

Caractérisation mécanique d'un tissu mou : le muscle passif

Culture Sciences
de l'Ingénieur

Thomas LAVIGNE - Bastien SAUTY
Sébastien LAPORTE

Édité le
21/03/2022

école
normale
supérieure
paris-saclay

Cette ressource est issue d'un travail personnel de Thomas Lavigne et Bastien Sauty (École normale supérieure Paris-Saclay, Génie Mécanique), étudiants en ingénierie biomécanique travaillant sur la modélisation multiphysique des tissus, respectivement des anévrismes aortiques et des escarres, avec la relecture de Sébastien Laporte, directeur de l'Institut de Biomécanique Humaine George Charpak à Paris (IBHGC).

Cette ressource a pour but de présenter la démarche scientifique en biomécanique de la modélisation d'un tissu mou, le muscle, à l'échelle macroscopique soumis à un chargement externe (traction/compression). Elle a été pensée pour s'articuler avec l'article « *Introduction à la biomécanique* » [26] qui présente quelques points importants de cette discipline. La présente ressource repose sur les travaux de recherches effectués lors de notre master de recherche en biomécanique (École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers & IBHGC) ainsi que nos stages de master 1, master 2 et année de recherche pré-doctorale à l'étranger menés dans les laboratoires suivant : IBHGC (France), Legato Team (Luxembourg), DICII (Italie).

1 – Introduction

Le corps humain est un système complexe, autorisant la génération de nombreux mouvements, et dont l'appareil locomoteur se compose de 750 muscles, 206 os et environ 400 articulations. Les muscles à eux seuls représentent près de 30% à 40% du poids du corps [1] et leurs géométries et tailles varient suivant leur localisation et leur rôle (les muscles assurent le mouvement, le maintien de la stature - muscle squelettiques - ainsi que certaines fonctions vitales - cœur, muscles lisses). Au centre de la plupart des actions, du maintien en position, de la mise en mouvement ou encore de la réalisation des fonctions végétatives, il est nécessaire de savoir modéliser le comportement des muscles lorsque l'on s'intéresse à la modélisation du corps humain. De tels modèles ont des applications cliniques (prévention des escarres...) mais aussi industrielles (mannequins reproduisant le comportement humain lors de crash tests...). Cependant, en « biomécanique », la partie « bio » est souvent plus compliquée que la partie « mécanique ». Modéliser un comportement purement mécanique du muscle basé sur la théorie de la mécanique des milieux continus est maîtrisé mais collecter des données d'entrée pertinentes et des données de validation « bio » est extrêmement difficile, voire allant à l'encontre de l'éthique. Dès lors, dans le cas de la prévention des escarres par exemple, il est très difficile de pouvoir proposer des marqueurs d'endommagement pertinent.

Les muscles fournissent deux types d'efforts : due à l'élasticité de sa paroi, la déformation du muscle génère un effort de réaction lorsque soumis à un effort extérieur (le poids du corps par exemple), on parle alors de comportement passif (maintien de la stature, réaction lors d'impacts, créations d'escarres...); lorsque le tissu est neurologiquement activé, il génère un effort de contraction supplémentaire, on parle alors de comportement actif (mouvement du corps, contraction isométrique...). Afin de les modéliser au mieux, plusieurs modèles matériau ont été proposés dans la littérature. Se basant sur des essais expérimentaux généralement réalisés *ex vivo*, où, face à la complexité de mesurer les facteurs de déclenchement des stimuli électriques de contraction active, les modèles proposés ici correspondent uniquement à la contribution passive de l'effort musculaire.

Puisque assurant la fonction de maintien extra-squelettique et des organes, le muscle est qualifié de tissu « mou ». Comme présenté Figure 1, le muscle est également l'un des tissus les plus « mous » du corps humain (avec un module d'Young de l'ordre de la dizaine de kilo-pascal contre plusieurs méga-pascal à giga-pascal pour les os), aux propriétés mécaniques multiples (section 1.3). De nombreux modèles musculaires *in silico* ont été proposés afin de reproduire le comportement du muscle. Leur cadre d'application et évaluation repose sur des essais d'une part *ex vivo* (comportement uni-axial en traction/compression, bi-axial, multi-axial, en cisaillement) réalisés sur des muscles animaux ou cadavériques humains ; d'autre part sur des essais sur muscle animal *in vivo*. L'essai *in vivo* a pour avantage d'inclure la réaction du métabolisme et de facteurs « bio » avec l'apport en oxygène au muscle par exemple mais contrairement aux essais *ex vivo* ne permet pas d'avoir une connaissance exacte du chargement appliqué à l'échantillon. Afin de modéliser numériquement ces comportements complexes, les modèles s'appuient sur la méthode des éléments finis qui permet de résoudre de manière discrète la mécanique des milieux continus.

Dans notre étude, nous proposerons dans un premier temps une description anatomique du complexe musculo tendineux ainsi que de ses propriétés mécaniques passives. Ensuite nous présenterons les principaux modèles élément finis utilisés et les recherches actuelles qui visent à améliorer la compréhension des phénomènes en jeu. Cependant, suivant l'application voulue, il est parfois plus utile de réaliser un modèle simple, nous présenterons donc finalement les modèles OD de muscles.

