

---

# Caractérisation mécanique du comportement visco-hyperélastique du muscle squelettique par des essais de relaxation en compression

Naïm Jalal, Mustapha Zidi

EA 7377 bioingénierie, tissus et neuroplasticité (BIOTN), faculté de médecine,  
université Paris-Est Créteil, 8, rue du Général-Sarrail, 94010 Créteil cedex, France  
naim.jalal@u-pec.fr, zidi@u-pec.fr

---

**RÉSUMÉ.** *Le comportement visco-hyperélastique du muscle squelettique de porc est étudié à partir d'essais de relaxation en compression. Plusieurs modèles hyperélastiques, couplés à une série de Prony, sont investigués pour identifier les paramètres matériaux. Pour des orientations de fibres musculaires à 0° et 90° par rapport au chargement, on montre que le modèle hyperélastique d'Ogden d'ordre 1, couplé avec un modèle de Maxwell d'ordre 2, est suffisant pour reproduire le comportement mécanique du tissu biologique.*

**ABSTRACT.** *The passive visco-hyperelastic behavior of porcine skeletal muscle is studied from relaxation tests in compression. Several hyperelastic models, coupled with a Prony serial, are investigated to identify material parameters. For muscle fibers orientations at 0° and 90° with the loading direction, it is shown that the first order Ogden's model, coupled with a second order Maxwell's model, is adequate to reproduce the mechanical behavior of the biological tissue.*

**MOTS CLÉS :** *muscle squelettique, essai de relaxation en compression, visco-hyperélasticité, identification des paramètres matériaux.*

**KEYWORDS:** *skeletal muscle, compression relaxation test, visco-hyperelasticity, material parameters identification.*

---

DOI: 10.3166/rcma.2017.00002 © 2017 Lavoisier

## Extended abstract

The skeletal muscle mechanical behavior is highly nonlinear described as visco-hyperelastic due to its multi-scale complex structure. To better account and identify muscle behavior, different models were proposed to describe its viscoelastic properties, often based on rheological model such as Maxwell, Kelvin-Voigt, Zener as well as Springpot model. Hyperelastic behavior is usually described by polynomial type of strain-energy function as Mooney Rivlin or Ogden potential. One of the difficulties encountered in soft tissue studies relate to mechanical model choice, which can be different according to the skeletal muscle under study and the way of conservation of tested samples before and during characterization test.

The purpose of this contribution is to identify passive visco-hyperelastic properties of porcine muscle specimen from compression-relaxation test with muscular fibers oriented at  $0^\circ$  and  $90^\circ$ . A loading was imposed at a strain rate of 0.5% of initial length up to 20% strain and kept constant for 300 seconds to allow stress relaxation. Six fresh samples were tested for each orientation with reference to the loading direction. A comparative study of the first order Ogden model, second and third order Yeoh model as well as Humphrey model was conducted for hyperelastic part. Furthermore, first and second order rheological Maxwell model was applied to viscoelastic part.

It appears that third order Yeoh model is more appropriate than second order model with a higher determination coefficient and a lower rate of change of incremental Young modulus. The first order Ogden model, the third order Yeoh model and the Humphrey model fit very well with experimental data ( $R^2 > 0.999$ ). Nevertheless, it is possible to distinguish between them by looking at the rate of change between the numerical incremental Young modulus  $E_{inc}^n(\lambda)$  and the experimental incremental Young modulus  $E_{inc}^e(\lambda)$ . Thus, the rate of change is better for first order Ogden model than for the other model. So, we recommend to use this model to characterize the hyperelastic behavior of skeletal muscle, and even more so because it is composed of only 2 parameters  $\mu$  and  $\alpha$  easily understandable. Otherwise it may be noted that hyperelastic models fit well for large strain and with data obtained for  $90^\circ$  test. For relaxation part, there is evidence that second order Maxwell model is more efficient than first order, with and higher determination coefficient (respectively  $R^2 = 0.993 \pm 0.004$  and  $R^2 = 0.841 \pm 0.013$ ).

Although it is difficult to manipulate this type of soft tissue, preliminary results showed that mechanical behavior can be described by first order Ogden model linked to a second order Maxwell model, thus limiting the number of material parameters to identify.

## 1. Introduction

Le tissu musculaire squelettique possède un comportement mécanique visco-hyperélastique dû à sa structure complexe et multi-échelle (Van Looche *et al.*, 2008). Pour mieux appréhender et identifier le comportement du muscle, différents modèles ont été proposés pour décrire son caractère visco-élastique, souvent basés sur les modèles rhéologiques de Maxwell, Kelvin-Voigt, Zener ou Springpot (Aimedieu, 2004 ; Klatt *et al.*, 2010 ; Gras *et al.*, 2013 ; Leclerc *et al.*, 2012 ; Chakouch *et al.*, 2015). Quant à la réponse hyperélastique, elle est classiquement décrite par des fonctions d'énergie de déformation de type polynomial comme celle de Mooney Rivlin (Johansson *et al.*, 2000) ou d'Ogden (Moerman *et al.*, 2016). Une des difficultés rencontrées dans l'étude des matériaux biologiques concerne le choix du modèle mécanique qui peut être différent suivant le muscle squelettique étudié et le mode de conservation du tissu *in vitro* avant et pendant les essais de caractérisation.

