

Vers une modélisation multi-échelles du comportement mécanique du périnée

A.S Caro^{a,*1}, S. Iaquina^a, T. Kadiakhe^b, M. Lallemand^{b,c}, E. Peña^{d,e}, J. Chambert^b, E. Jacquet^b,

^aLMGC, IMT Mines Ales, Univ Montpellier, CNRS, Ales, France ^bDépartement de Mécanique Appliquée, Institut FEMTO-ST, Université de Franche-Comté, UMR 6174 CNRS, Besançon, France ^cDépartement de gynécologie-obstétrique, Centre Hospitalier Universitaire, Besançon, France ^dAragón Institute of Engineering Research (I3A), University of Zaragoza, Spain ^eCIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Zaragoza, Spain

Résumé

Les dysfonctions et anomalies du tissu pelvien sont responsables de nombreuses consultations et interventions chirurgicales chez la femme au cours de sa vie et de la grossesse ; elles sont principalement attribuées à la dégradation ou à l'évolution de ses propriétés biomécaniques. Pour le clinicien, il est essentiel de connaître le comportement mécanique de ce tissu afin d'anticiper sa dégradation. L'objectif de ce travail est de proposer une modélisation de ce tissu en le considérant de façon simplifiée comme un matériau multicouche. La modélisation s'appuie sur les résultats de tests de traction large instrumentés avant rupture couplés à des essais de relaxation réalisés à des paliers de déformations réguliers sur de périnées de cochons à partir desquels sont prélevés des échantillons de peau, de tissus conjonctifs et de muscles de sphincters anaux. Ces différents tissus peuvent être modélisés à travers un comportement hyperviscoélastique avec des paramètres de viscosité déterminés à chaque palier de déformation marquant l'évolution de la microstructure des tissus avec la déformation équivalente. Une méthode de recalage par éléments finis est utilisée pour déterminer les paramètres du modèle pour chacun des tissus testés. Une modélisation simplifiée du comportement hyperviscoélastique du périnée est alors proposée.

Mots clés : Modélisation multi-échelle Tissus mous Hyperviscoélasticité Endommagement

1. Introduction

L'étude des déformations du plancher pelvien (PV) ou de ses composants est d'un fort enjeu dans le domaine de la santé publique. Les anomalies du PV sont liées à des déchirures ou à des élongations de ses composants qui peuvent être variables d'un sujet à l'autre. On retrouve de nombreux auteurs et équipes de recherche en France et à l'international qui s'intéressent à ce type de tissus ; certains étudient leurs hautes déformabilités, d'autres leur endommagement, dans un contexte où les tissus sont hétérogènes et dépendants de la source et de l'endroit de prélèvement. Ce travail se focalise sur le périnée, ensemble de muscles et de tissus qui ferment le bas du bassin. Son rôle principal est le soutien des différents organes mais il peut aussi subir, lors d'un accouchement, de gros taux de déformations, conduisant à des déchirements de certains des tissus le composant. L'objectif de ce travail est de modéliser le comportement de ces types de tissus afin d'anticiper leur dégradation. Un modèle porcin est utilisé en première approche, même si l'anatomie de leur périnée diffère de celle de l'humain. Différents éléments composant son PV (peau, sphincters et vagin) sont extraits de la zone périnéale et ont été testés en traction simple [1,2] relatant un comportement hyperélastique et à la rupture d'une grande variabilité selon le tissu testé et sa provenance. Des essais biaxiaux instrumentés de traction large / relaxation viennent compléter ces essais afin de se rapprocher de leur sollicitation réelle. Dans un premier temps, chacun de ces tissus est supposé isotrope et est caractérisé via une loi hyperviscoélastique dans laquelle les paramètres moyens de comportement liés à la viscosité évoluent à chaque essai réalisé. Une alternative plus classique aurait été de fixer un ensemble de temps de relaxation dont les contributions auraient été définies à chaque cycle de relaxation. Ce choix n'a pas été retenu car les vitesses de chargement utilisées ne permettent pas d'identifier correctement chacun de ces temps. Le comportement hyperélastique est identifié à partir de la courbe enveloppe du premier cycle de chargement. La méthode de recalage de modèle par éléments finis est utilisée pour déterminer ces paramètres [3]. Dans un deuxième temps, la zone périnéale est modélisée de manière simplifiée comme un matériau multicouche dans lequel chacune des couches est parfaitement adhérente. Le comportement de ce matériau multicouche est alors simulé afin de déterminer les zones de concentration de contraintes et de déformations conduisant à une dégradation prématurée.

*Corresponding author

Email address: anne-sophie.caro@mines-ales.fr

¹Present address: IMT Mines Alès, France

1. Matériaux et méthodes

1.1. Matériaux

Des échantillons de tissus cutanés, vaginaux, conjonctif, de sphincter anal et vaginal sont prélevés de périnée de truies, préalablement congelés suivant un protocole permettant de conserver au mieux leurs propriétés mécaniques [4].