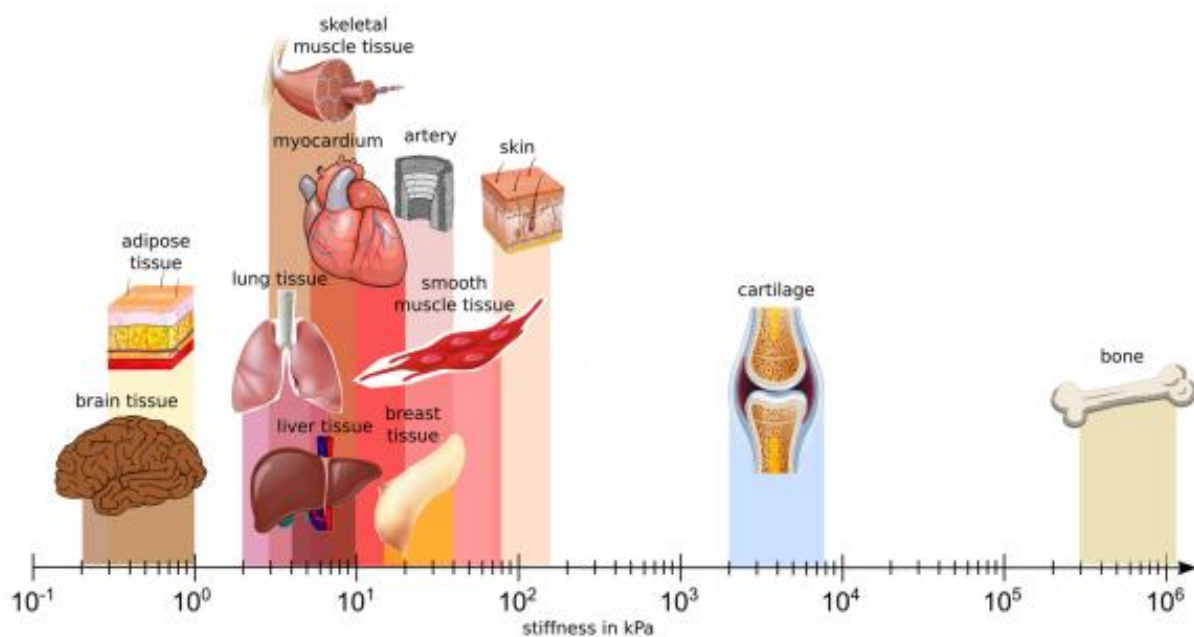


Figure 1 : Les muscles sont classés trois catégories : muscle cardiaque, les muscles lisses (fonctions végétatives) et les muscles squelettiques (maintien de la posture, mouvement). Ils font partie des tissus les plus « mous » du corps humain avant la graisse et le cerveau. [2]

2 – Le complexe musculo-tendineux

Le système locomoteur est souvent décrit comme étant composé des os, muscles et articulations (dictionnaire Larousse). Néanmoins, la dénomination de “muscle” est un abus de langage pour caractériser le complexe musculo-tendineux. Les muscles sont les organes contractiles à l'origine de forces et de mouvements assurant par exemple la stabilisation de la posture ou la régulation du volume des organes. Leurs principales propriétés sont leur contractilité, extensibilité, élasticité et leur excitabilité électrique. Les muscles sont classifiés en trois catégories principales (Figure 1) :

- Les muscles lisses, acteurs notamment des fonctions végétatives ;

- Le muscle cardiaque, pompe du système de circulation sanguine ;
- Les muscles squelettiques, acteurs du mouvement, et activés de manière consciente.

Dans la suite de cette étude nous nous intéressons principalement au muscle strié squelettique, puisqu'il s'agit de la catégorie de muscle la plus étudiée d'un point de vue matériau, en tant qu'acteurs du mouvement ou premier site d'apparition admis des escarres par exemple.

2.1 - Anatomie du muscle squelettique

La géométrie et force du muscle squelettique varient suivant sa position (et par conséquent son rôle) : des muscles superficiels qui sont les plus puissants (acteurs du mouvement) aux muscles profonds (muscles de la stature). Comme présenté Figure 2, le muscle squelettique, parfois dit muscle strié squelettique, est un organe multi-échelle. Usuellement, les muscles squelettiques ont, à l'échelle macroscopique, une forme de fuseau (ensemble de faisceaux musculaires) pouvant se contracter dans une direction donnée. La forme de fuseau est assurée par l'épimysium (membrane externe) qui lie le muscle à l'os par l'intermédiaire des tendons. D'un point de vue microscopique, le muscle se compose d'un assemblage de fibres musculaires dont le diamètre varie de 10 à 100 μm de diamètre et dont la longueur varie entre 100 μm et 30 cm. Cet agencement macroscopique de fibre va donc avoir des propriétés mécaniques différentes suivant l'orientation des fibres et leurs propriétés à l'échelle microscopique.

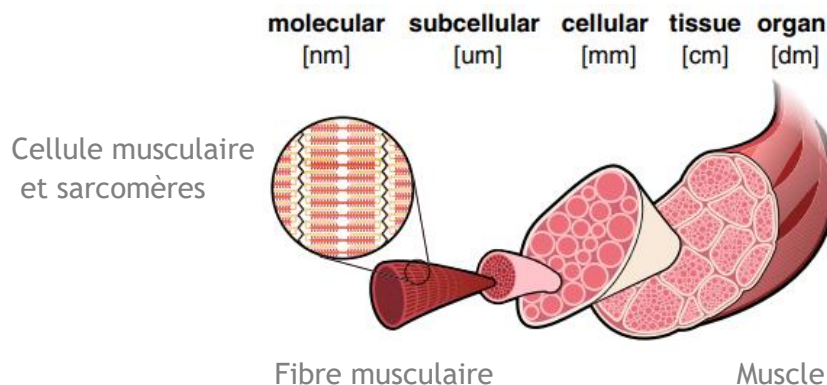


Figure 2 : Représentation multi échelle du muscle, adaptée de [3] : La forme de fuseau macroscopique du muscle est assurée par l'épimysium. À l'échelle microscopique, le muscle est un assemblage de fibres musculaires (composées de sarcomères)

2.2 - Propriétés mécaniques passives : Comportement asymétrique entre tension et compression

