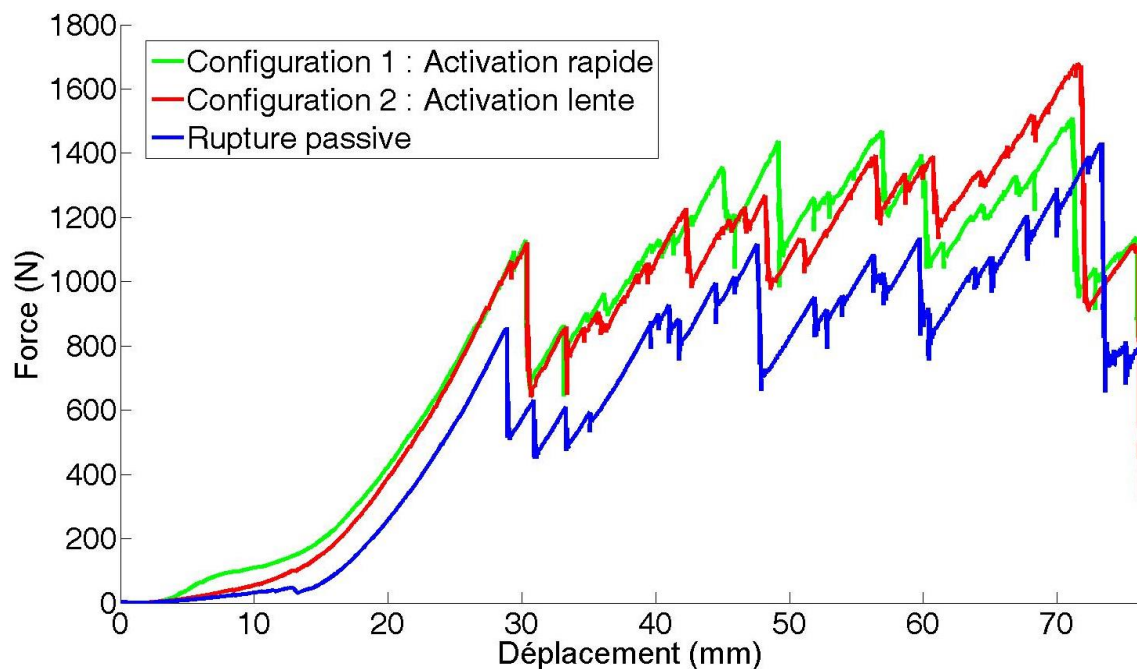


Figure 132 : Courbes force/déplacement pour un essai de traction jusqu'à rupture avec activation musculaire sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille} pour les deux configurations (configuration 1 : activation musculaire rapide ; configuration 2 : activation musculaire lente) et pour un essai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