L'objectif de cette contribution est d'identifier les propriétés visco-hyperélastiques passives d'échantillons de muscle squelettique de porc à partir d'essais de relaxation en compression. Plusieurs échantillons tissulaires frais avec des orientations de fibres musculaires à  $0^\circ$  et  $90^\circ$  par rapport à la direction du chargement ont été testés. Les

modèles d'Ogden, Yeoh et de Humphrey ont été identifiés pour la partie hyperélastique. Ce dernier, de type exponentiel, est souvent utilisé dans l'étude d'autres tissus biologiques mous comme la paroi artérielle (Humphrey et Yin, 1987 ; Delfino *et al.*, 1997). Par ailleurs, le modèle rhéologique de Maxwell d'ordre 1 et 2 est également utilisé pour identifier les propriétés visco-élastiques. Les résultats présentés permettent de comparer les différents modèles bien que les essais de caractérisation réalisés dans l'étude soient limités au seul cas uniaxial.

## 2. Matériel et méthodes

### 2.1. Préparation des échantillons

Les échantillons de muscle ont été prélevés sur des cuisses de porc ne présentant pas de pathologies musculaires ou de pathologies pouvant affecter les propriétés mécaniques des muscles. Les muscles prélevés ont été conservés à 4 °C avant d'être testés dans les 5 heures après leur prélèvement. Le phénomène de rigidité cadavérique apparaissant dans les 6 (Van Looke *et al.*, 2006) ou 8 (Van Ee *et al.*, 2000) premières heures est ainsi évité, d'autant plus que la conservation à 4 °C favorise la temporisation de ce phénomène (Böl *et al.*, 2016).

Des échantillons cuboïdes ont été découpés au scalpel en utilisant des supports cubiques de 1 cm de côté fabriqués par impression 3D. Les découpes ont été effectuées de tel sorte que l'on puisse réaliser des essais sur des échantillons dont les fibres musculaires sont orientées à 0° et 90° par rapport à la direction de sollicitation (figure 1 (a–b)). Les échantillons musculaires ( $n = 6$  par orientation) ont ensuite été entreposés dans une solution de NaCl à 0,9 M avant d'effectuer les tests de caractérisation mécanique, assurant ainsi une conservation satisfaisante du tissu biologique.

### 2.2. Tests de caractérisation mécanique

Des tests de relaxation en compression ont été réalisés sur les échantillons musculaires en utilisant une machine de traction uniaxiale de traction/compression

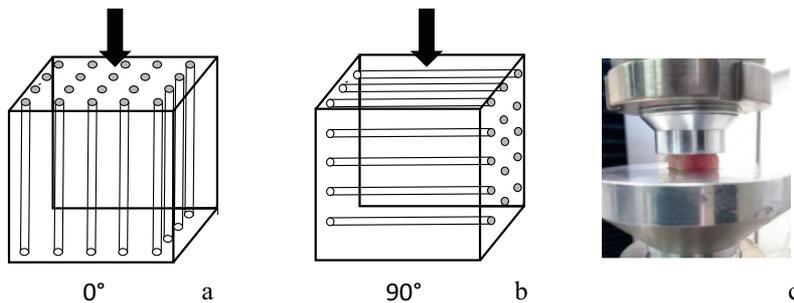


Figure 1. (a) Direction de sollicitation à 0°. (b) Direction de sollicitation à 90°. Plateaux de compression avec échantillon musculaire (c)

(MTS Insight, MTS Systems Corporation, Eden Prairie, MN) (figure 1(c)). La machine est composée d'un capteur de force de 100N et pilotée par le logiciel Test Work 4. Pour éviter les phénomènes de frottement, les plateaux ont été lubrifiés avec une solution de NaCl à 0,9 M. Un pré-conditionnement de 10 cycles à 1 % de déformation a été appliqué pour l'ensemble des tests effectués. L'effort de compression a été imposé à une vitesse de  $0,5 L_0/100 \text{ mm}\cdot\text{s}^{-1}$  jusqu'à 20 % de déformation où  $L_0$  est la longueur initiale de l'échantillon. Cette déformation maximum est ensuite maintenue durant 300 s durant la phase de relaxation et l'évolution des contraintes nominales  $S$  (KPa) cours du temps  $t$  (s) est obtenue.

### 2.3. Modèles hyperélastiques

Les relations et propriétés obtenues par les essais de relaxation en compression permettent de développer des modèles de comportement mécanique adaptés au matériau musculaire squelettique étudié. Ces modèles présentent généralement des simplifications car il est difficile de prendre en compte la totalité des propriétés mécaniques du tissu biologique (non-linéarité, incompressibilité, anisotropie, hétérogénéité, activation...). La mécanique des milieux continus en transformations finies (Holzapfel, 2000 ; Humphrey, 2003) permet de modéliser la partie du comportement hyperélastique du muscle squelettique. En résumé, on note  $X$  la position initiale d'un point matériel  $M_0$  du muscle définie dans la configuration initiale non déformée  $\Omega_0$ . Dans la configuration déformée  $\Omega_t$ , le point matériel  $M$  se trouve à la position  $x$  décrite par la fonction de transformation Lagrangienne  $\chi$  :