Il a été montré que le muscle possède un comportement élastique non-linéaire (Figure 3) souvent modélisé dans la littérature par des modèles de comportements hyper-élastiques. Ainsi, lors d'un chargement physiologique, le tissu musculaire peut subir de très grandes déformations sans pour autant subir de déformation plastique, et donc revenir de sa configuration déformée à sa configuration initiale (lors d'un tel chargement, le muscle reste dans sa zone élastique et respecte l'inégalité de Clausius-Duhem, la seconde loi de la thermo-dynamique). Étant composé jusqu'à 75% de fluide [4], le muscle présente, à l'échelle macroscopique, un comportement quasi-incompressible voire incompressible. Une telle proportion de fluide dans sa composition est à l'origine d'un comportement asymétrique en traction ou en compression (Figure 3 C). En cas de compression confinée, la composante fluide va en effet reprendre en partie le chargement subi alors qu'en traction, la contrainte est essentiellement reprise par les fibres. La structure fibrée du muscle est à l'origine de son anisotropie (Figure 3 A) [5], [6]. Enfin l'effort musculaire est dépendant de la longueur du muscle ainsi que de sa vitesse de contraction (vitesse de chargement) :

il présente un comportement viscoélastique dont l'origine est souvent attribuée à l'interaction entre la fraction fluide et la fraction solide qui le composent (Figure 3 D).

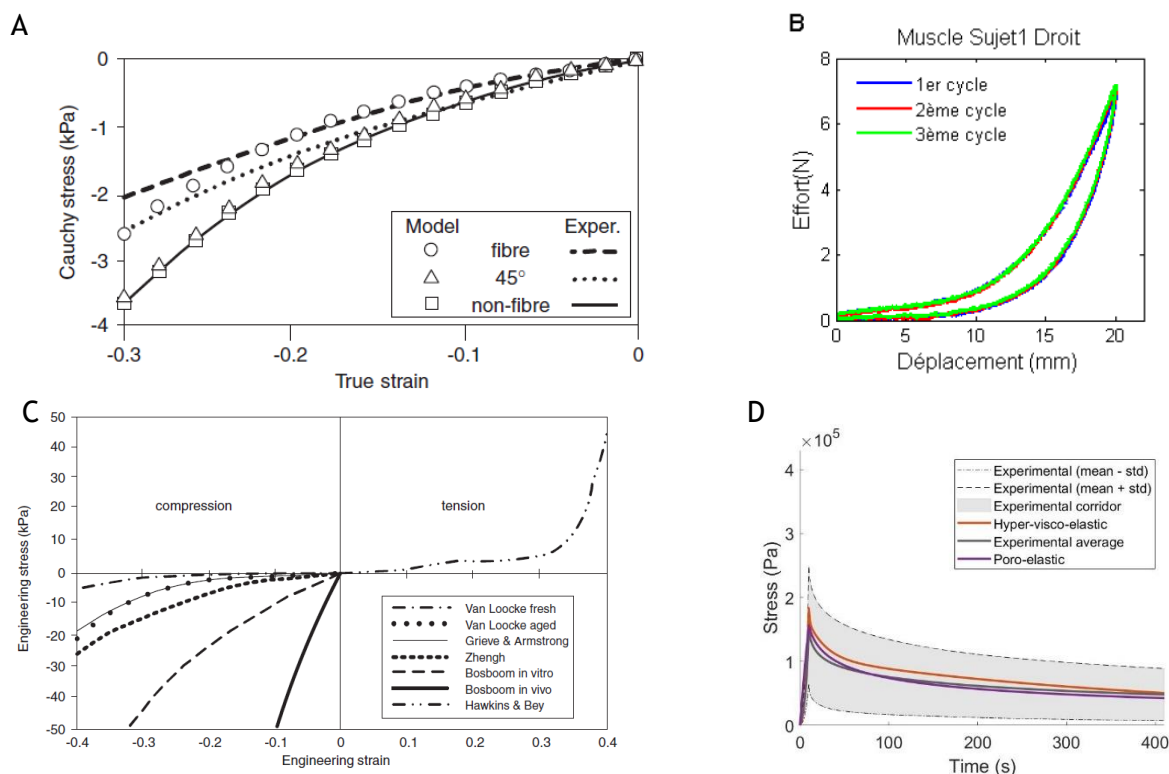


Figure 3 : Réponse non linéaire anisotrope d'un muscle porcine (A), [5] ; Cycle de chargement déchargement hyper-élastique d'un muscle cervical, le sterno-cleidomastoidien (B) [7] ; Asymétrie du comportement traction compression, comparaison aux données de la littérature (C), [5] ; Comportement apparent visqueux d'un muscle porcine ex vivo (D), [8], [9]

3 – Modélisation : tissus mous, approche phénoménologique

Le comportement complexe et multiple du tissu musculaire tel qu'il est présenté ci-dessus fait intervenir de nombreux phénomènes qu'il est difficile de distinguer lors d'essais mécaniques standards. Ainsi les modélisations communes des muscles se basent sur une approche phénoménologique, où les paramètres des modèles mathématiques utilisés n'ont pas forcément de sens physique. Ces modèles permettent de prédire de manière globale le comportement des muscles et leurs paramètres sont déterminés par un procédé d'ajustement à des résultats expérimentaux. De part cette construction, la portée d'un modèle phénoménologique est limitée par la campagne expérimentale utilisée. Néanmoins ces modèles permettent de reproduire une grande variété de comportement et sont donc largement utilisés pour leur relative simplicité.

Cette section a pour objectif de rappeler les bases de l'hyper-élasticité puis de présenter les modèles usuellement utilisés dans la littérature.

