

CARACTERISATION ET MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE DES TENDONS

C. Laurent, R. Rahouadj, J.F. Ganghoffer. *CNRS, LEMTA, UMR 7563, Université de Lorraine, 2 avenue de la forêt de Haye 54502 Vandoeuvre-lès-Nancy, France. Téléphone : 03 83 59 55 81, Télécopie : 03 83 59 55 51. Adresse(s) électronique(s) : cedric.laurent@univ-lorraine.fr, rachid.rahouadj@univ-lorraine.fr, jean-francois.ganghoffer@univ-lorraine.fr*

Mots clés : Tendon, caractérisation, loi de comportement, modélisation, tissus mous

1. INTRODUCTION

Les tendons, qui font le lien entre les muscles et le squelette, ont pour double rôle de stabiliser les articulations et de transmettre les efforts musculaires au squelette. Ils constituent un tissu conjonctif très résistant, en raison d'une architecture complexe à base de collagène. Depuis le début des années 1960, le comportement mécanique des tendons a donné naissance à de nombreuses études : elles concernent principalement (1) la caractérisation et l'évolution de leurs propriétés mécaniques, et l'élaboration des méthodes expérimentales correspondantes (2) la modélisation de ce comportement mécanique (3) l'établissement de liens entre les propriétés structurales des tendons et leurs propriétés mécaniques macroscopiques. Ces différents aspects sont loin d'être entièrement traités, et de nombreuses études sont publiées chaque année afin notamment d'aider au diagnostic de différentes pathologies, essentiellement liées à la sur-stimulation des tendons.

Dans le présent travail, un état des lieux en 2015 des différentes méthodes de caractérisation et de modélisation va être présenté : cet état des lieux portera essentiellement sur les méthodes développées depuis les années 2000 à nos jours. Dans un premier temps, quelques rappels anatomiques seront faits concernant la structure et la composition du tendon : le lecteur intéressé pourra se référer aux nombreuses études approfondies à ce sujet, notamment à la synthèse de James H.-C. Wang (Wang, 2006). Nous présenterons brièvement quelques-unes des propriétés mécaniques notoires du tendon, puis nous présenterons les méthodes expérimentales *in vitro* et *in vivo* qui ont permis de mesurer ces différentes propriétés. Nous présenterons ensuite quelques-uns des modèles les plus aboutis permettant de modéliser le comportement mécanique tridimensionnel des tendons dans un cadre de grandes transformations : un rappel sera fait au préalable sur les lois de comportement hyperélastiques et les notations qui seront utilisées. Nous concluons en soulignant les verrous scientifiques qu'il reste à soulever en ce qui concerne la caractérisation ou la modélisation du comportement mécanique des tendons.

2. LES TENDONS : STRUCTURES ET PROPRIETES

2.1 Anatomie et fonction physiologique

2.1.1 Fonction physiologique : Comme rappelé ci-dessus, les tendons lient les muscles aux os et ont pour double rôle de transmettre les efforts musculaires au squelette (et donc d'en assurer la mise en mouvement) et de contribuer à stabiliser les articulations, en association avec les ligaments qui lient des os entre eux. Ils sont abondamment innervés, ce qui leur permet de jouer un rôle de proprioception important. En revanche, ils sont tout comme les ligaments peu vascularisés, ce qui limite leur cicatrisation et leur réparation. La transition entre l'os et le tendon se fait à travers les « enthèses » qui sont des zones fibreuses ou fibrocartilagineuses. Cette transition très progressive est largement étudiée, car elle constitue un bel exemple d'interface entre des matériaux aux propriétés très différents permettant de réduire considérablement les concentrations de contraintes (Benjamin et al., 2006, 2002; Thomopoulos et al., 2003).

2.1.2 Composition : Les tendons constituent un assemblage compact d'eau, de fibres de collagène et de quelques autres protéines contenues dans la Matrice Extra-Cellulaire (MEC). Brièvement, la masse sèche du tendon est constituée à environ 86% de collagène (dont environ 95% de type I), qui sont principalement responsables des propriétés en traction du tendon. Les protéoglycanes ont un

rôle important dans la retenue de l'eau à l'intérieur du tendon, et donc dans leur comportement en compression. Les tendons sont également composés d'élastine, de glycoprotéines, de quelques autres composants inorganiques (minéraux) et de cellules fibroblastiques parfois appelées tenocytes et tenoblastes suivant leur fonction. Pour une description complète du rôle de cette MEC dans la fonction physiologique du tendon, le lecteur intéressé pourra se référer à des revues de littérature antérieures (Benjamin et al., 2008; Kjær, 2004; Wang, 2006).

2.1.3 Structure : Le tendon est une structure hiérarchisée, dont les différentes échelles s'étendent de la dizaine de millimètre (le tendon) à quelques nanomètres (la molécule de collagène). Cette structure est schématisée ci-dessous (Figure 1): le tendon (enveloppé dans une membrane appelée péri-tendon, jouant un rôle notamment tribologique) est divisé en plusieurs faisceaux enveloppés dans des membranes vascularisées appelées endotendon. Ces faisceaux, dits tertiaires, sont eux-mêmes divisés en plusieurs faisceaux dits secondaires, eux-mêmes constitués de faisceaux primaires. Ce dernier stade de faisceaux (à l'échelle de quelques dizaines de microns) est constitué de fibres de collagènes alignées qui possèdent une allure fortement ondulée (Franchi et al., 2007). Ces fibres sont constituées de microfibrilles, elles-mêmes formées de la molécule de collagène qui possède une structure en triple hélice. Cette hiérarchie multiéchelle rend l'interprétation du comportement mécanique du tendon délicate, tant l'implication de chacune des échelles et leurs interactions est complexe à comprendre et à isoler.

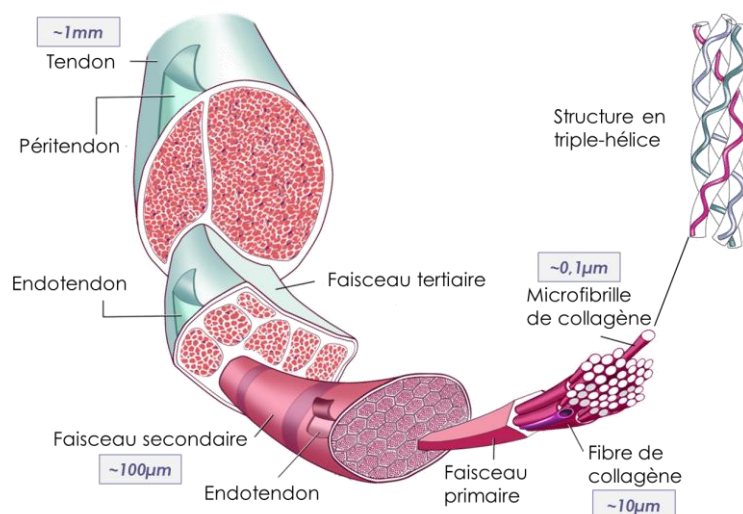


Figure 1. Structure hiérarchique du tendon, s'étendant de l'échelle nanométrique (molécule de collagène) à l'échelle du centimètre (tendon).