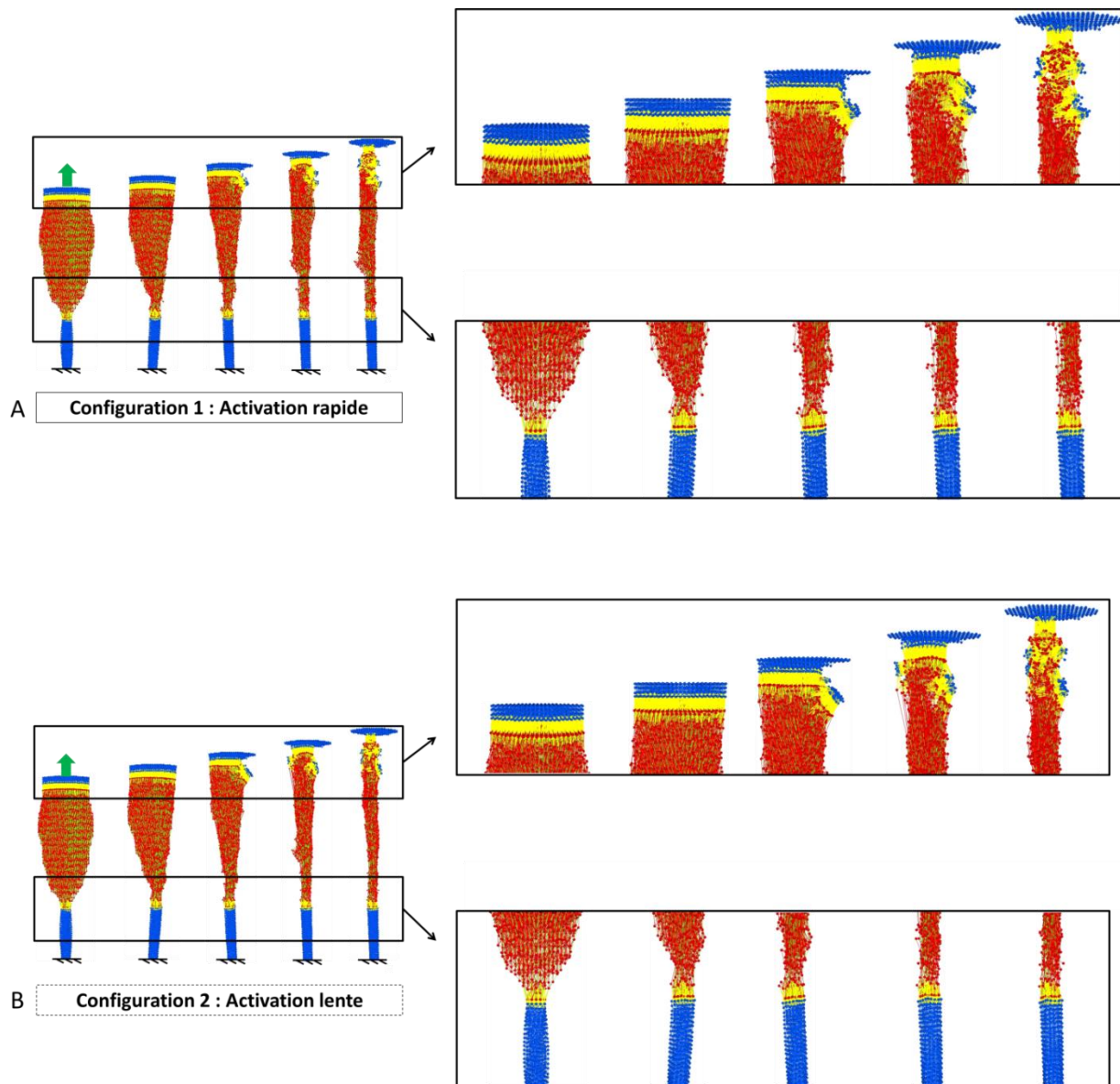


Figure 133 : Visualisation d'un essai de contraction excentrique jusqu'à rupture sur l'ensemble {triceps sural + tendon d'Achille}. A. Configuration 1 (activation rapide). B. Configuration 2 (activation lente)

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).