3.1 - Grandes déformations : Introduction énergétique

Le modèle d'élasticité linéaire a prouvé son efficacité sous l'hypothèse de déformations inférieures à 5%. Il n'est donc généralement pas considéré dans le cas de la modélisation du muscle (en grande déformation). Afin de préserver la seconde inégalité de la thermodynamique (Clausius Duhem), les études se placent souvent dans le cadre de la théorie des Grandes Déformations. Dans ce cadre, la configuration déformée est différente de celle initiale, et les hypothèses des petites perturbations ne s'appliquent pas. Dans un cadre Lagrangien, il convient de redéfinir les contraintes et déformations par rapport à la configuration initiale. Afin de présenter les lois constitutives souvent

considérées, nous commençons par définir les notions de déformations et de contraintes d'un milieu continu. Nous invitons le lecteur à se tourner vers le cours de MMC des Mines de Paris [25] qui présente de manière extensive les principes abordés ici.

3.1.1 - Déformation du milieu

Soit deux configurations : Ω_0 la configuration initiale et Ω la configuration déformée (Figure 4).

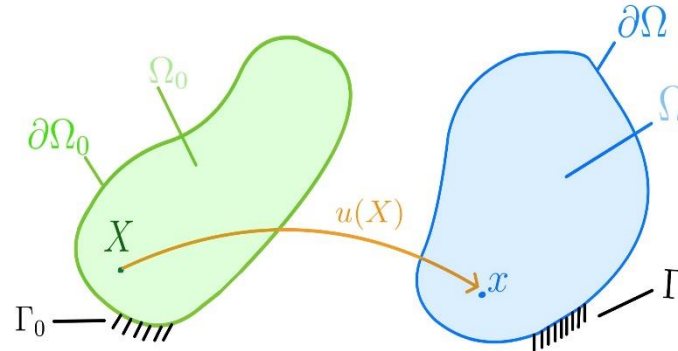


Figure 4 : Un point matériel X de la configuration initiale Ω_0 correspond au point matériel x de la configuration déformée Ω , $u(X)$ étant le vecteur de déplacements associé à cette transformation.

La déformation d'un point matériel X correspond à la déformation d'un volume infinitésimal macroscopique composé de plusieurs fibres microscopiques dans le cas du muscle. D'après la mécanique des milieux continus, avec $u(X)$ le vecteur de déplacement, elle s'écrit :

$$x = X + u(X) \quad (1)$$

On définit alors le tenseur gradient des déformations comme :

$$\mathbb{F} = \frac{\partial x}{\partial X} = \mathbb{I} + \frac{\partial u}{\partial X} \quad (2)$$

Il convient de noter qu'un élément de volume et un élément de surface orienté déformés sont liés à leurs configurations initiales par l'intermédiaire du Jacobien $J = \det(\mathbb{F})$ de la transformation :

$$d\Omega = J d\Omega_0 \quad (3)$$

$$d \partial\Omega_0 = J \mathbb{F}^{-T} d \partial\Omega \quad (4)$$

L'élongation d'un vecteur infinitésimal dX dans sa configuration déformée dx s'écrit :

$$dx^T \cdot dx = (\mathbb{F}dX)^T \cdot (\mathbb{F}dX) = dX^T \cdot \mathbb{F}^T \mathbb{F} \cdot dX \quad (5)$$

On définit le tenseur des déformations droit (Cauchy-Green) comme :

$$\mathbb{C} = \mathbb{F}^T \cdot \mathbb{F} \quad (6)$$

Finalement, le tenseur des déformations de Green-Lagrange est une mesure de l'élongation relative du milieu par rapport à sa configuration initiale.

$$\mathbb{E} = \frac{1}{2}(\mathbb{C} - \mathbb{I}) \quad (7)$$

\mathbb{E} est symétrique réel, donc diagonalisable. Ses valeurs propres sont liées aux élongations principales (λ_i) par la relation suivante : $E_i = \frac{1}{2}(\lambda_i^2 - 1)$.

3.1.2 - Contraintes

Soit un élément de matière volumique infinitésimal $d\Omega$. Un tel élément peut être considéré continu dans toutes les directions de l'espace. L'équation d'équilibre de conservation du mouvement s'applique donc et va permettre de reconstruire le déplacement et l'état de contraintes comme variables de l'espace. Ainsi, pour tout volume du matériau, le bilan de quantité de mouvement s'écrit :

$$\int_{\Omega} \rho \mathbf{a} d\Omega = \int_{\partial\Omega} \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} d\partial\Omega + \int_{\Omega} \rho \mathbf{f} d\Omega \quad (8)$$

Ce bilan est exprimé dans la configuration déformée. Dans le cadre Lagrangien, on cherche à l'exprimer dans la configuration initiale.

$$\int_{\Omega_0} \rho_0 \mathbf{A} d\Omega_0 = \int_{\partial\Omega_0} \mathbb{S} \cdot \mathbf{N} d\partial\Omega_0 + \int_{\Omega_0} \rho_0 \mathbf{F} d\Omega_0 \quad (9)$$

L'expression des contraintes de Cauchy traduit l'état de contrainte du matériau dans sa configuration déformée :

$$\boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{n} d\partial\Omega = \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{J}\mathbb{F}^{-T} \mathbf{n} d\partial\Omega_0 \quad (10)$$

Le premier tenseur de Piola-Kirchhoff $\mathbb{S} = \boldsymbol{\sigma} \cdot \mathbf{J}\mathbb{F}^{-T}$ traduit l'état de contrainte de la configuration déformée à partir de la configuration initiale.