La structure du tendon est évidemment fortement anisotrope. L'allure ondulée des fibres de collagène est (au moins en partie) responsable de la réponse fortement non-linéaire du tendon en traction, en raison du recrutement progressif de ces fibres. De plus, les fibres de collagènes sont fortement réticulées entre elles, ce qui a un impact important sur le module d'élasticité et la déformation à rupture du tendon.

2.1.4 Comportement adaptatif et guérison : Lors d'une activité appropriée, le tendon adapte ses propriétés mécaniques à travers une augmentation de sa section, une production accrue et un renouvellement plus rapide des fibres de collagène (Wang, 2006). Lors d'une immobilisation en revanche, la désorganisation du réseau de collagène est nettement observable, ainsi que la diminution des propriétés mécaniques du tendon (Wang, 2006). Lors d'une activité inappropriée (efforts trop violents, trop prolongés ou trop répétés), des affections douloureuses du tendon appelées tendinopathies sont fréquentes et accompagnées d'une réaction inflammatoire due à l'apparition de micro-ruptures (Fung et al., 2010). Lorsque le tendon est affecté, sa guérison lorsqu'elle est possible se déroule en trois stades (Woo et al., 1999) : (1) l'inflammation durant les premières 24h, durant laquelle les cellules inflammatoires migrent, « nettoient » le tissu lésé et déposent des facteurs biochimiques encourageant le recrutement de fibroblastes (2) la réparation, pendant quelques semaines, pendant laquelle les fibroblastes produisent la MEC (3) le remodelage, 6 à 10 semaines après la blessure, lors duquel le nombre de cellules et la production de collagène diminue et les liens entre les fibres de collagène augmentent.

2.1.5 Sollicitations physiologiques : L'estimation des sollicitations physiologiques appliquées au tendon durant différentes activités du quotidien ou sportives a fait l'objet de nombreuses études, qui

utilisent notamment les protocoles expérimentaux qui seront décrits en section 3.2. Ces sollicitations sont très importantes pour des tissus composés essentiellement de collagène : ils ont été estimés par exemple à plus de 5000N dans le tendon patellaire durant une extension isométrique du genou (Hansen et al., 2006), à plus de 3000N dans le tendon d'Achilles pendant une flexion plantaire (Kongsgaard et al., 2011; O'Brien et al., 2010). Les tendons sont naturellement sollicités également en fatigue en raison du nombre de chargements quotidiens auxquels ils sont soumis.

2.2 Quelques propriétés mécaniques

Réponse typique en traction : De nombreuses études ont permis de quantifier *in vitro* la réponse mécanique typique du tendon, en utilisant les méthodes expérimentales qui seront décrites en section 3.1. Brièvement, la réponse du tendon en traction est fortement non-linéaire et montre une « courbe en J » (Figure 2) en raison du recrutement progressif des fibres ondulées. A la suite de cette zone de recrutement, une zone linéaire se prolonge jusqu'à l'apparition des premières ruptures microscopiques puis à la rupture macroscopique complète. La plage de déformation physiologique typique est de quelques pourcents, et la déformation à rupture peut atteindre plus de 15%. Bien que des valeurs très différentes de propriétés élastiques aient été obtenues en fonction du tendon considéré, du protocole de mesure adopté et des conditions d'essais, le module élastique typique d'un tendon (correspondant à la zone linéaire de la réponse en traction) se situe entre quelques centaines de MPa (Johnson et al., 1994; Wren et al., 2001) à plus d'un GPa (Maganaris and Paul, 2002). Le tendon est très fortement anisotrope : pour le tendon supra-épineux par exemple, le module élastique peut varier d'un facteur 1000 suivant la direction de l'essai et la partie du tendon testé (Lake et al., 2010). En raison de sa microstructure, il est souvent considéré comme isotrope transverse (Grytz and Meschke, 2009; Maceri et al., 2011) ou orthotrope (Hirokawa and Tsuruno, 2000; Holzapfel et al., 2000).

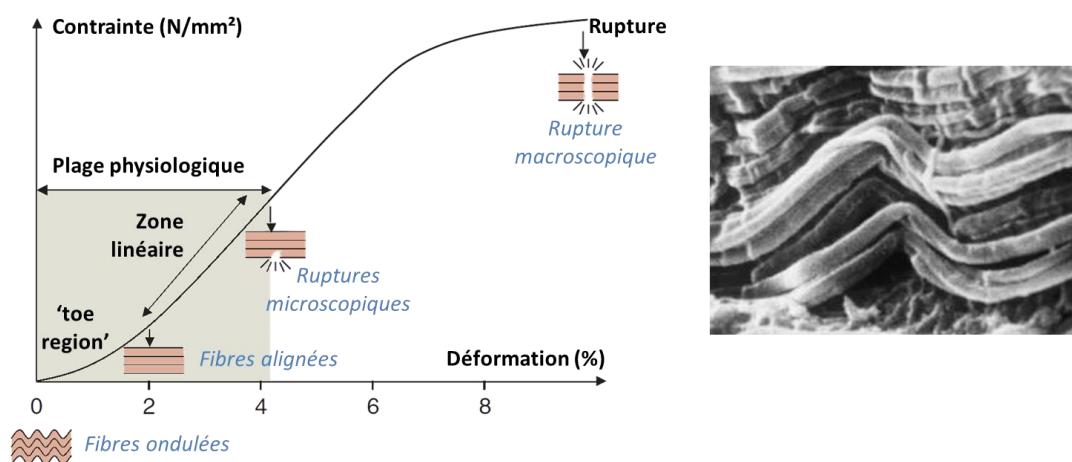


Figure 2. (gauche) Réponse typique du tendon en traction. Adapté de (Wang, 2006) (droite) allure ondulée des fibres de collagène, vue au microscope électronique (Franchi et al., 2007).

2.2.1 Propriétés viscoélastiques : Comme la plupart des tissus biologiques, le tendon est un tissu viscoélastique, ce qui se traduit par du fluage (Hawkins et al., 2009; Pearson et al., 2007), une dépendance au taux de déformation (Pearson et al., 2007; Pioletti and Rakotomanana, 2000; Wren et al., 2001), et de la relaxation de contraintes (Johnson et al., 1994). Ces phénomènes viscoélastiques sont causés à la fois par le glissement entre les fibres de collagène (Gupta et al., 2010) et par la circulation de milieu fluide dans le tendon (Swedberg et al., 2014).

3. CARACTERISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE

On va présenter ci-après les deux types de caractérisation très courantes dans l'évaluation des propriétés du tendon : (1) la caractérisation *in vitro* qui permet des conditions d'essais parfaitement contrôlées, une mesure précise des différentes grandeurs en jeu, et une caractérisation jusqu'à rupture (2) la caractérisation *in vivo*, qui permet de quantifier les sollicitations physiologiques imposées au tendon et ses propriétés mécaniques dans son environnement natif.