$$x = \chi(X, t). \quad (1)$$

Par ailleurs, on définit le vecteur déplacement  $U$  tel que :

$$U(X, t) = \chi(X, t) - X. \quad (2)$$

La déformation est alors décrite par le tenseur gradient de la transformation  $F$  et mesurée par les tenseurs de Cauchy-Green gauche  $B = FF^T$  ou droit  $C = F^T F$  ( $F^T$  transposée de  $F$ ) tel que :

$$F = \frac{\partial \chi(X, t)}{\partial X}. \quad (3)$$

On montre alors qu'il existe une fonction d'énergie de déformation  $W = W(C)$  ou  $W(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$  qui permet d'obtenir la relation de comportement telle que :

$$\sigma = 2J^{-1}F \frac{\partial W}{\partial c} F^T, \quad (4)$$

où  $\sigma$  est le tenseur des contraintes de Cauchy,  $J = \det(F)$  la variation locale de volume et  $\lambda_i$  les élongations principales.

Pour un matériau isotrope,  $W$  ne dépend que des trois premiers invariants élémentaires de déformation :

$$I_1 = \text{tr}(C), I_2 = \frac{1}{2} \left[ (\text{tr}(C))^2 - \text{tr}(C^2) \right], I_3 = \det(C). \quad (5)$$

et lorsqu'il est incompressible ( $I_3 = \det(C) = 1$ ), la relation (4) s'écrit :

$$\sigma = -pI + 2F \frac{\partial W}{\partial c} F^T, \quad (6)$$

où  $p$  est la pression hydrostatique qui permet d'imposer l'incompressibilité.

À noter que de nombreuses fonctions d'énergie ont été utilisées pour décrire le comportement hyperélastique du muscle squelettique, dans le cas isotrope comme dans le cas anisotrope. Pour une revue détaillée, le lecteur pourra se référer aux articles (Martins *et al.*, 2006 ; Calvo *et al.*, 2010 ; Stålhand *et al.*, 2011 ; Nagle *et al.*, 2014). Ce premier article compare plusieurs modèles hyperélastiques en les identifiant à partir de données expérimentales obtenues par des essais de traction sur du caoutchouc et du muscle de porc. À noter que malgré le nombre important d'études montrant que le muscle squelettique présente un caractère anisotrope (Van Loocke *et al.*, 2006 ; Takaza *et al.*, 2013 ; Böhl *et al.*, 2014 ; Mohammadkhah *et al.*, 2016), un certain nombre d'entre-elles font l'hypothèse d'isotropie afin de limiter le nombre de paramètres matériaux à déterminer (Gras *et al.*, 2012 ; Wheatley *et al.*, 2016). Parmi les fonctions d'énergie de déformation utilisées, on distingue celles qui ont été établies par une approche phénoménologique à partir de données expérimentales, de celles basées sur la microstructure musculaire. Dans notre étude, nous nous plaçons dans le premier cas en considérant plusieurs fonctions d'énergie de déformation isotropes et incompressibles à 2 ou 3 paramètres matériaux, de type polynomial ou exponentiel.

### 2.3.1. Modèle d'Ogden

La fonction d'énergie du modèle d'Ogden au premier ordre est donnée par :

$$W = \frac{\mu}{\alpha} (\lambda_1^\alpha + \lambda_2^\alpha + \lambda_3^\alpha - 3), \quad (7)$$

où  $\lambda_i$  sont les élongations principales,  $\mu$  le module de rigidité au cisaillement et  $\alpha$  le paramètre de courbure. À partir de (7), pour un essai de compression, on obtient la contrainte nominale  $S$  en fonction de l'élongation  $\lambda$  telle que :

$$S = \mu (\lambda^\alpha - \lambda^{\frac{\alpha}{2}}) \lambda^{-1}. \quad (8)$$

### 2.3.2. Modèles de Yeoh

Les fonctions d'énergie du modèle de Yeoh au second et troisième ordre sont données par :

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2, \quad (9)$$

$$W = C_{10}(I_1 - 3) + C_{20}(I_1 - 3)^2 + C_{30}(I_1 - 3)^3, \quad (10)$$

avec  $C_{10}$  et  $C_{20}$  et  $C_{30}$  les paramètres matériaux. À partir de (9) et (10), et comme pour (8), on a :

$$S = 2\left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right)\left[C_{10} + 2C_{20}\left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3\right)\right], \quad (11)$$

$$S = 2\left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right)\left[C_{10} + 2C_{20}\left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3\right) + 3C_{30}\left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3\right)\right]. \quad (12)$$

### 2.3.3. Modèle de Humphrey

La fonction d'énergie du modèle d'Humphrey est donnée par :

$$W = \frac{a}{b}\left[e^{b(I_1-3)} - 1\right], \quad (13)$$

où  $a$  et  $b$  sont les paramètres matériaux. À partir de (13), on obtient la contrainte nominale en fonction de l'élongation  $s$  s'exprime par :

$$S = 2a\left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2}\right)e^{b\left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3\right)}. \quad (14)$$

Par ailleurs, le module d'Young incrémental, noté  $E_{inc}^n(\lambda)$ , peut être obtenu par dérivation de (8), (11), (12) et (14).