3.1.3 - Energie de déformation et contraintes Lagrangiennes

L'énergie de déformation d'un milieu est exprimée comme le produit des déformations et des contraintes exprimées dans la configuration déformée :

$$\Psi_e = \frac{1}{2} \int_{\Omega} \boldsymbol{\sigma} : \mathbb{E}_d d\Omega \quad (11)$$

Le tenseur de Green-Lagrange s'exprime dans la configuration initiale par un changement de repère $\mathbb{E}_d = \mathbb{F}^{-T} \mathbb{E} \mathbb{F}^{-1}$. On peut alors définir l'énergie à partir de grandeur Lagrangienne :

$$\Psi_e = \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \boldsymbol{\sigma} : \mathbb{F}^{-T} \mathbb{E} \mathbb{F}^{-1} \mathbf{J} d\Omega_0 = \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \mathbf{J} \mathbb{F}^{-1} \boldsymbol{\sigma} \mathbb{F}^{-T} : \mathbb{E} d\Omega_0 = \frac{1}{2} \int_{\Omega_0} \Pi : \mathbb{E} d\Omega_0 \quad (12)$$

Avec $\Pi = \mathbb{F}^{-1} \cdot \mathbb{S}$ le second tenseur de Piola-Kirchhoff. Il s'agit de la mesure des contraintes exprimées dans la configuration initiale. On peut noter que ce tenseur est symétrique et purement Lagrangien. Cette écriture de l'énergie nous permet de déterminer une densité d'énergie de déformation : $\psi_e = \frac{1}{2} \Pi : \mathbb{E}$

Finalement, on en déduit le second tenseur de Piola-Kirchhoff :

$$\Pi = \frac{\partial \psi_e}{\partial \mathbb{E}} \quad (13)$$

La définition d'une loi de comportement hyper-élastique repose alors sur l'existence d'une énergie potentielle élastique. Dans un problème statique, la configuration déformée obtenue minimise cette énergie. Cette formulation élastique et non-linéaire dépend de la forme prise par l'énergie de déformation. Dans la suite nous présentons les principales lois constitutives utilisées dans la

modélisation du muscle. Les modèles suivants peuvent être complexifiés et être couplés à d'autres modèles pour une prise en compte du comportement temporel par exemple (modèle de Maxwell généralisé pour traiter la viscosité apparente par exemple).

3.2 - Différentes lois constitutives hyper-élastiques

Les notations suivantes sont utilisées par la suite : ψ_e est la densité d'énergie de déformation, $\bar{\lambda}_i$ correspondent aux élongations déviatoriques (i.e. avec variations de volume) (λ_i les élongations principales), \bar{I}_i aux invariants déviatoriques (i.e. avec variations de volume) du tenseur de Green-Cauchy gauche et J la Jacobienne du tenseur de transformation. En cas d'incompressibilité, la jacobienne vérifie $J = \lambda_1 \lambda_2 \lambda_3 = 1$.

Par définition :

$$\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i; \quad \bar{I}_1 = J^{-\frac{2}{3}} \sum_{i=1}^3 \lambda_i^2; \quad \bar{I}_2 = J^{-\frac{4}{3}} \sum_{\substack{i,j \in [1;3]^2 \\ i \neq j}} \lambda_i^2 \lambda_j^2 \quad (14)$$

3.2.1 - Mooney-Rivlin

La loi constitutive usuelle de Mooney-Rivlin s'écrit :

$$\psi_e(\bar{I}_i) = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (15)$$

C_{10} , C_{01} , et D_1 sont des paramètres matériau. Par souci de cohérence avec l'élasticité linéaire en petite déformation, si K est le module de compression et μ le module de cisaillement, alors :

$$K = \frac{2}{D_1} \quad (16)$$

$$\mu = 2(C_{10} + C_{01}) \quad (17)$$

3.2.2 - Neo-Hookéen

Dans le cas d'une loi constitutive néo-Hookéenne, on trouve :

$$\psi_e(\bar{I}_i) = C_1(\bar{I}_1 - 3) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (18)$$

C_1 et D_1 sont des paramètres matériau. Par souci de cohérence avec l'élasticité linéaire en petite déformation, si K est le module de compression et μ le module de cisaillement, alors :

$$K = \frac{2}{D_1} \quad (19)$$

$$\mu = 2 C_1 \quad (20)$$

3.2.3 - Ogden

La loi hyper-élastique de Ogden s'appuie sur une fonction d'énergie polynomiale :

$$\psi_e(\bar{\lambda}_i) = \left(\sum_i \frac{\mu_i}{\alpha_i} \bar{\lambda}_i^{\alpha_i} - 3 \right) + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (21)$$

μ_i and α_i sont des constantes matériau. En général, on peut obtenir μ le module de cisaillement initial sous l'hypothèse des petites déformations, tel que:

$$2 \mu = \left(\sum_i \mu_i \alpha_i \right) \quad (22)$$

3.2.4 - Yeoh

Enfin, le modèle de Yeoh peut être vu comme une généralisation du modèle néo-Hookéen (retrouvé pour $n=1$).

$$\psi_e(\bar{I}_1) = \sum_{i=1}^n C_i (\bar{I}_1 - 3)^i \quad (23)$$

Les C_i sont des paramètres matériau. Par souci de cohérence avec l'élasticité linéaire en petite déformation, si K est le module de compression et μ le module de cisaillement, alors :

$$K = \frac{2}{D_1} \quad (24)$$

$$\mu = 2 C_1 \quad (25)$$

3.2.5 - Comparaison des modèles

Un travail de revue de littérature a été fourni pour ces différents modèles appliqués aux muscles fessiers. Les lois identifiées et paramètres obtenus après procédure d'optimisation ont été appliquées à une éprouvette cylindrique soumise à un essai de compression dans le logiciel commercial Abaqus. Lors de ces tests *in silico*, aucun frottement n'a été considéré (pas d'effet tonneau observé). Cela a permis d'évaluer la réponse mécanique associée à chacun de ces articles. Les courbes contrainte-déformation axiales perçues par la plaque supérieure sont présentées Figure 5, les modèles associés à chaque article sont donnés Table 1.