1.2. Essais de traction simple / traction large et relaxation instrumentés

Une presse d'essais mécanique est utilisée pour réaliser des essais de traction sur des échantillons de dimensions $L \times l \times e = 1 \times 4 \times 0.1 \text{ cm}^3$ avec L la longueur utile sollicitée. Ces dimensions permettent de réaliser (dans le cas d'un échantillon homogène) un essai de traction large pour lequel la contrainte transverse n'est pas nulle mais pour autant non-maîtrisée. Tous les 10% de déformation, le déplacement traverse est maintenu constant afin d'observer la relaxation de contrainte. La vitesse de déplacement traverse est de 6mm/min, la durée de la relaxation est de 10s; une instrumentation optique est utilisée permettant d'observer le potentiel glissement dans les mors, d'utiliser des conditions aux limites réalistes et d'avoir la section vraie de l'éprouvette testée pendant l'essai. Les essais de traction larges sont conduits spécifiquement sur les tissus cutanés, conjonctif et de sphincter anal, les 3 constituants de la zone périnéale chez la truie.

1.3. Modélisation, recalage de loi de comportement

Une modélisation hyperviscoélastique incompressible à 3 paramètres est utilisée pour décrire le comportement des tissus composant le périnée. Le nombre de paramètres est volontairement réduit, permettant leur identification unique au détriment d'une parfaite description des non-linéarités observées. La densité d'énergie caractérisant ce comportement est décomposée en (i) une partie hyperélastique W_H et (ii) une partie liée à la viscosité W_μ . Concernant la partie hyperélastique, une loi de Yeoh à un paramètre c_1 est adoptée [5] : $W_H = c_1(I_1 - 3)$; I_1 est le premier invariant défini par $I_1 = \text{tr}(\mathbf{F}^t \mathbf{F})$ et \mathbf{F} est le gradient de la transformation. La densité d'énergie liée à la viscosité suit un modèle de Maxwell à un élément décrit par deux paramètres : l'énergie et le temps de relaxation (β_1, τ_1).

Le second tenseur de Piola Kirchoff s'écrit alors :

$$\mathbf{S} = 2 \frac{\partial W_H}{\partial \mathbf{C}} + 2 \frac{\partial W_\mu}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{S}_H + \mathbf{Q}_1, \text{ avec } \mathbf{Q}_1 \text{ solution de l'équation } \tau_1 \dot{\mathbf{Q}}_1 + \mathbf{Q}_1 = \tau_1 \beta_1 \dot{\mathbf{S}}_H.$$

Le paramètre c_1 est déterminé à partir de la première montée en charge. Le recalage de modèle par éléments finis est utilisé pour déterminer à partir de chaque cycle de relaxation l'évolution du couple de paramètres (β_1, τ_1). Durant le premier cycle, (β_1, τ_1) est supposé constant puis il varie linéairement d'une valeur identifiée à l'autre.

2. Résultats

2.1. Identification des paramètres

Des essais en traction large sont menés sur les tissus composant le périnée du même animal ; ils sont présentés Figure 1. On observe sur la peau du périnée de cet animal une rupture précoce en comparaison aux 2 autres tissus. Le logiciel COMSOL Multiphysics® est utilisé pour simuler cet essai à partir de la géométrie réelle de l'échantillon et des conditions aux limites identifiées par corrélations d'images numériques. Les paramètres identifiés et les courbes correspondantes sont présentés dans le **Erreur ! Source du renvoi introuvable.** et la Figure 1. L'énergie associée au modèle de Maxwell est croissante en fonction de la déformation équivalente, pour tous les types de tissus. Le temps de relaxation moyen, quant à lui a un maximum dans les cas des tissus cutanés et conjonctifs qui semble être atteint pour une déformation très faible, équivalente à 40%, maximum non atteint pour le tissu de sphincter anal dans les gammes de déformations imposées.

2.2. Modélisation du matériau multicouches

Un matériau multicouche peau/tissu conjonctif/tissu de sphincter anal est simulé en traction large (1/4 de structure pour des raisons de symétrie), connaissant le comportement de chacune des couches et leurs épaisseurs respectives (

Figure 2). Le tissu conjonctif a la déformation moyenne équivalente la plus importante associée à un maximum de temps de relaxation atteint pour des faibles déformations. Il semblerait donc que ce tissu, permettant de faire la liaison peau, muscle, soit d'importance concernant l'initiation de l'endommagement.