### 2.4. Modèles viscoélastiques

Les propriétés viscoélastiques du tissu musculaire sont obtenues en identifiant la phase de relaxation par des modèles linéaires rhéologiques. Pour cela, nous avons choisi les modèles de Maxwell au premier et second ordre décrits par :

$$S(t) = S_{\max}\left[1 + \gamma_1\left(e^{-\frac{t}{\tau_1}} - 1\right)\right], \quad (15)$$

$$S(t) = S_{\max}\left[1 + \gamma_1\left(e^{-\frac{t}{\tau_1}} - 1\right) + \gamma_2\left(e^{-\frac{t}{\tau_2}} - 1\right)\right], \quad (16)$$

où  $S_{\max}$  est la contrainte nominale correspondant au maximum de déformation,  $\gamma_1$  et  $\gamma_2$  les rapports de modules d'Young correspondant à un ratio de contrainte relaxée,  $\tau_1$  et  $\tau_2$  les temps de relaxation.

### 2.5. Identification des paramètres matériaux

Les paramètres matériaux hyperélastiques et viscoélastiques des modèles de comportement considérés ont été déterminés en utilisant une méthode aux moindres

carrés. La méthode numérique est basée sur l'algorithme à régions de confiance du logiciel Matlab R2016b<sup>®</sup>. Les fonctions objectives permettant l'identification des paramètres matériaux hyperélastiques et viscoélastiques sont données par :

$$e_1 = \sum_{i=1}^n [S^{\text{exp}}(\varepsilon_i) - S^{\text{num}}(\varepsilon_i, \nu_1)], \quad (17)$$

$$e_2 = \sum_{i=1}^n [S^{\text{exp}}(t_i) - S^{\text{num}}(t_i, \nu_2)], \quad (18)$$

où  $S^{\text{exp}}_1$  et  $S^{\text{exp}}_2$  sont les contraintes nominales expérimentales durant la compression de l'échantillon et la relaxation des contraintes,  $S^{\text{num}}_1$  et  $S^{\text{num}}_2$  les contraintes nominales numériques obtenues à partir des relations (8), (11), (12), (14), (15) et (16). Par ailleurs,  $\nu_1$  et  $\nu_2$  sont les vecteurs paramètres dépendant de chaque relation de comportement.

À noter que pour chaque ajustement, le coefficient de détermination  $R^2$  est calculé et sa moyenne est obtenue pour chaque modèle et pour les deux orientations de sollicitation ( $0^\circ$  et  $90^\circ$ ).

### 3. Résultats et discussion

#### 3.1. Comportement hyperélastique

Pour étudier le comportement visco-hyperélastique du muscle squelettique, des tests de relaxation en compression ont été effectués sur des échantillons cubiques de muscle de porc. Pour la phase hyperélastique, plusieurs modèles de comportement ont été utilisés et comparés. Il apparaît que le modèle de Yeoh au troisième ordre est plus adéquat que celui de Yeoh au second ordre (figure 2(a)). Lorsque l'on compare les modèles d'Ogden au premier ordre, de Yeoh au troisième ordre et le modèle de Humphrey, on note qu'ils permettent de reproduire le comportement mécanique du muscle de façon assez similaire (figure 2(b)). Par ailleurs, le module d'Young incrémental  $E_{\text{inc}}^n(\lambda)$  a pu être déterminé pour chaque modèle et pour des déformations de 5, 10, 15 et 20 %. D'autre part, le module incrémental expérimental  $E_{\text{inc}}^e(\lambda)$  est obtenu par un calcul de tangente à partir des données expérimentales. Les taux de variation entre les modules incrémentaux numériques et expérimentaux  $E_{\text{inc}}^{TV}(\lambda)$  peuvent ainsi être calculés et moyennés dans les deux directions de sollicitations. Si on calcule le module d'Young incrémental  $E_{\text{inc}}^n$ , on observe que le taux de variation entre les modules d'Young incrémentaux  $E_{\text{inc}}^{TV}$  varie fortement suivant le modèle utilisé (figure 3(a)). De plus, hormis pour une déformation de 15 %, on retrouve de grandes variations (de 29 % à 92 %) pour le modèle de Yeoh au second ordre, que ce soit pour une orientation des fibres musculaires à  $0^\circ$  ou à  $90^\circ$  par rapport au sens du chargement. Le modèle de Yeoh au troisième ordre apparaît donc plus approprié sachant que l'on note une grande variation du module d'Young à l'origine pour les échantillons testés avec une orientation des fibres musculaires à  $0^\circ$ . Aussi, les taux de variation sont plus modérés pour le modèle d'Humphrey [4–43 %] et surtout pour le modèle d'Ogden au premier ordre [4–25 %]. On remarque que le coefficient de détermination est équivalent