3.1 Caractérisation *in vitro*

3.1.1 Préparation des échantillons : La réalisation d'essais mécaniques sur des tissus biologiques nécessite une attention particulière en ce qui concerne le prélèvement, la conservation et la préparation des échantillons avant essai. Notamment, la congélation des échantillons est nécessaire pour la conservation et doit être réalisée rapidement après le prélèvement. Souvent, le prélèvement est réalisé avec un bloc osseux (préservation de l'enthèse) et la jonction musculotendineuse, ce qui facilite la préhension de l'échantillon et permet d'évaluer également les propriétés de ces zones.

3.1.2 Fixation des échantillons : La fixation des échantillons est souvent délicate lorsqu'il s'agit de tissus biologiques, dans la mesure où il est nécessaire d'empêcher le glissement du tissu tout en évitant des compressions trop élevées qui l'endommagent. L'intégration des deux extrémités du tendon dans des blocs de polyméthylméthacrylate (PMMA) est une solution souvent adoptée (Johnson et al., 1994), mais le caractère exothermique de la polymérisation du PMMA peut endommager le tissu. Il est possible alors de n'utiliser cette méthode que pour la partie osseuse, et de fixer la seconde extrémité dans des mors réfrigérés qui utilisent la circulation de nitrogène liquide pour assurer l'interface mors-tissu (Wieloch et al., 2004; Wren et al., 2001). L'un des problèmes réside alors dans la définition de la température de l'essai au sein du tissu. Des alternatives résident dans l'utilisation de mors sinusoïdaux ou en « zig-zag » combinés à du papier de verre (DeFrate et al., 2004) ou de feuilles de cyanoacrylate adhésives pour de petits efforts (Rigozzi et al., 2009).

3.1.3 Conditions d'essai : Lors des essais, comme pendant la préparation des échantillons, il est important de s'assurer que le tissu reste suffisamment hydraté : il est ainsi possible d'asperger le tissu d'eau saline tout le long de l'essai (Wren et al., 2001), ou de réaliser directement l'essai dans un bain d'eau saline (DeFrate et al., 2006; Johnson et al., 1994) ce qui rapproche davantage des conditions physiologiques, notamment en ce qui concerne la circulation de milieu fluide dans l'échantillon. Une « prétension » est appliquée afin de tendre le tissu : la valeur de cette prétension n'est pas sujette à consensus et varie de 1N (Johnson et al., 1994) à 50N (Vergari et al., 2011), ce qui a un effet certain sur la non-linéarité de la réponse en traction. En général, un préconditionnement du tissu est réalisé (e.g 10 cycles à 2% et 0.5Hz suivis de 30 min de repos (Wren et al., 2001)). Aucun consensus n'est fait sur la vitesse d'essai, qui peut varier de 20mm/min (Vergari et al., 2011) à 10mm/s (Wren et al., 2001) dans le cas d'essais à plus haute vitesse. Le tissu étant viscoélastique, la réponse en traction est inévitablement affectée par ce paramètre ce qui rend les comparaisons difficiles entre les études. Il en est de même pour la mesure de la section du tendon nécessaire au calcul des contraintes, qui peut se réaliser au micromètre laser (Johnson et al., 1994), par ultrasons (Wren et al., 2001), par construction d'un moule (Goodship and Birch, 2005) ou plus récemment par un système de scanner rapide qui permet un suivi en temps réel (Vergari et al., 2010). Lors des essais, une attention particulière doit être portée aux grandeurs qui seront utilisées en raison du fait que les échantillons seront sujets à de grandes déformations. Par exemple, les déformations ou contraintes dites « de l'ingénieur » ne pourront pas être confondues avec la contrainte de Cauchy (eulérienne) ou la seconde contrainte de Piola-Kirchoff (lagrangienne) ; dans le cas de l'utilisation de cette seconde contrainte, c'est la déformation de Green-Lagrange qui devra être utilisée. L'utilisation de contraintes et déformations dites « vraies » est également compatible avec le cadre des grandes déformations. De même, la définition d'un « module de Young » peut s'avérer délicate : on parle généralement de module tangent, ou de module d'élasticité, et il est nécessaire de préciser sa définition.

3.1.4 Mesure des déformations : La mesure des déformations, qu'elles soient locales ou macroscopiques, constitue un véritable défi associé à la caractérisation mécanique des tendons. Une méthode triviale consiste à réaliser un marquage régulier sur l'échantillon, par exemple à l'hématoxyline de Verhoeff (Johnson et al., 1994), associé à un suivi vidéo. Des alternatives consistent à coller des billes métalliques sur la surface de l'échantillon (Wren et al., 2001), toujours en association avec un suivi vidéo. Une méthode consistant à insérer des billes radioopaques associées à un suivi fluoroscopique a également été proposée (Bey and Derwin, 2012; DeFrate et al., 2006). Toutes ces méthodes permettent d'évaluer la déformation macroscopique au sein du matériau : leur limite principale réside dans le fait qu'une mesure de surface uniquement est obtenue. Une alternative à cette limitation consiste à insérer des aiguilles à travers le tissu (Vergari et al., 2011) en association avec un suivi vidéo. Il a de plus été montré que les déformations sont loin d'être homogènes dans tout le tendon, et que la déformation centrale est en général bien inférieure aux déformations des insertions et à la déformation macroscopique avec un facteur 7 sur le calcul du module élastique (DeFrate et al., 2006). La considération d'une seule et unique déformation macroscopique lors d'un essai de traction peut donc mener à des erreurs très importantes sur le calcul des réelles propriétés matérielles du tendon. Des méthodes utilisant la corrélation d'images à partir d'images directes (Rigozzi et al., 2009) ou ultrasonores (Chernak and Thelen, 2012; Chernak

Slane and Thelen, 2014) permettent d'avoir une carte de la répartition des déformations plutôt que des mesures macroscopiques. Cette seconde méthode à base d'ultrasons est également adaptée à la mesure de déformations *in vivo*; cependant, l'hypothèse sous-jacente est que la déformation se trouve dans le plan perpendiculaire au plan de mesure, excluant ainsi les déformations hors-plan. Afin de caractériser davantage la répartition des déformations à une échelle beaucoup plus locale, différents protocoles ont été envisagés : ils consistent notamment à utiliser un marquage des noyaux cellulaires puis l'imagerie confocale associée à des méthodes de corrélation d'images 2D (Screen et al., 2004) ou 3D (Khodabakhshi et al., 2013) pour établir des cartes de déformations microscopiques du tendon. Un tracé puis un suivi d'une grille obtenue par photoblanchiment a également été proposé (Cheng and Screen, 2007): tous ces protocoles permettent une mesure locale mais sont réalisés sous microscope et sont donc peu adaptés à des essais sur de gros échantillons ; de plus, la fenêtre de mesure est inévitablement réduite en comparaison aux méthodes précédentes. Ils ont cependant permis de mettre en valeur le fait que les déformations locales des fibres de collagène étaient très inférieures aux déformations macroscopique, et donc permis de corroborer l'hypothèse d'une déformation causée en grande partie par le glissement entre les fibres.