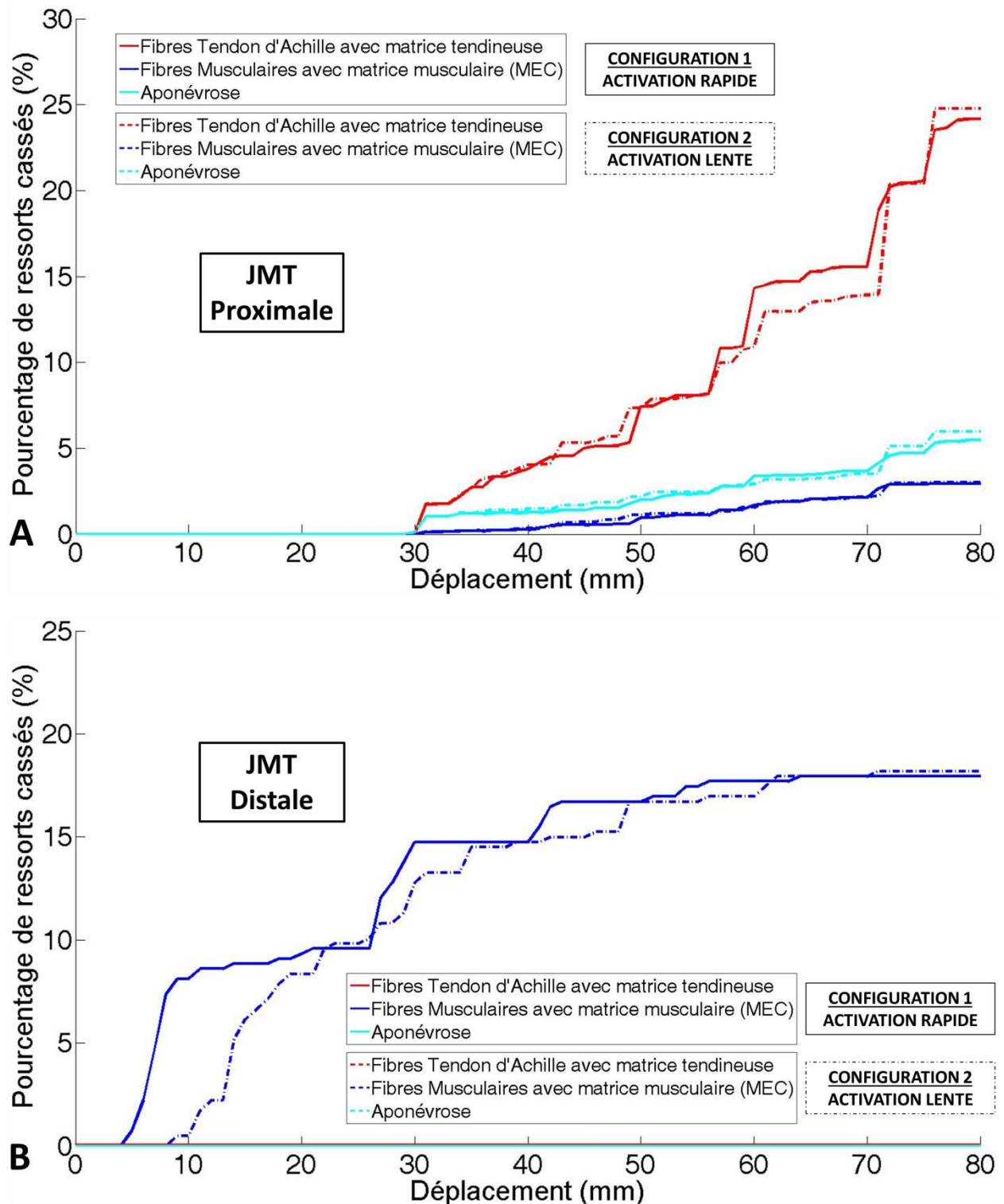


Figure 134 : A. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situés dans la JMT proximale, pour les deux configurations. B. Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les constituants principaux du MTC situé dans la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

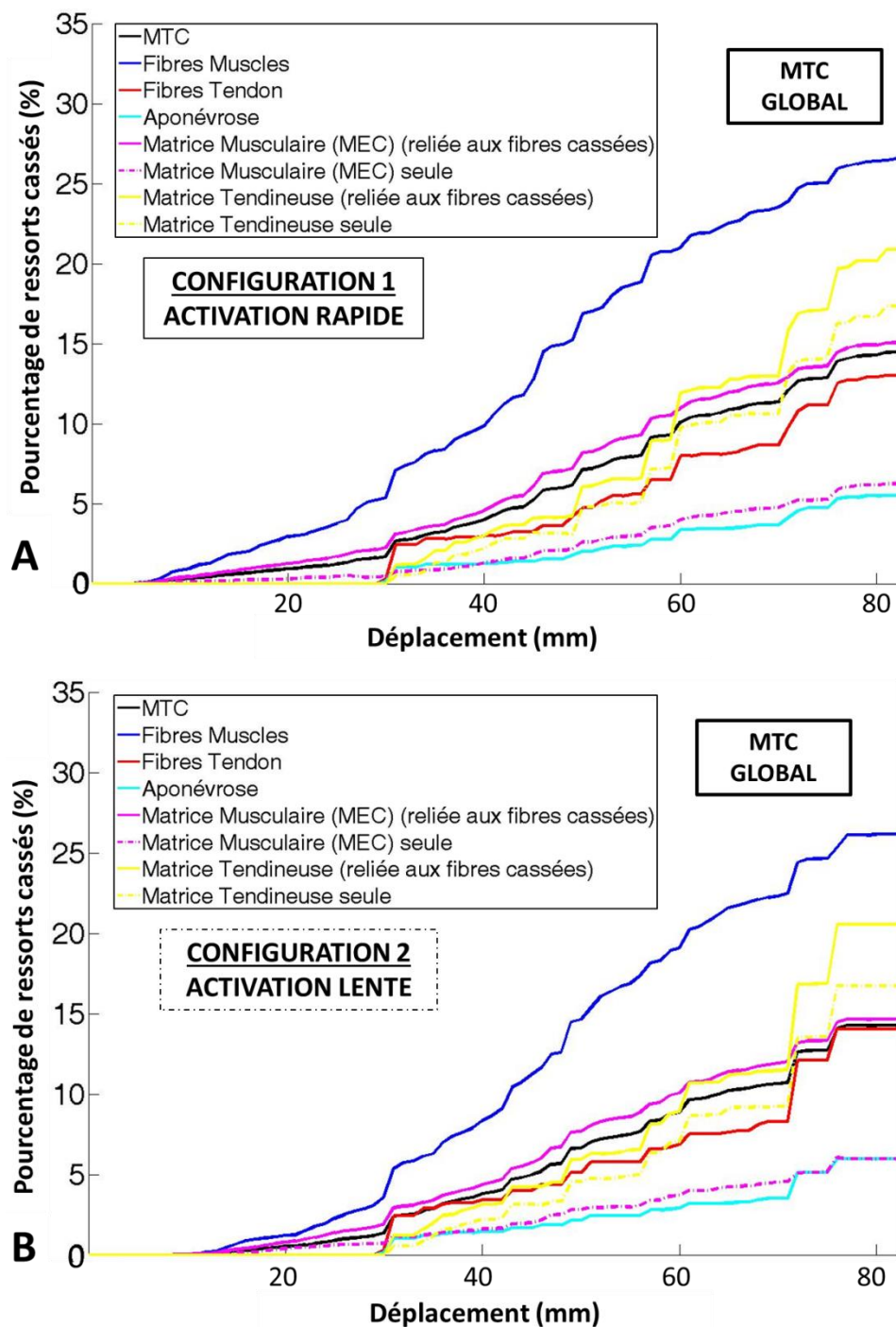


Figure 135 : Pourcentage de liens ressorts rompus en fonction du déplacement pour les différents constituants du MTC.  
A. Configuration 1 (activation musculaire rapide). B. Configuration 2 (activation musculaire lente)

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* restant 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'epimysium 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 différentes constituants du complexe musculo-tendineux (epimysium, 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'epimysium 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