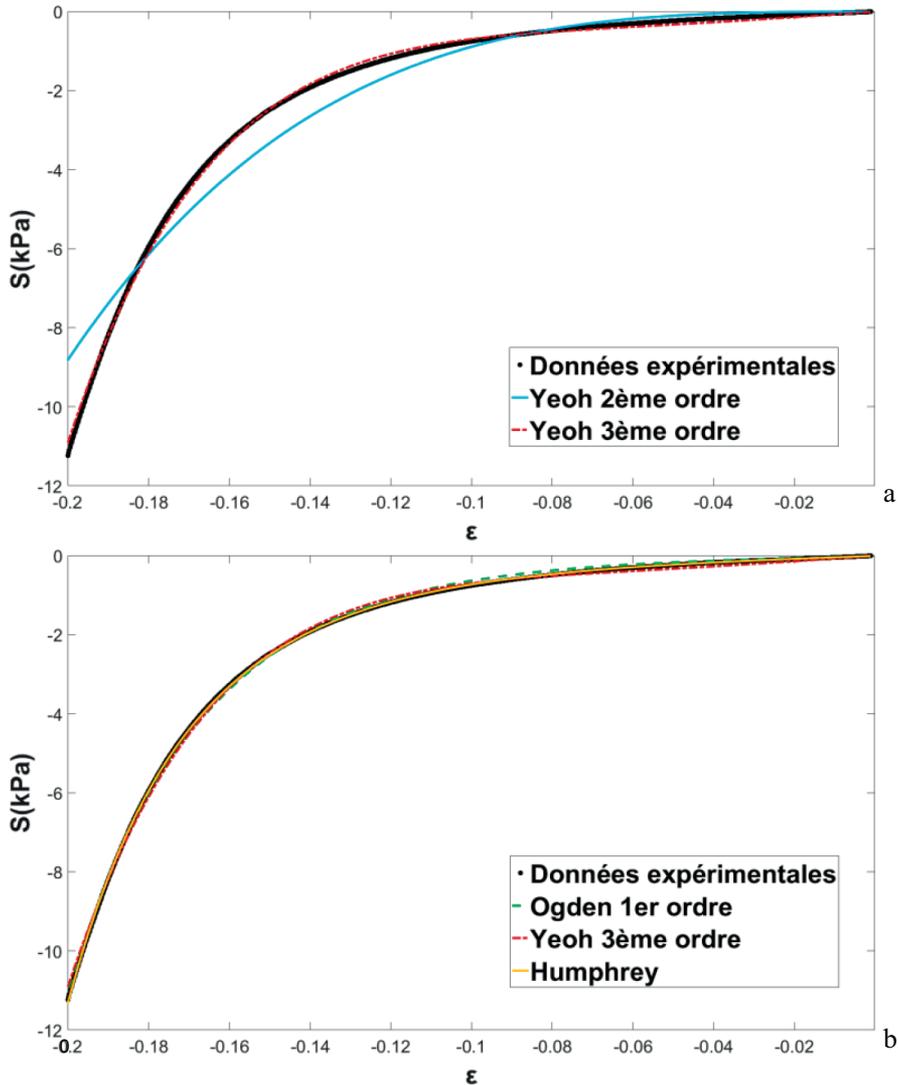


Figure 2. Exemple illustratif d'ajustement : (a) avec les modèles de Yeoh au second et troisième ordre. (b) avec les modèles d'Ogden au premier ordre, de Yeoh au troisième ordre et d'Humphrey

pour les 3 modèles avec des valeurs supérieures à 0,999 pour les deux directions de sollicitations (figure 3(b)). À noter que Martins *et al.* (2006) ont comparé ces mêmes modèles parmi d'autres pour les identifier à partir de données obtenues par des tests de traction uniaxiale sur du caoutchouc et du muscle de porc. Pour ce dernier matériau, ils obtiennent des coefficients de corrélation  $R$  supérieures à 0,99 pour les modèles d'Ogden et de Yeoh au troisième ordre ainsi que pour le modèle d'Humphrey. Il est important de