3.2 Caractérisation *in vivo*

3.2.1 Mesure directe à l'aide de jauges : L'une des solutions les plus triviales pour mesurer des déformations ou des efforts *in vivo* est l'implantation directe de capteurs au sein du tissu concerné. Les principaux types de jauges implantables ont déjà fait l'objet de plusieurs synthèses et comparaisons (Bey and Derwin, 2012; Fleming and Beynon, 2004; Ravary et al., 2004). L'insertion de jauges est nécessairement invasive : elle pose donc le problème de l'impact de la chirurgie sur les valeurs mesurées, sur la recherche de volontaires humains, ou sur la validité de certains modèles animaux. Il est nécessaire, pour minimiser l'impact du capteur sur le comportement du tissu, que celui-ci soit suffisamment déformable. Ces méthodes nécessitent une insertion par incision, aiguille ou arthroscopie suivant le type de capteurs, ainsi qu'une calibration préalable si possible *in situ* : ceci est rendu possible dans le cas d'essais sur modèles animaux, dont les tissus peuvent être prélevés après la mesure *in vivo* puis soumis à des sollicitations connues. Ces mesures peuvent être éventuellement couplées à des mesures d'activité musculaire via l'électromyographie (EMG), des mesures de réactions au sol via des plateformes d'efforts ou des mesures cinématiques via l'ajout de marqueurs associés à un suivi vidéo. En plus du caractère invasif de l'insertion de capteurs, ceux-ci peuvent changer la géométrie ou la tension des tissus, et la mesure est nécessairement à caractère local et donc non représentative du tissu en entier.

3.2.2 Mesures ultrasonores : Pour compenser les limites ci-dessus, les mesures utilisant l'échographie (et donc la propagation d'ultrasons dans les tissus) connaissent un succès croissant dans la mesure des déformations *in vivo* dans les tendons. En effet, certains repères anatomiques comme les insertions osseuses et la jonction musculotendineuse sont visibles par échographie, et un calcul de déformation peut être fait en observant l'évolution de ces repères lors de différents mouvements (Korstanje et al., 2010; O'Brien et al., 2010). Les avantages de cette méthode sont l'absence de chirurgie et de nocivité, le coût, et la possibilité d'effectuer des acquisitions dynamiques. Sa principale limitation réside dans son caractère bidimensionnel, dans un plan normal à l'appareillage : son utilisation est donc limitée à certains tendons, et à l'évaluation de déformations planes. Des algorithmes à base de corrélation d'images visant à automatiser le calcul de déformation à partir d'images ultrasonores sont développés et permettent d'augmenter le potentiel de telles méthodes (Korstanje et al., 2010). De plus, en associant ces mesures à une quantification des efforts dans les tendons à partir des mesures des moments générés au niveau des articulations, il est possible de remonter à des valeurs *in vivo* des rigidités puis des modules élastiques des tendons (Hansen et al., 2006; Hawkins et al., 2009; Kongsgaard et al., 2011; Maganaris and Paul, 2002; O'Brien et al., 2010). L'erreur sur ces mesures est inférieure à 10% (Hansen et al., 2006; Kongsgaard et al., 2011) et a permis de quantifier par exemple l'effet du sexe (O'Brien et al., 2010) ou de l'échauffement (Hawkins et al., 2009) sur les propriétés des tendons. Les limites principales de cette méthode résident dans les erreurs de mesure inhérentes à l'évaluation des efforts dans les tendons, ainsi qu'à la détermination de leur longueur et leur section à partir des images ultrasonores.

3.2.3 Autres types de mesures indirectes : D'autres types de mesure des sollicitations *in vivo* dans le tendon sont fréquemment proposées : on pourra notamment citer l'insertion de marqueurs implantés (e.g. des billes de tantale (Schepull et al., 2007) ou des fils de suture radioopakes (Baring et al., 2011)) associée à un suivi radiographique. Dans le cas d'essais sur un petit modèle animal, il est également possible de stimuler directement des tendons accessibles à l'aide d'un appareillage extérieur, et de visualiser des déformations via une incision et les méthodes présentées en section

3.1.4 (Fung et al., 2010): cette méthode est cependant très invasive et limitée à quelques tendons faciles d'accès. Enfin, le principe de l'élastographie à base d'imagerie ultrasons fait l'objet d'intenses recherches en biomécanique (notamment dans la recherche de tumeurs où elle est déjà appliquée cliniquement), et peut également s'adapter au cas du tendon. L'élastographie par propagation d'ondes de cisaillement, qui consiste à mesurer la vitesse de propagation de ces ondes via des images échographiques à haute fréquence, permet une mesure directe des modules de cisaillement *in vivo*. Son application au tendon est en développement, mais elle s'est déjà montrée prometteuse dans la détection de pathologies affectant la rigidité du tendon (Chen et al., 2013).

4. MODELISATION DU COMPORTEMENT MECANIQUE

La modélisation du comportement mécanique des tendons est utile pour plusieurs raisons: elle permet notamment de comprendre les mécanismes de blessure et de guérison, de détecter et suivre des pathologies, de concevoir de nouveaux biosubstituts, ou de modéliser des articulations complètes pour d'autres applications (prothèses, ergonomie, transport...). De plus, d'un point de vue purement fondamental, cette modélisation constitue un vrai défi scientifique dans la mesure où le tissu tendineux est non-linéaire, anisotrope, biphasique, multitéchelle, et travaille dans un contexte de grandes transformations. On va séparer ci-dessous deux types d'approches: l'approche micro-structurale, qui consiste à modéliser le comportement macroscopique du tissu à partir de sa structure microscopique et des propriétés de ces éléments constitutifs, et l'approche phénoménologique, qui consiste à obtenir une loi de comportement reproduisant le comportement du tendon sans nécessairement relier les paramètres du modèles à des paramètres microstructuraux, mais qui sont généralement largement plus efficace numériquement. Pour ce second type de modèle, nous allons dans la section suivante faire quelques rappels concernant les lois de comportement en grandes transformations et ainsi introduire les notations qui seront utilisées dans toute cette section.