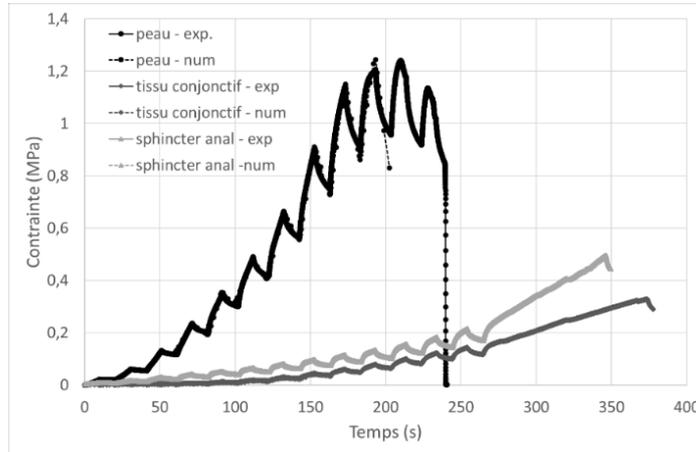


Figure 1: essai de traction large – relaxation – Evolution de la contrainte (MPa) en fonction du temps (s), données numériques et expérimentales

Propriétés hyperélastiques			
	Peau	Tissu conjonctif	Sphincter
c_1 (kPa)	20.5	0.5	7.3
Comportement visqueux $\tau_1(s), \beta_1$			
$\varepsilon_{eq1} = 0.1$	30,	30, 0.6	5.5, 1.1
$\varepsilon_{eq2} = 0.2$	30,	15, 0.6	5.5, 1.1
$\varepsilon_{eq3} = 0.3$	60,	13.8, 1.39	9.9, 2.1
$\varepsilon_{eq4} = 0.4$	90,	60, 2.3	11, 3.2
$\varepsilon_{eq5} = 0.5$	42,	45, 4.5	12.1, 4.2
$\varepsilon_{eq6} = 0.6$	45,	51, 8.6	14.8, 5.2
$\varepsilon_{eq7}, = 0.7$	48,	45, 15.1	15.4, 6.
$\varepsilon_{eq8} = 0.8$	51,	54, 24.4	15.4, 6.9
$\varepsilon_{eq9} = 0.9$	39,	39, 37.1	15.9, 7.9
$\varepsilon_{eq10} = 1$	33,	33, 49.3	22, 8.9

Tableau 1: paramètres décrivant le comportement visqueux des 3 types de tissus étudiés

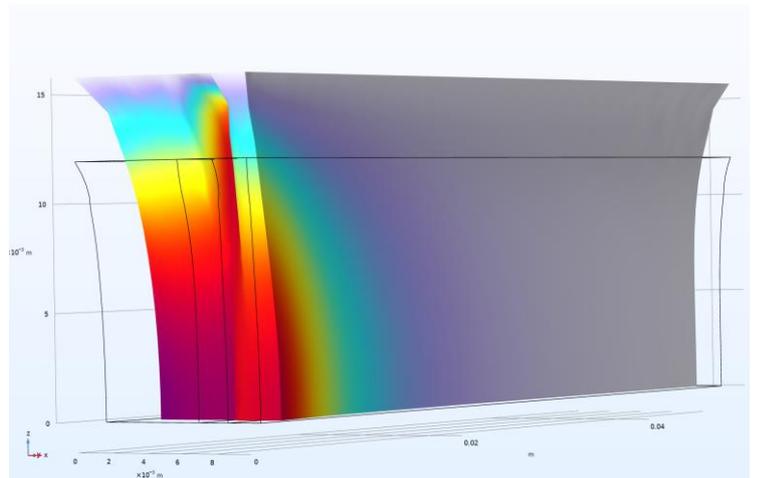


Figure 2: simulation du matériau multicouche, déplacement dans la direction de la plus grande longueur (max 5mm)

3. Conclusions

Ce travail préliminaire doit être complété en particulier en introduisant l'anisotropie des tissus étudiés mais il semblerait que l'analyse des essais de relaxation à travers l'identification d'un temps de relaxation moyen permettrait d'identifier un pré-endommagement dans ce type de tissus.

Références

- [1] T. Kadiakhe, M. Lallemand, J. Chambert, A. Lejeune, N. Mottet, and E. Jacquet, “Déchirure périnéale à l’accouchement : étude préliminaire du comportement hyperélastique du périnée porcin par test de traction,” in *Congrès Français de Mécanique, Nantes*, 2022.
- [2] T. Kadiakhe, M. Lallemand, J. Chambert, A. Lejeune, N. Mottet, and E. Jacquet, “Material properties identification of porcine perineal tissues,” in *18th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Paris*, 2023.
- [3] S. Avril *et al.*, “Overview of identification methods of mechanical parameters based on full-field measurements,” *Exp. Mech.*, vol. 48, no. 4, 2008, doi: 10.1007/s11340-008-9148-y.
- [4] A. S. Caro-Bretelle *et al.*, “Effect of sample preservation on stress softening and permanent set of porcine skin,” *J. Biomech.*, vol. 48, no. 12, 2015, doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.07.014.
- [5] O. H. Yeoh, “Characterization of elastic properties of carbon-black-filled rubber vulcanizates,” *Rubber Chem. Technol.*, vol. 63, pp. 792–805, 1990.