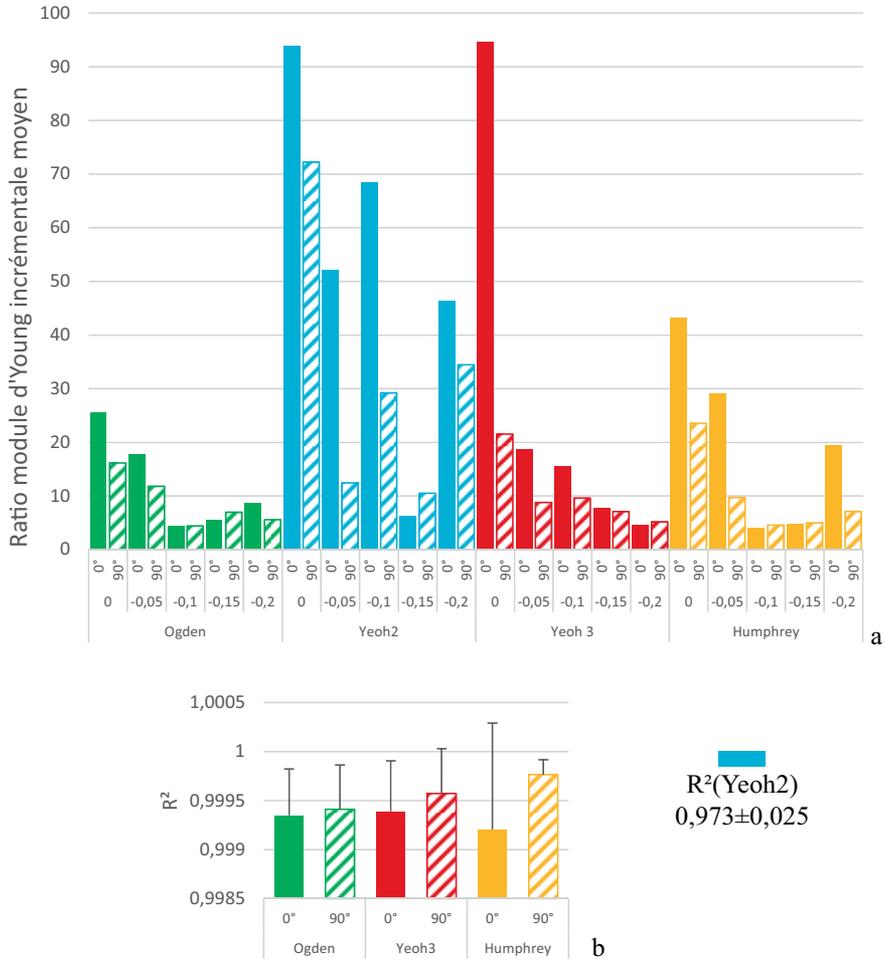


Figure 3. (a) Moyenne des taux de variation des module d'Young incrémentaux  $E_{inc}^{TV}$  pour les modèles d'Ogden au premier ordre, Yeoh au deuxième et troisième ordre et pour le modèle de Humphrey par rapport à la mesure tangentielle à partir des données expérimentales issues des essais réalisés pour des orientations de fibres musculaires à  $0^\circ$  et  $90^\circ$ . (b) Coefficient de détermination  $R^2$  pour des orientations de fibres musculaires à  $0^\circ$  et  $90^\circ$

souligner que le modèle d'Ogden au troisième ordre inclus 6 paramètres, ce qui entraîne une surparamétrisation dans l'identification des propriétés mécaniques. Ainsi, dans notre étude nous montrons que dans le cas de la fonction d'énergie d'Ogden, le modèle au premier ordre à 2 paramètres est suffisant pour avoir une bonne identification et approxime correctement le module d'Young. Les valeurs moyennes des deux coefficients matériaux  $\mu$  et  $\alpha$ , pour les orientations de fibres à  $0^\circ$  et  $90^\circ$ , sont données

Tableau 1. Valeurs moyennes des paramètres matériaux des modèles de Ogden au premier ordre et de Maxwell au deuxième ordre pour les essais réalisés pour des orientations de fibres musculaires à 0° et 90°

	$\mu$ (kPa)	$\alpha$	$\gamma_1$	$\tau_1(s)$	$\gamma_2$	$\tau_2(s)$
0°	0,051 ± 0,021	43,5 ± 9,0	0,37 ± 0,04	4,92 ± 0,59	0,36 ± 0,02	82,0 ± 16,9
90°	0,082 ± 0,027	33,4 ± 7,6	0,28 ± 0,05	5,01 ± 0,64	0,31 ± 0,03	100,3 ± 16,9

dans le tableau 1. Ainsi, ce modèle devrait être privilégié pour caractériser le comportement hyperélastique du muscle squelettique bien que le caractère anisotrope fibreux du tissu biologique ne soit pas pris en compte. De plus, on peut observer que les modèles hyperélastiques utilisés sont plus appropriés pour une orientation des fibres musculaires à 90° que ce soit pour le calcul des modules d'Young incrémentaux comme pour le coefficient de détermination. Ce résultat pourrait s'expliquer par une non-linéarité plus importante du comportement mécanique pour cette orientation de fibres.

Enfin, on note que les taux de variation des modules d'Young incrémentaux diminuent lorsque les déformations augmentent. Ce résultat a également été obtenu pour des matériaux inertes (Pawlikowski, 2014) et biologiques (Ogden *et al.*, 2004 ; Martins *et al.*, 2006).

### 3.2. Comportement viscoélastique

Les paramètres des modèles de Maxwell sont identifiés en fixant la contrainte nominale  $S_{max}$  à la contrainte nominale obtenue à 20 % de déformation au début de la relaxation. Un exemple illustratif de l'ajustement des courbes expérimentales avec les modèles de Maxwell au premier et au second ordre est donné figure 4(a). Ainsi, le modèle de Maxwell au second ordre apparaît plus approprié, ce qui est confirmé par le coefficient de détermination  $R^2$  (figure 4(b)) supérieur ( $0,993 \pm 0,004$ ) par rapport à celui du modèle de Maxwell au premier ordre ( $0,841 \pm 0,013$ ). Les valeurs moyennes de  $\nu_1$ ,  $\nu_2$ ,  $\tau_1$  et  $\tau_2$  pour les orientations de fibres à 0° et 90° sont données dans le tableau 1.