4.1 Rappels : lois de comportement en grandes transformations

Les lois de la thermodynamique, via l'inégalité de Clausius-Duhem, impliquent que dans le cadre de l'élasticité (sans dissipation) l'égalité suivante soit vérifiée :

$$\mathbf{S} = \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{E}} = 2 \frac{\partial \psi}{\partial \mathbf{C}} \quad (1)$$

où $\mathbf{S}, \mathbf{E}, \mathbf{C}$ désignent respectivement le second tenseur de Piola-Kirchoff, le tenseur des déformations de Green-Lagrange et le tenseur des dilatations de Cauchy, et ψ est un potentiel thermodynamique (nul lors d'une transformation de corps rigide) d'où dérive la loi de comportement du matériau. Dans le cas où le matériau est isotrope, on peut chercher à exprimer ce potentiel en fonction des invariants de \mathbf{C} notés I_1, I_2, I_3 ou en fonction des trois dilatations principales $\lambda_I, \lambda_{II}, \lambda_{III}$ dont les carrés sont les valeurs propres de \mathbf{C} . La loi de comportement hyperélastique isotrope générale s'exprime alors

$$\mathbf{S} = 2 \left(\left(\frac{\partial \psi}{\partial I_1} + I_1 \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right) \mathbf{I} - \mathbf{C} \frac{\partial \psi}{\partial I_2} + I_3 \frac{\partial \psi}{\partial I_3} \mathbf{C}^{-1} \right) \quad \text{ou encore} \quad S_A = \frac{1}{\lambda_A} \frac{\partial \psi}{\partial \lambda_A}, A \in [I, II, III] \quad (2)$$

Dans le cas où le matériau est incompressible, le troisième invariant I_3 est nécessairement unitaire. Dans le cas où le milieu n'est pas isotrope, on introduit en général des pseudo-invariants construits à partir de la direction des fibres dans la configuration initiale.

4.2 Quelques modèles phénoménologiques

4.2.1 Modèles quasi-statique : Bien qu'il ait été proposé il y a plus de 40 ans, le modèle de Veronda-Westmann (Veronda and Westmann, 1970) continue à être largement utilisé en biomécanique pour les tissus conjonctifs, et donc pour le tendon également. C'est un modèle isotrope, exprimé en général en fonction des dilatations principales, en faisant l'hypothèse que les carrés des déformations transverses λ_{II}^2 et λ_{III}^2 sont égaux est valent tous les deux $\lambda_{II} \lambda_{III}$. Dans ce cas pour une traction uniaxiale on a la relation :

$$S_I = 2 \left(1 - \frac{\lambda_{II} \lambda_{III}}{\lambda_I^2} \right) \left(\frac{\partial \psi}{\partial I_1} + \lambda_{II} \lambda_{III} \frac{\partial \psi}{\partial I_2} \right) \quad (3)$$

Dans ce modèle, le potentiel de déformation est exprimé sous forme exponentielle en se basant sur des constatations expérimentales :

$$\psi = c_1 \left(e^{\beta(I_1 - 3)} - 1 \right) + c_2 (I_2 - 3) + g(I_3) \quad (4)$$

où c_1, β, c_2 sont des paramètres du matériau et où la fonction $g(I_3)$ se déduit de la condition de normalisation de ψ . Ce modèle a permis de représenter le comportement de la peau de manière satisfaisante : il est cependant isotrope, contrairement au tendon.

Holzappel a proposé initialement pour les artères (Holzapfel et al., 2000) un modèle orthotrope à deux familles de fibres, dans lequel le potentiel ψ est décomposé en une partie volumique $U(J)$ et une partie isochore qui s'exprime :

$$\bar{\psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}) = \bar{\psi}_{iso}(\bar{\mathbf{C}}) + \bar{\psi}_{aniso}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}) \quad \text{avec } \bar{\mathbf{C}} = J^{-2/3} \mathbf{C} \quad (5)$$

où $\mathbf{a}_{01}, \mathbf{a}_{02}$ désignent les directions initiales des deux familles de fibres et J désigne le jacobien de la transformation. Dans le cas du tendon (où il est possible de ne considérer qu'une famille de fibres) et en introduisant un pseudo-invariant relié à la dilatation dans la direction des fibres, ce potentiel peut s'écrire finalement :

$$\bar{\psi}(\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_1, \mathbf{A}_2) = \bar{\psi}_{iso}(\bar{I}_1) + \bar{\psi}_{aniso}(\bar{I}_4) \quad \text{avec} \quad \begin{cases} \bar{\psi}_{iso}(\bar{I}_1) = \frac{c}{2}(\bar{I}_1 - 3) \\ \bar{\psi}_{aniso}(\bar{I}_4) = \frac{k_1}{2k_1} \left(e^{k_2(\bar{I}_4 - 1)^2} - 1 \right) \end{cases} \quad (6)$$

où c, k_1, k_2 sont des paramètres du matériau.

En faisant cette même hypothèse de deux familles de fibres, un autre modèle (Hirokawa and Tsuruno, 2000) propose une décomposition du potentiel ψ en une partie due à la MEC, et en deux parties dues aux dilatations dans la direction des fibres, ces potentiels étant pondérés par la proportion de chacun des composants dans le tissu :

$$\psi(\mathbf{C}) = v_m \psi_m(\mathbf{C}) + v_a \psi_{fa}(\lambda_a) + v_b \psi_{fb}(\lambda_b) \quad \text{avec } v_m + v_a + v_b = 1 \quad (7)$$

Dans ce modèle, la matrice est considérée incompressible et suit un modèle de Mooney-Rivlin, et les fibres montrent un comportement bi-linéaire caractérisé par un seuil de tension ε_s . Afin de « lisser » la transition entre fibres tendues et détendues, 3 familles de fibres possédant des seuils de tensions différents ont été considérées. Ces fibres sont supposées en petites déformations et suivent la loi :

$$\sigma = \begin{cases} k_s \varepsilon & 0 \leq \varepsilon \leq \varepsilon_s \\ K_e (\varepsilon - \varepsilon_s) + k_s \varepsilon & \varepsilon_s \leq \varepsilon \end{cases} \quad (8)$$

Ces deux modèles orthotropes ont fait l'objet d'implantations numériques dans des codes utilisant la méthode des éléments finis, et permettent de reproduire le comportement non-linéaire du tendon. Cependant, comme dans tous les modèles phénoménologiques, la question de l'identification des paramètres et des essais correspondants reste difficile à résoudre.

4.2.2 Modèles viscoélastiques : Un modèle viscoélastique tridimensionnel adapté aux milieux biologiques a été proposé par Pioletti (Pioletti et al., 1998) et respecte les principes de la thermodynamique. Celui-ci stipule l'existence d'un potentiel visqueux, et l'inégalité de Clausius-Duhem s'écrit dans ce cas :

$$\mathbf{S} - 2 \frac{\partial \psi^e}{\partial \mathbf{C}} = 2 \frac{\partial \psi^v}{\partial \dot{\mathbf{C}}} \quad \text{avec} \quad \frac{\partial \psi^v}{\partial \dot{\mathbf{C}}} : \dot{\mathbf{C}} \geq 0 \quad (9)$$

Dans ce cas, dix invariants faisant intervenir \mathbf{C} et $\dot{\mathbf{C}}$ ont été formulés puis dérivés pour obtenir la loi de comportement. La partie élastique ψ^e du potentiel peut s'exprimer selon le modèle de Veronda-Westmann ci-dessus, tandis que différents essais ont permis de formuler le potentiel visqueux :

$$\psi^v = \frac{\eta}{4} J_2 (I_1 - 3) \quad \text{avec} \quad J_2 = Tr \dot{\mathbf{C}}^2 \quad (10)$$

où η est un paramètre lié à la viscosité du matériau. Ce modèle a permis avec succès de reproduire la dépendance au taux de déformation de différents ligaments et tendons.