Loi hyper-élastique	Articles
Ogden	[10]-[13]
Mooney-Rivlin	[14], [15]
Neo-Hookéen	[15]-[18]

Table 1 : Correspondance entre les articles considérés dans cette étude et la loi constitutive considérée

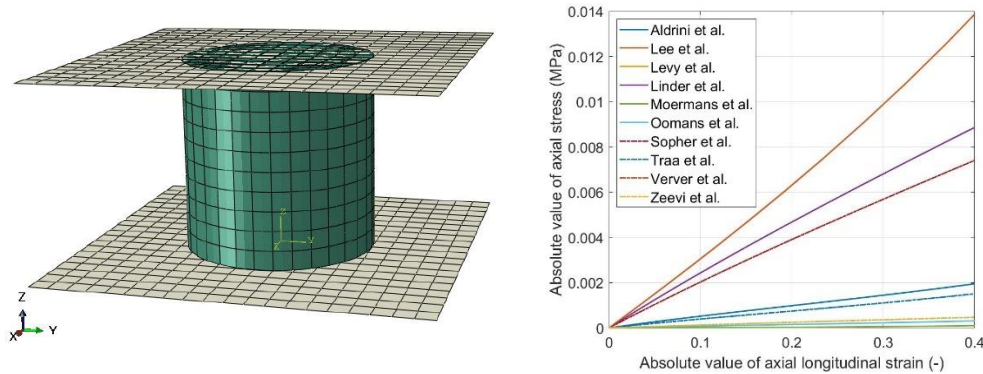


Figure 5 : Étude numérique d'un essai semi-confiné avec Abaqus (gauche) et courbes contraintes déformations obtenues (droite), source [9]

Cette petite étude illustre la disparité des résultats associés aux modèles du muscle. Ces disparités sont le résultat de nombreuses variables et montrent l'importance de s'orienter vers une personnalisation des paramètres matériaux. Tout d'abord il existe une variabilité intrinsèque due aux individus/échantillons considérés lors des études. Interviennent alors les disparités sur les conditions aux limites. Reposant sur des modèles phénoménologiques, les paramètres identifiés correspondent aux conditions aux limites de l'essai uniquement et ne sont pas forcément identiques aux paramètres qui seraient identifiés dans une autre configuration. Par exemple, le tissu étant anisotrope, un essai transverse ou longitudinal donne des résultats différents. Dans le cas d'essais confinés empêchant les fluides de s'échapper, la contrainte mesurée est alors la combinaison des contraintes fluide et solide. Par conséquent les paramètres matériaux diffèrent d'une condition aux limites non confinés. En pratique le muscle peut être considéré comme semi-confiné.

Ainsi, les modèles hyper-élastiques proposés sont applicables pour de nombreuses situations, mais il peut être intéressant d'essayer de développer des modèles qui ne seraient plus uniquement phénoménologiques mais qui permettraient de faire un pas en avant vers une compréhension physique du comportement matériau.

4 – Vers une compréhension physique du comportement matériau

4.1 - Compréhension des phénomènes mécaniques : approche multi-échelle et multi-physique

Prenons l'exemple du comportement temporel du muscle. L'apparent comportement viscoélastique du muscle est souvent modélisé par un modèle de Maxwell généralisé (série de Prony)[8], [20]-[23]. Cependant, de tels modèles ne permettent pas de comprendre les mécanismes à l'origine de ce comportement visqueux.

Le muscle possède une architecture multiphasique, où les cellules baignent dans un liquide et une matrice extra-cellulaire. [9] ont proposé un modèle poro-élastique pour caractériser le muscle. Considérer une approche des milieux poreux a montré sa capacité de reproduction du comportement temporel de la contrainte mécanique du muscle en compression. La relaxation des contraintes peut être vue comme étant la diminution de la contrainte reprise par le fluide à mesure que ce dernier s'échappe de la structure déformée. La formulation poro-élastique a déjà montré sa capacité de modéliser des tissus extrêmement mous tels que le cerveau [24], et une complexification du modèle proposé permettrait de faire un pas de plus vers une approche plus physique que phénoménologique.

4.2 - Amélioration des mesures des caractéristiques mécaniques : expériences in vivo

Face aux nombreux modèles *in silico* qui ont été proposés, généralement basé sur des essais matériau *ex vivo* ou de l'identification de champs de déformation par traitement d'image (corrélation d'image) *in vivo*, des outils supplémentaires sont nécessaires afin de pouvoir valider expérimentalement la pertinence de paramètres matériau identifié.

Ces dernières années, de réels progrès ont eu lieu dans le domaine de l'imagerie médicale et son exploitation en biomécanique. Notamment, l'élastographie, basée sur la propagation d'ondes de cisaillement dans le tissu et la définition d'impédance, permet d'identifier un module d'Young. Dans un contexte où une approche par milieu poreux peut être utilisée, le besoin de connaître la porosité/vascularisation du milieu pourrait être estimée en utilisant le Power Doppler, dont les images permettent de connaître la composition de la région perfusée.

Connaître ces mesures *a priori* permet notamment de minimiser les risques de minimums locaux lors des procédures d'ajustement des modèles phénoménologiques.

5 – Intégration d'un modèle de muscles dans une application complexe : modèle OD

Les modèles présentés jusqu'ici sont des modèles éléments finis, 2D ou 3D. D'autres modèles existent pourtant, du modèle masses-ressorts OD que nous présentons ici au réseau de neurone bayésien entraîné par les éléments finis. En effet, si le modèle élément fini permet d'avoir des réponses mécaniques sur un ensemble discrétisé du domaine d'intérêt, il est souvent le fruit d'un compromis entre précision et temps de calcul, mais il n'est pas forcément nécessaire d'utiliser un outil aussi complexe.