## 4. Limitations

Une des difficultés expérimentales dans l'étude *in vitro* des propriétés mécaniques du tissu musculaire squelettique concerne le mode de conservation des échantillons depuis leur prélèvement, jusqu'aux essais mécaniques. Ainsi, l'utilisation d'un protocole contrôlé de cryoconservation du tissu biologique pourrait être envisagée avant d'effectuer les essais mécaniques, minimisant ainsi l'altération du matériau avec le temps. Par ailleurs, pour optimiser les essais de compression, une solution de NaCl a été choisie pour éviter les phénomènes de frottement entre le plateau et l'échantillon. Cependant, cette solution a été critiquée du fait que ce lubrifiant n'est pas optimal et

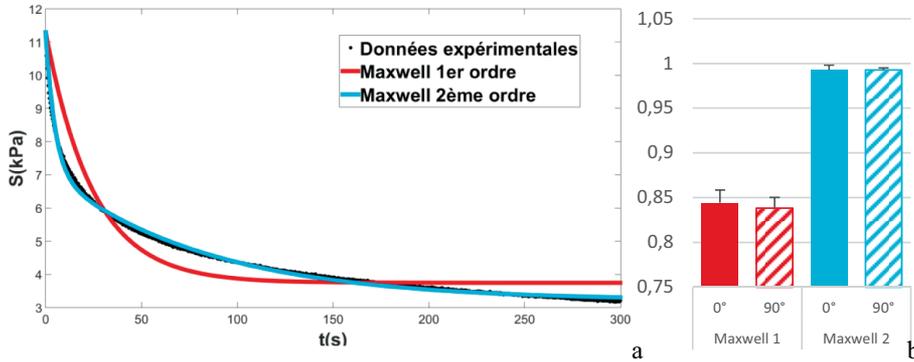


Figure 4. (a) Exemple illustratif d'ajustement avec les modèles de Maxwell au premier et second ordre. (b) Coefficient de détermination  $R^2$  pour les 2 modèles pour des orientations de fibres musculaires à 0° et 90°

qu'il est suggéré d'utiliser une huile de silicone (Böl *et al.*, 2012). Toutefois, même s'il est nécessaire d'améliorer la lubrification des plateaux de compression, il apparaît tout aussi important d'optimiser la découpe des échantillons musculaires afin d'obtenir des formes encore plus régulières (Abraham *et al.*, 2013). En effet, la réalisation de cubes de muscle squelettique, avec de bonnes proportions géométriques n'est pas aisée (Van Looke *et al.*, 2006). Une façon de s'affranchir de ce problème serait de prendre en compte la véritable géométrie de l'échantillon en la reconstruisant par une capture vidéo et en utilisant ensuite une méthode inverse par éléments finis (Böl *et al.*, 2012).

D'autre part, il serait utile d'utiliser un bain de solution physiologique permettant de réaliser les essais en milieu confiné afin de garantir la conservation du tissu biologique (Abraham *et al.*, 2013).

Enfin, l'utilisation d'une fonction d'énergie de déformation isotrope pour caractériser le tissu musculaire ne permet pas de tenir compte de la nature fibreuse du matériau biologique. Toutefois, si on se limite qu'à ce type d'essais uniaxiaux, la surparamétrisation dans l'identification des propriétés mécaniques devra être étudiée par une méthode d'optimisation.

## 5. Conclusion

Dans cette étude préliminaire, nous avons caractérisé le comportement visco-hyperélastique du muscle squelettique de porc par des essais de relaxation en compression. Bien qu'il soit difficile de manipuler ce type de matériau biologique, les premiers résultats ont montré que le comportement mécanique peut être décrit par un modèle d'Ogden d'ordre 1 couplé à modèle de Maxwell d'ordre 2, limitant ainsi le nombre de paramètres matériaux à identifier. Par la suite, en se basant sur l'approche proposée, on devrait pouvoir mieux appréhender les mécanismes biologiques responsables des changements observés dans les tissus musculaires sains et

pathologiques. Pour cela, des investigations micro-structurelles devront être effectuées en les couplant avec des approches macroscopiques comme celle de cette étude.