Plus récemment, un modèle phénoménologique permettant de reproduire le fait que le coefficient de Poisson des tendons est très grand et dépendant de la déformation a été proposé, puis implanté numériquement couplé à un modèle biphasique de Homes-Mow (Swedberg et al., 2014). Bien que quasi-statique dans sa formulation, le couplage biphasique a permis de reproduire certaines propriétés viscoélastiques du tendon (relaxation de contraintes) en raison des mouvements de fluides. Dans ce modèle, le milieu est considéré isotrope transverse et le potentiel de déformation est séparé

en une partie due à la MEC considérée comme un milieu néo-Hookéen, une partie due aux fibres qui répond au modèle de Holzapfel ci-dessus, et une partie volumique traduisant la compressibilité du milieu dont le potentiel correspondant s'écrit :

$$\psi_{vol} = \frac{\kappa}{2} \left(\ln \left(\frac{I_5 - I_1 I_4 + I_2}{\lambda^{4(m-\nu_0)} e^{-4m(\lambda-1)}} \right) \right)^2 \quad (11)$$

4.3 Quelques modèles micro-structuraux

Les modèles micro-structuraux visent à utiliser des paramètres physiques mesurables pour formuler la loi de comportement macroscopique du tissu. Ce type de modèles a fait l'objet ces dernières années de nombreuses études, dont on ne citera ici que quelques-unes : notamment, un modèle visant à exprimer explicitement le recrutement progressif des fibres de collagènes a été proposé (Cacho et al., 2007). Dans ce modèle, comme dans certains précédents, le potentiel ψ est décomposé en une partie due à la MEC (considérée comme un solide néo-Hookéen) et une somme de potentiels dus à chacune des fibres, qui sont recrutées progressivement selon une loi de probabilité $\mathcal{P}(T)$ exprimée en fonction d'une description statistique de la géométrie des fibres, où T est une description de l'ondulation des fibres de collagène. La contrainte dans les fibres est non-nulle uniquement dans le cas où la dilatation est supérieure à un seuil correspondant à la tension des fibres et inférieure à un seuil correspondant à la rupture des fibres. Le potentiel total s'écrit alors :

$$\psi = \frac{c}{2}(I_1 - 3) + \int_{T=1}^{\lambda} \psi_f(\lambda, T) \mathcal{P}(T) dT \quad \text{avec} \quad \psi_f = \frac{k}{2}(\lambda - T)^2 \quad (12)$$

où k est un paramètre correspondant à la rigidité des fibres.

D'autres modèles (Grytz and Meschke, 2009; Reese et al., 2010) considèrent explicitement la forme ondulée des fibres de collagène comme élément constitutif du tendon, en les représentant comme des hélicoïdes dont les caractéristiques peuvent être mesurées. Dans un cas (Grytz and Meschke, 2009) un potentiel de déformation correspondant aux fibres peut être formulé à partir de la théorie des poutres ; dans le second cas (Reese et al., 2010), le principe de l'homogénéisation périodique est utilisé pour obtenir numériquement un comportement macroscopique équivalent: ce dernier modèle permet d'identifier directement les paramètres reste néanmoins très coûteux numériquement.

Enfin, un dernier modèle plus complexe (Maceri et al., 2011, 2010) considère l'aspect réellement multiéchelle du tendon en utilisant deux niveaux d'homogénéisation entre la nanoéchelle (molécule), la microéchelle (fibres ondulées) et la macroéchelle (tissu). La modélisation des molécules est décomposée en deux régimes (entropique puis énergétique), séparés par un seuil de déformation propre à la molécule. Les fibres sont quant à elles modélisées comme des poutres dont les propriétés sont issues de l'homogénéisation périodique sur la nanoéchelle. Le tissu est alors considéré comme un milieu isotrope transverse, dont les propriétés élastiques sont égales aux propriétés des fibres ou de la matrice suivant un seuil de déformation correspondant à la tension des fibres. Ce modèle multiéchelle a permis de reproduire de façon très satisfaisante le comportement de différents tendons et ligaments (Maceri et al., 2010), mais comme le précédent, il est numériquement coûteux.

5. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Le tendon est un tissu conjonctif à la composition et à la structure particulièrement complexes, dont le comportement mécanique a fait l'objet de nombreuses études. Une première partie des études évoquées dans le présent article, dont l'application est directement clinique, vise à aider à la détection de pathologies, à comprendre les différents stades de guérison, et l'effet de protocoles de réhabilitation ou de prises de médicaments. Ces études nécessitent le développement de moyens de caractérisation, qui étaient initialement purement *in vitro* et tendent à devenir davantage *in vivo* afin de ne pas isoler le tendon de son environnement physiologique. Une seconde partie de ces études, plus fondamentale, concerne la modélisation du comportement mécanique : d'une part des modèles phénoménologiques de plus en plus complets et numériquement performants permettent l'intégration des tendons dans des modèles articulaires plus complexes, et d'autre part des modèles microstructuraux permettent d'identifier le rôle de chacune des échelles dans le comportement macroscopique du tendon. Etant donnée la complexité du problème, ces modèles sont évidemment encore loin d'intégrer toutes les particularités du tendon (anisotropie, caractère biphasique, viscoélasticité, endommagement, rupture...).

Une problématique non traitée dans le cadre de ce manuscrit, mais qui constitue une véritable alternative aux moyens de réparations du tendon actuels, se situe au niveau de l'ingénierie tissulaire du tendon. Mais si la potentielle application clinique d'une telle approche se situe à plus long terme,

les travaux menés récemment à Nancy par les auteurs du présent document (Laurent et al., 2014a, 2014b, 2012, 2011) laissent présager que l'ingénierie du tendon pourrait donner naissance demain ou après-demain à une nouvelle forme de prise en charge des pathologies liés aux tendons, en fournissant des biosubstituts temporaires dont les propriétés seraient aux plus proches du tissu biologique natif.