Dans le cadre de la modélisation d'un impact en voiture par exemple, il n'est pas toujours nécessaire d'avoir un modèle aussi précis. Des modèles OD ont ainsi pu être proposés tels que le modèle de Hill-Maxwell (un des premiers modèle OD proposé et encore utilisé aujourd'hui), modèle de Zajac (qui considère l'angle de pennation, *i.e.* l'angle des fibres musculaires), modèle de Huxley ou théorie des filaments glissants, modèle de Zahalak qui propose une intégration du modèle de Huxley pour l'échelle macroscopique, ou encore le modèle de fibre musculaire commandée. Ces modèles peuvent alors être introduits sous forme d'une fonction de transfert dans un modèle plus complexe.

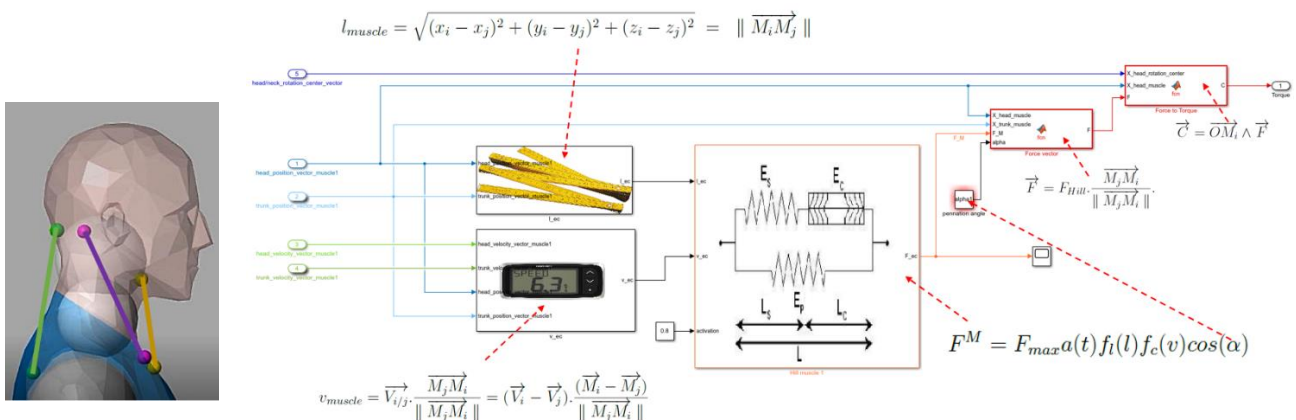


Figure 6 : Exemple d'un modèle de Hill OD intégré sur un mannequin pour un groupe musculaire du rachis cervical. La force musculaire \vec{F} est convertie en un couple \vec{C} appliqué au centre de la liaison. l_{muscle} correspond à la longueur instantanée du muscle, v_{muscle} correspond à la vitesse instantanée du muscle, F^M est l'amplitude de l'effort musculaire ensuite projeté sur la direction du fuseau du muscle (\vec{F}) qui est alors transformé en couple instantané à appliquer à la liaison tête/cou (\vec{C}).

Prenons l'exemple d'un joueur de rugby. Ce dernier subit de nombreux chocs, et, dans le but de limiter les risques de commotions cérébrales, il est important d'entraîner les 'bons' muscles du joueur afin de limiter l'accélération de sa tête lors de l'impact. Basé sur la position des points d'insertion du muscle (Figure 6) il est possible de connaître sa longueur et sa vitesse. Alors la fonction de transfert donnera l'effort fourni par le muscle qui lui-même est converti en couple effectif à appliquer au niveau de la tête du joueur.

6 – Conclusion

Par cette courte revue de modèles mécaniques appliqués à la modélisation du muscle, il est possible d'avoir un aperçu des enjeux actuels de la biomécanique. Touchant à la « vie » d'êtres vivants, la collecte de données est compliquée et se doit de respecter des règles d'éthique. Ainsi, il n'est jamais possible de facilement identifier les facteurs « bio » et leurs interactions dans les modèles classiques. Des essais *in vivo* ne permettent pas de connaître parfaitement les chargements appliqués ainsi que les conditions limites et les expériences *ex vivo* ne donnent accès essentiellement qu'à l'aspect purement mécanique des tissus. Pour autant, de nombreux modèles sont régulièrement générés pour des applications de la clinique à l'industriel. Ces modèles résultent donc d'un compromis entre simplicité et pertinence. Lors de l'étude du mouvement (tel que pour les mannequins dans le milieu automobile), des modèles OD dynamiques proposent des résultats acceptables, dans des cas plus cliniques (escarres par exemple), la connaissance de la répartition des contraintes et déformations est primordiale et les modèles éléments finis aux relations constitutives présentées ci-dessus seront plus pertinents.

Qui plus est, de nombreux capteurs et nouvelles méthodes permettent de se rapprocher de mesure de paramètres matériaux *in vivo*, menant peu à peu vers une personnalisation des modèles (nappes de pressions, élastographie permettant de retrouver des raideurs...). Aussi, l'application de la mécanique des structures a permis de faire de gros progrès, menant à une compréhension plus fine des phénomènes physiques en compétition. De tels modèles seraient moins sujets à dépendre du type d'essai et des conditions aux limites.

Références :

- [1] F. 'Bonnell and M.-L. 'Thierry, *Le muscle Nouveaux concepts : Anatomie - Biomécanique - Chirurgie - Rééducation.*, SAURAMPS MEDICAL. 2009.
- [2] S. Budday, T. C. Ovaert, G. A. Holzapfel, P. Steinmann, and E. Kuhl, "Fifty Shades of Brain: A Review on the Mechanical Testing and Modeling of Brain Tissue," *Archives of Computational Methods in Engineering*, vol. 27, no. 4, pp. 1187-1230, Jul. 2019, doi: 10.1007/s11831-019-09352-w.
- [3] K. M. Wisdom, S. L. Delp, and E. Kuhl, "Use it or lose it: multiscale skeletal muscle adaptation to mechanical stimuli," vol. 14, no. 2, pp. 195-215, Sep. 2014, doi: 10.1007/s10237-014-0607-3.
- [4] B. B. Wheatley, G. M. Odegard, K. R. Kaufman, and T. L. H. Donahue, "A case for poroelasticity in skeletal muscle finite element analysis: experiment and modeling," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 20, no. 6, pp. 598-601, Dec. 2016, doi: 10.1080/10255842.2016.1268132.