### **Bibliographie**

- Abraham A.C., Kaufman K.R., Donahue T.L.H. (2013). Phenomenological consequences of sectioning and bathing on passive muscle mechanics of the New Zealand white rabbit tibialis anterior. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 17, p. 290-295. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.10.003.
- Böl M., Ehret A.E., Leichsenring K., *et al.* (2014). On the anisotropy of skeletal muscle tissue under compression. *Acta Biomater.*, vol. 10, p. 3225-3234. doi: 10.1016/j.actbio.2014.03.003.
- Böl M., Kruse R., Ehret A.E., *et al.* (2012). Compressive properties of passive skeletal muscle—The impact of precise sample geometry on parameter identification in inverse finite element analysis. *J. Biomech.*, vol. 45, p. 2673-2679. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.023.
- Böl M., Leichsenring K., Ernst M., Ehret A.E. (2016). Long-term mechanical behaviour of skeletal muscle tissue in semi-confined compression experiments. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 63, p. 115-124. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.06.012.
- Calvo B., Ramírez A., Alonso A., *et al.* (2010). Passive nonlinear elastic behaviour of skeletal muscle: Experimental results and model formulation. *J. Biomech.*, vol. 43, p. 318-325. doi: 10.1016/j.jbiomech.2009.08.032.
- Chakouch M.K., Pouletaut P., Charleux F., Bensamoun S.F. (2015). Viscoelastic shear properties of in vivo thigh muscles measured by MR elastography. *J. Magn. Reson. Imaging*. doi: 10.1002/jmri.25105.
- Delfino A., Stergiopoulos N., Moore J.E., Meister J.-J. (1997). Residual strain effects on the stress field in a thick wall finite element model of the human carotid bifurcation. *J. Biomech.*, vol. 30, p. 777-786. doi: 10.1016/S0021-9290(97)00025-0.
- Gras L.-L., Mitton D., Viot P., Laporte S. (2013). Viscoelastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle of aged women in relaxation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 27, p. 77-83. doi: 10.1016/j.jmbbm.2013.06.010.
- Gras L.-L., Mitton D., Viot P., Laporte S. (2012). Hyper-elastic properties of the human sternocleidomastoideus muscle in tension. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 15, p. 131-140. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.06.013.
- Holzappel G. (2000). *Non linear Solid Mechanics*, Wiley, Chichester, West Sussex, England.
- Humphrey J.D. (2003). Continuum biomechanics of soft biological tissues. *Proc. R. Soc. Lond. Math. Phys. Eng. Sci.*, vol. 459, p. 3-46. doi: 10.1098/rspa.2002.1060.
- Humphrey J.D., Yin F.C. (1987). On constitutive relations and finite deformations of passive cardiac tissue: I. A pseudostrain-energy function. *J. Biomech. Eng.*, vol. 109, p. 298-304.
- Johansson T., Meier P., Blickhan R. (2000). A finite-element model for the mechanical analysis of skeletal muscles. *J. Theor. Biol.*, vol. 206, p. 131-149. doi: 10.1006/jtbi.2000.2109.

- Klatt D., Papazoglou S., Braun J., Sack I. (2010). Viscoelasticity-based MR elastography of skeletal muscle. *Phys. Med. Biol.*, vol. 55, p. 6445-6459. doi: 10.1088/0031-9155/55/21/007.
- Leclerc G.E., Debernard L., Foucart F., *et al.* (2012). Characterization of a hyper-viscoelastic phantom mimicking biological soft tissue using an abdominal pneumatic driver with magnetic resonance elastography (MRE). *J. Biomech.*, vol. 45, p. 952-957. doi: 10.1016/j.jbiomech.2012.01.017.
- Martins P.A.L.S., Natal Jorge R.M., Ferreira A.J.M. (2006). A comparative study of several material models for prediction of hyperelastic properties: application to silicone-rubber and soft tissues. *Strain*, vol. 42, p. 135-147. doi: 10.1111/j. 1475-1305. 2006.00257.x.
- Moerman K.M., Simms C.K., Nagel T. (2016). Control of tension-compression asymmetry in Ogden hyperelasticity with application to soft tissue modelling. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 56, p. 218-228. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.11.027.
- Mohammadkhah M., Murphy P., Simms C.K. (2016). The *in vitro* passive elastic response of chicken pectoralis muscle to applied tensile and compressive deformation. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 62, p. 468-480. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.05.021.
- Nagle A.S., Barker M.A., Kleeman S.D., *et al.* (2014). Passive biomechanical properties of human cadaveric levator ani muscle at low strains. *J. Biomech.*, vol. 47, p. 583-586. doi: 10.1016/j.jbiomech.2013.11.033.
- Ogden R.W., Saccomandi G., Sgura I. (2004). Fitting hyperelastic models to experimental data. *Comput. Mech.*, vol. 34, p. 484-502. doi: 10.1007/s00466-004-0593-y.
- Pawlikowski M. (2014). Non-linear approach in visco-hyperelastic constitutive modelling of polyurethane nanocomposite. *Mech. Time-Depend. Mater.*, vol. 18, p. 1-20. doi: 10.1007/s11043-013-9208-2.
- Stålhand J., Klarbring A., Holzapfel G.A. (2011). A mechanochemical 3D continuum model for smooth muscle contraction under finite strains. *J. Theor. Biol.*, vol. 268, p. 120-130. doi: 10.1016/j.jtbi.2010.10.008.
- Takaza M., Moerman K.M., Gindre J., *et al.* (2013). The anisotropic mechanical behaviour of passive skeletal muscle tissue subjected to large tensile strain. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 17, p. 209-220. doi: 10.1016/j.jmbbm.2012.09.001.
- Van Ee C.A., Chasse A.L., Myers B.S. (2000). Quantifying skeletal muscle properties in cadaveric test specimens: effects of mechanical loading, postmortem time, and freezer storage. *J. Biomech. Eng.*, vol. 122, p. 9-14.
- Van Loocke M., Lyons C.G., Simms C.K. (2008). Viscoelastic properties of passive skeletal muscle in compression: Stress-relaxation behaviour and constitutive modelling. *J. Biomech.*, vol. 41, p. 1555-1566. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.02.007.
- Van Loocke M., Lyons C.G., Simms C.K. (2006). A validated model of passive muscle in compression. *J. Biomech.*, vol. 39, p. 2999-3009. doi: 10.1016/j.jbiomech.2005.10.016.
- Wheatley B.B., Morrow D.A., Odegard G.M., *et al.* (2016). Skeletal muscle tensile strain dependence: hyperviscoelastic nonlinearity. *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 53, p. 445-454. doi: 10.1016/j.jmbbm.2015.08.041.