REFERENCES

- Baring, T.K.A., Cashman, P.P.M., Reilly, P., Emery, R.J.H., Amis, A.A., 2011. Rotator cuff repair failure in vivo: a radiostereometric measurement study. *J. Shoulder Elbow Surg.* 20, 1194–1199. doi:10.1016/j.jse.2011.04.010
- Benjamin, M., Kaiser, E., Milz, S., 2008. Structure-function relationships in tendons: a review. *J. Anat.* 212, 211–228. doi:10.1111/j.1469-7580.2008.00864.x
- Benjamin, M., Kumai, T., Milz, S., Boszczyk, B.M., Boszczyk, A.A., Ralphs, J.R., 2002. The skeletal attachment of tendons—tendon “entheses.” *Comp. Biochem. Physiol. A. Mol. Integr. Physiol.* 133, 931–945. doi:10.1016/S1095-6433(02)00138-1
- Benjamin, M., Toumi, H., Ralphs, J.R., Bydder, G., Best, T.M., Milz, S., 2006. Where tendons and ligaments meet bone: attachment sites (“entheses”) in relation to exercise and/or mechanical load. *J. Anat.* 208, 471–490. doi:10.1111/j.1469-7580.2006.00540.x
- Bey, M.J., Derwin, K.A., 2012. Measurement of in vivo tendon function. *J. Shoulder Elbow Surg.* 21, 149–157. doi:10.1016/j.jse.2011.10.023
- Cacho, F., Elbischger, P.J., Rodríguez, J.F., Doblaré, M., Holzapfel, G.A., 2007. A constitutive model for fibrous tissues considering collagen fiber crimp. *Int. J. Non-Linear Mech., Special Issue in Honour of Dr Ronald S. Rivlin* 42, 391–402. doi:10.1016/j.ijnonlinmec.2007.02.002
- Cheng, V.W.T., Screen, H.R.C., 2007. The micro-structural strain response of tendon. *J. Mater. Sci.* 42, 8957–8965. doi:10.1007/s10853-007-1653-3
- Chen, X.-M., Cui, L.-G., He, P., Shen, W.-W., Qian, Y.-J., Wang, J.-R., 2013. Shear Wave Elastographic Characterization of Normal and Torn Achilles Tendons A Pilot Study. *J. Ultrasound Med.* 32, 449–455.
- Chernak, L.A., Thelen, D.G., 2012. Tendon motion and strain patterns evaluated with two-dimensional ultrasound elastography. *J. Biomech.* 45, 2618–2623. doi:10.1016/j.jbiomech.2012.08.001
- Chernak Slane, L., Thelen, D.G., 2014. The use of 2D ultrasound elastography for measuring tendon motion and strain. *J. Biomech.* 47, 750–754. doi:10.1016/j.jbiomech.2013.11.023
- Crevier-Denoix, N., Ravary-Plumioën, B., Evrard, D., Pourcelot, P., 2009. Reproducibility of a non-invasive ultrasonic technique of tendon force measurement, determined in vitro in equine superficial digital flexor tendons. *J. Biomech.* 42, 2210–2213. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.06.005
- DeFrate, L.E., van der Ven, A., Boyer, P.J., Gill, T.J., Li, G., 2006. The measurement of the variation in the surface strains of Achilles tendon grafts using imaging techniques. *J. Biomech.* 39, 399–405. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.12.021
- DeFrate, L.E., Ven, A. van der, Gill, T.J., Li, G., 2004. The Effect of Length on the Structural Properties of an Achilles Tendon Graft as Used in Posterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Am. J. Sports Med.* 32, 993–997. doi:10.1177/0363546503261739
- Fleming, B.C., Beynon, B.D., 2004. In Vivo Measurement of Ligament/Tendon Strains and Forces: A Review. *Ann. Biomed. Eng.* 32, 318–328. doi:10.1023/B:ABME.0000017542.75080.86
- Franchi, M., Fini, M., Quaranta, M., De Pasquale, V., Raspanti, M., Giavaresi, G., Ottani, V., Ruggeri, A., 2007. Crimp morphology in relaxed and stretched rat Achilles tendon. *J. Anat.* 210, 1–7. doi:10.1111/j.1469-7580.2006.00666.x
- Fung, D.T., Wang, V.M., Andarawis-Puri, N., Basta-Pljakic, J., Li, Y., Laudier, D.M., Sun, H.B., Jepsen, K.J., Schaffler, M.B., Flatow, E.L., 2010. Early response to tendon fatigue damage accumulation in a novel in vivo model. *J. Biomech.* 43, 274–279. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.039
- Goodship, A.E., Birch, H.L., 2005. Cross sectional area measurement of tendon and ligament in vitro: a simple, rapid, non-destructive technique. *J. Biomech.* 38, 605–608. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.05.003
- Grytz, R., Meschke, G., 2009. Constitutive modeling of crimped collagen fibrils in soft tissues. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 2, 522–533. doi:10.1016/j.jmbbm.2008.12.009

- Gupta, H.S., Seto, J., Krauss, S., Boesecke, P., Screen, H.R.C., 2010. In situ multi-level analysis of viscoelastic deformation mechanisms in tendon collagen. *J. Struct. Biol.* 169, 183–191. doi:10.1016/j.jsb.2009.10.002
- Hansen, P., Bojsen-Moller, J., Aagaard, P., Kjaer, M., Magnusson, S.P., 2006. Mechanical properties of the human patellar tendon, in vivo. *Clin. Biomech.* 21, 54–58. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.07.008
- Hawkins, D., Lum, C., Gaydos, D., Dunning, R., 2009. Dynamic creep and pre-conditioning of the Achilles tendon in-vivo. *J. Biomech.* 42, 2813–2817. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.08.023
- Hirokawa, S., Tsuruno, R., 2000. Three-dimensional deformation and stress distribution in an analytical/computational model of the anterior cruciate ligament. *J. Biomech.* 33, 1069–1077. doi:10.1016/S0021-9290(00)00073-7
- Holzzapfel, G.A., Gasser, T.C., Ogden, R.W., 2000. A New Constitutive Framework for Arterial Wall Mechanics and a Comparative Study of Material Models. *J. Elast. Phys. Sci. Solids* 61, 1–48. doi:10.1023/A:1010835316564
- Johnson, G.A., Tramaglino, D.M., Levine, R.E., Ohno, K., Choi, N.-Y., L-Y. Woo, S., 1994. Tensile and viscoelastic properties of human patellar tendon. *J. Orthop. Res.* 12, 796–803. doi:10.1002/jor.1100120607
- Khodabakhshi, G., Walker, D., Scutt, A., Way, L., Cowie, R. m., Hose, D. r., 2013. Measuring three-dimensional strain distribution in tendon. *J. Microsc.* 249, 195–205. doi:10.1111/jmi.12009
- Kjær, M., 2004. Role of Extracellular Matrix in Adaptation of Tendon and Skeletal Muscle to Mechanical Loading. *Physiol. Rev.* 84, 649–698. doi:10.1152/physrev.00031.2003
- Klauser, A.S., Faschingbauer, R., Jaschke, W.R., 2010. Is sonoelastography of value in assessing tendons? *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 14, 323–333. doi:10.1055/s-0030-1254521
- Kongsgaard, M., Nielsen, C.H., Hegnsvad, S., Aagaard, P., Magnusson, S.P., 2011. Mechanical properties of the human Achilles tendon, in vivo. *Clin. Biomech.* 26, 772–777. doi:10.1016/j.clinbiomech.2011.02.011
- Korstanje, J.-W.H., Selles, R.W., Stam, H.J., Hovius, S.E.R., Bosch, J.G., 2010. Development and validation of ultrasound speckle tracking to quantify tendon displacement. *J. Biomech.* 43, 1373–1379. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.001
- Lake, S.P., Miller, K.S., Elliott, D.M., Soslowky, L.J., 2010. Tensile properties and fiber alignment of human supraspinatus tendon in the transverse direction demonstrate inhomogeneity, nonlinearity, and regional isotropy. *J. Biomech.* 43, 727–732. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.10.017
- Laurent, C.P., Durville, D., Mainard, D., Ganghoffer, J.-F., Rahouadj, R., 2012. A multilayer braided scaffold for Anterior Cruciate Ligament: Mechanical modeling at the fiber scale. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 12, 184–196. doi:10.1016/j.jmbbm.2012.03.005
- Laurent, C.P., Ganghoffer, J.-F., Babin, J., Six, J.-L., Wang, X., Rahouadj, R., 2011. Morphological characterization of a novel scaffold for anterior cruciate ligament tissue engineering. *J. Biomech. Eng.* 133, 065001.
- Laurent, C.P., Latil, P., Durville, D., Rahouadj, R., Geindreau, C., Orgéas, L., Ganghoffer, J.-F., 2014a. Mechanical behaviour of a fibrous scaffold for ligament tissue engineering: Finite elements analysis vs. X-ray tomography imaging. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* 40, 222–233. doi:10.1016/j.jmbbm.2014.09.003
- Laurent, C.P., Vaquette, C., Martin, C., Guedon, E., Wu, X., Delconte, A., Dumas, D., Hupont, S., Isla, N.D., Rahouadj, R., Wang, X., 2014b. Towards a Tissue-Engineered Ligament: Design and Preliminary Evaluation of a Dedicated Multi-Chamber Tension-Torsion Bioreactor. *Processes* 2, 167–179. doi:10.3390/pr2010167
- Maceri, F., Marino, M., Vairo, G., 2011. An insight on multiscale tendon modeling in muscle-tendon integrated behavior. *Biomech. Model. Mechanobiol.* 11, 505–517. doi:10.1007/s10237-011-0329-8
- Maceri, F., Marino, M., Vairo, G., 2010. A unified multiscale mechanical model for soft collagenous tissues with regular fiber arrangement. *J. Biomech.* 43, 355–363. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.07.040
- Maganaris, C.N., Paul, J.P., 2002. Tensile properties of the in vivo human gastrocnemius tendon. *J. Biomech.* 35, 1639–1646. doi:10.1016/S0021-9290(02)00240-3
- O'Brien, T.D., Reeves, N.D., Baltzopoulos, V., Jones, D.A., Maganaris, C.N., 2010. Mechanical properties of the patellar tendon in adults and children. *J. Biomech.* 43, 1190–1195. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.028