- [5] M. Van Loocke, C. G. Lyons, and C. K. Simms, "A validated model of passive muscle in compression," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 16, pp. 2999-3009, 2006, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2005.10.016>.
- [6] C. Untaroiu, K. Darvish, J. Crandall, B. Deng, and J.-T. Wang, "CHARACTERIZATION OF THE LOWER LIMB SOFT TISSUES IN PEDESTRIAN FINITE ELEMENT MODELS," Nov. 2005.
- [7] L.-L. Gras, "Caractérisation du comportement mécanique du muscle à différentes vitesses de sollicitation," 2011. [Online]. Available: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00651874>
- [8] A. J. Vaidya and B. B. Wheatley, "An experimental and computational investigation of the effects of volumetric boundary conditions on the compressive mechanics of passive skeletal muscle," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 102, p. 103526, Feb. 2020, doi: 10.1016/j.jmbbm.2019.103526.
- [9] T. Lavigne *et al.*, "Numerical investigation of the time-dependent stress-strain mechanical behaviour of skeletal muscle tissue in the context of pressure ulcer prevention," *Clinical Biomechanics*, p. 105592, Feb. 2022, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2022.105592.
- [10] W. A. Traa *et al.*, "MRI based 3D finite element modelling to investigate deep tissue injury," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 21, no. 14, pp. 760-769, Oct. 2018, doi: 10.1080/10255842.2018.1517868.
- [11] C. W. J. Oomens *et al.*, "A numerical study to analyse the risk for pressure ulcer development on a spine board," vol. 28, no. 7, pp. 736-742, Aug. 2013, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2013.07.005.
- [12] K. M. Moerman *et al.*, "On the importance of 3D, geometrically accurate, and subject-specific finite element analysis for evaluation of in-vivo soft tissue loads," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 20, no. 5, pp. 483-491, Nov. 2016, doi: 10.1080/10255842.2016.1250259.
- [13] R. M. A. Al-Dirini, M. P. Reed, J. Hu, and D. Thewlis, "Development and Validation of a High Anatomical Fidelity FE Model for the Buttock and Thigh of a Seated Individual," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 44, no. 9, pp. 2805-2816, Feb. 2016, doi: 10.1007/s10439-016-1560-3.
- [14] W. Lee, B. H. Won, and S. W. Cho, "Finite element modeling for predicting the contact pressure between a foam mattress and the human body in a supine position," vol. 20, no. 1, pp. 104-117, Jun. 2016, doi: 10.1080/10255842.2016.1203421.
- [15] M. M. Verver, J. van Hoof, C. W. J. Oomens, J. S. H. M. Wismans, and F. P. T. Baaijens, "A Finite Element Model of the Human Buttocks for Prediction of Seat Pressure Distributions," vol. 7, no. 4, pp. 193-203, Aug. 2004, doi: 10.1080/10255840410001727832.
- [16] R. Sopher, J. Nixon, C. Gorecki, and A. Gefen, "Exposure to internal muscle tissue loads under the ischial tuberosities during sitting is elevated at abnormally high or low body mass indices," vol. 43, no. 2, pp. 280-286, Jan. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.021.
- [17] T. Zeevi, A. Levy, N. Brauner, and A. Gefen, "Effects of ambient conditions on the risk of pressure injuries in bedridden patients-multi-physics modelling of microclimate," vol. 15, no. 3, pp. 402-416, Dec. 2017, doi: 10.1111/iwj.12877.

- [18] E. Linder-Ganz, N. Shabshin, Y. Itzchak, and A. Gefen, "Assessment of mechanical conditions in sub-dermal tissues during sitting: A combined experimental-MRI and finite element approach," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 7, pp. 1443-1454, Jan. 2007, doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.06.020.
- [19] A. Levy, K. Kopplin, and A. Gefen, "Simulations of skin and subcutaneous tissue loading in the buttocks while regaining weight-bearing after a push-up in wheelchair users," vol. 28, pp. 436-447, Dec. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.04.015.
- [20] L.-L. Gras, D. Mitton, P. Viot, and S. Laporte, "Viscoelastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle of aged women in relaxation," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 27, pp. 77-83, Nov. 2013, doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.06.010.
- [21] M. Van Loocke, C. G. Lyons, and C. K. Simms, "Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling," *Journal of Biomechanics*, vol. 41, no. 7, pp. 1555-1566, Jan. 2008, doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.02.007.
- [22] M. Van Loocke, C. K. Simms, and C. G. Lyons, "Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compressionCyclic behaviour," *Journal of Biomechanics*, vol. 42, no. 8, pp. 1038-1048, May 2009, doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.02.022.
- [23] B. B. Wheatley, R. B. Pietsch, T. L. H. Donahue, and L. N. Williams, "Fully non-linear hyper-viscoelastic modeling of skeletal muscle in compression," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, no. 11, pp. 1181-1189, Dec. 2015, doi: 10.1080/10255842.2015.1118468.
- [24] S. Urcun and P.-Y. Rohan, "Digital twinning of Cellular Capsule Technology: Emerging outcomes from the perspective of porous media mechanics," *PLOS ONE*, vol. 16, no. 7, pp. 1-30, Nov. 2021, doi: 10.1371/journal.pone.0254512.
- [25] https://perso.crans.org/coquand/MMC_mines.pdf
- [26] B. Sauty, T. Lavigne, P.-Y. Rohan, Introduction à la biomécanique, https://eduscol.education.fr/sti/si-ens-paris-saclay/ressources_pedagogiques/introduction-a-la-biomecanique