- Pearson, S.J., Burgess, K., Onambele, G.N.L., 2007. Creep and the in vivo assessment of human patellar tendon mechanical properties. *Clin. Biomech.* 22, 712–717. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.02.006
- Pioletti, D.P., Rakotomanana, L.R., 2000. On the independence of time and strain effects in the stress relaxation of ligaments and tendons. *J. Biomech.* 33, 1729–1732. doi:10.1016/S0021-9290(00)00128-7
- Pioletti, D.P., Rakotomanana, L.R., Benvenuti, J.-F., Leyvraz, P.-F., 1998. Viscoelastic constitutive law in large deformations: application to human knee ligaments and tendons. *J. Biomech.* 31, 753–757. doi:10.1016/S0021-9290(98)00077-3
- Pourcelot, P., Defontaine, M., Ravary, B., Lemâtre, M., Crevier-Denoix, N., 2005. A non-invasive method of tendon force measurement. *J. Biomech.* 38, 2124–2129. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.09.012
- Ravary, B., Pourcelot, P., Bortolussi, C., Konieczka, S., Crevier-Denoix, N., 2004. Strain and force transducers used in human and veterinary tendon and ligament biomechanical studies. *Clin. Biomech.* 19, 433–447. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.01.008
- Reese, S.P., Maas, S.A., Weiss, J.A., 2010. Micromechanical models of helical superstructures in ligament and tendon fibers predict large Poisson's ratios. *J. Biomech.* 43, 1394–1400. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.01.004
- Rigozzi, S., Müller, R., Snedeker, J.G., 2009. Local strain measurement reveals a varied regional dependence of tensile tendon mechanics on glycosaminoglycan content. *J. Biomech.* 42, 1547–1552. doi:10.1016/j.jbiomech.2009.03.031
- Schepull, T., Kvist, J., Andersson, C., Aspenberg, P., 2007. Mechanical properties during healing of Achilles tendon ruptures to predict final outcome: A pilot Roentgen stereophotogrammetric analysis in 10 patients. *BMC Musculoskelet. Disord.* 8, 116. doi:10.1186/1471-2474-8-116
- Screen, H.R.C., Bader, D.L., Lee, D.A., Shelton, J.C., 2004. Local Strain Measurement within Tendon. *Strain* 40, 157–163. doi:10.1111/j.1475-1305.2004.00164.x
- Swedberg, A.M., Reese, S.P., Maas, S.A., Ellis, B.J., Weiss, J.A., 2014. Continuum description of the Poisson's ratio of ligament and tendon under finite deformation. *J. Biomech.* 47, 3201–3209. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.05.011
- Thomopoulos, S., Williams, G.R., Gimbel, J.A., Favata, M., Soslowsky, L.J., 2003. Variation of biomechanical, structural, and compositional properties along the tendon to bone insertion site. *J. Orthop. Res.* 21, 413–419. doi:10.1016/S0736-0266(03)0057-3
- Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Gerard, G., Laugier, P., Mitton, D., Crevier-Denoix, N., 2011. True stress and Poisson's ratio of tendons during loading. *J. Biomech.* 44, 719–724. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.10.038
- Vergari, C., Pourcelot, P., Holden, L., Ravary-Plumioën, B., Laugier, P., Mitton, D., Crevier-Denoix, N., 2010. A linear laser scanner to measure cross-sectional shape and area of biological specimens during mechanical testing. *J. Biomech. Eng.* 132, 105001. doi:10.1115/1.4002374
- Vergari, C., Ravary-Plumioën, B., Evrard, D., Laugier, P., Mitton, D., Pourcelot, P., Crevier-Denoix, N., 2012. Axial speed of sound is related to tendon's nonlinear elasticity. *J. Biomech.* 45, 263–268. doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.032
- Veronda, D.R., Westmann, R.A., 1970. Mechanical characterization of skin—Finite deformations. *J. Biomech.* 3, 111–124. doi:10.1016/0021-9290(70)90055-2
- Wang, J.H.-C., 2006. Mechanobiology of tendon. *J. Biomech.* 39, 1563–1582. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.05.011
- Wieloch, P., Buchmann, G., Roth, W., Rickert, M., 2004. A cryo-jaw designed for in vitro tensile testing of the healing Achilles tendons in rats. *J. Biomech.* 37, 1719–1722. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.01.027
- Woo, S.L., Hildebrand, K., Watanabe, N., Fenwick, J.A., Papageorgiou, C.D., Wang, J.H., 1999. Tissue engineering of ligament and tendon healing. *Clin. Orthop.* S312–323.
- Wren, T.A.L., Yerby, S.A., Beaupré, G.S., Carter, D.R., 2001. Mechanical properties of the human achilles tendon. *Clin. Biomech.* 16, 245–251. doi:10.1016/S0268-0033(00)00089-9