

Déchirure périnéale à l'accouchement : étude préliminaire du comportement hyperélastique du périnée porcin par test de traction

T. KADIAKHE^a, M. LALLEMANT^{a,b}, J. CHAMBERT^a, A. LEJEUNE^a, N. MOTTET^{b,c}, E. JACQUET^a

a. Univ. Bourgogne Franche-Comté, Institut FEMTO-ST, Département Mécanique Appliquée, Besançon, France (tiguida.kadiakhe@femto-st.fr)

b. Service de gynécologie obstétrique, Pôle mère-femme, Centre Hospitalier Universitaire Jean Minjoz, Besançon, France (mlallemant@chu-besancon.fr)

c. Laboratoire de Nanomédecine, Imagerie et Thérapeutiques, INSERM E4 4662, Université de Franche-Comté, Besançon, France (n1mottet@chu-besancon.fr)

Résumé :

Le périnée est une structure multicouche composée de tissus mous dont les propriétés mécaniques assurent l'intégrité du plancher pelvien, particulièrement chez les femmes. Lors de l'accouchement, le périnée subit de très grandes déformations qui, souvent, entraînent des déchirures plus ou moins sévères. Pour mieux comprendre les mécanismes conduisant aux déchirures périnéales, il est nécessaire de connaître les propriétés mécaniques des différents tissus qui le constituent. Ce présent travail est motivé par le manque de données sur les propriétés mécaniques du périnée dans la littérature. La collecte de tissus humains pour des applications dans la recherche étant difficile et longue, le porc, qui présente de très fortes ressemblances à l'humain, a été choisi comme substitut. L'objectif est d'établir un protocole de caractérisation mécanique des tissus mous du périnée féminin porcin qui pourra ensuite servir de référence pour caractériser les tissus du périnée humain.

Abstract :

The perineum is a multi-layered structure made of soft tissues whose mechanical properties ensure the integrity of the pelvic floor, particularly in women. During childbirth, the perineum undergoes very large deformations which often lead to more or less severe tears. To better understand the mechanisms leading to perineal tears, it is necessary to know the mechanical properties of the different tissues that constitute it. This present work is motivated by the lack of data on the mechanical properties of the perineum in the literature. The collection of human tissue for research applications being difficult and time-consuming, the pig, which bears very strong resemblances to humans, was chosen as a substitute. The objective is to establish a protocol for the mechanical characterization of the soft tissues of the female porcine perineum which can then serve as a reference for characterizing the tissues of the human perineum.

Mots clefs : Tissus mous, essais ex-vivo, caractérisation mécanique, hyperélasticité, seuil de rupture.

1 Introduction

Le périnée est l'ensemble des parties molles fermant caudalement l'excavation pelvienne. Il est situé en dessous des muscles élévateurs de l'anus qui soutient la partie basse du bassin [1]. Il est une structure multicouche composée de tissus mous. Lors de l'accouchement, le périnée se déforme grandement et va épouser la forme de la tête fœtale [2]. Sous l'effet de la compression de la présentation fœtale, le périnée s'amincit jusqu'à parfois rupture. Ces déchirures périnéales peuvent être plus ou moins sévères et impliquer le sphincter anal et/ou la muqueuse anale [3]. Ces déchirures périnéales sévères dont la prévalence varie entre 0,25% et 6% dans la population générale peuvent être à l'origine d'une morbidité importante avec notamment une incontinence anale, des douleurs périnéales ou des dysfonctions sexuelles [4].

Pour mieux comprendre les mécanismes conduisant aux déchirures périnéales, il est nécessaire de connaître les propriétés matériaux des différents tissus qui le constituent. Les propriétés matériaux du périnée [5–14] et les contraintes fœtales à l'accouchement [15–20] sont très peu documentées. Il s'agit essentiellement de simulations numériques par éléments finis s'appuyant sur des données mécaniques non validées. Nous souhaitons étudier les propriétés matériaux du périnée avec pour objectif à terme de développer un modèle périnéal valide de l'accouchement. Avec ce modèle dépendant des propriétés inhérentes à chaque patiente, nous pourrions identifier les patientes à haut risque de déchirure périnéale sévère afin de leur proposer une prise en charge adaptée.

L'objectif de notre travail est d'établir un protocole de caractérisation mécanique des tissus mous du périnée féminin porcin qui pourra ensuite servir de référence pour caractériser les tissus du périnée humain.

2 Matériels et méthodes

Dans cette étude, nous présentons la caractérisation mécanique des tissus du périnée par des essais de traction. Ces essais ont été réalisés sur chacun des tissus constituant le périnée porcin.

2.1 Modèle animal et prélèvement

Nous avons utilisé des périnées de truie de race « porc charcutier français ». Les tissus périnéaux sont issus des déchets provenant d'un abattoir porcin pour l'alimentation, ce qui respecte les lois bioéthiques de l'animal. Il s'agissait de truies non gestantes et ayant déjà mis bas, garantissant le même statut hormonal. Les organes porcins étaient remis aux opérateurs dans les 36 heures suivant la date d'abattage. Deux échantillons étaient prélevés pour chaque couche de périnée porcin : la peau, le vagin, le sphincter anal externe (SAE), le sphincter anal interne (SAI) et la muqueuse anale (MA).

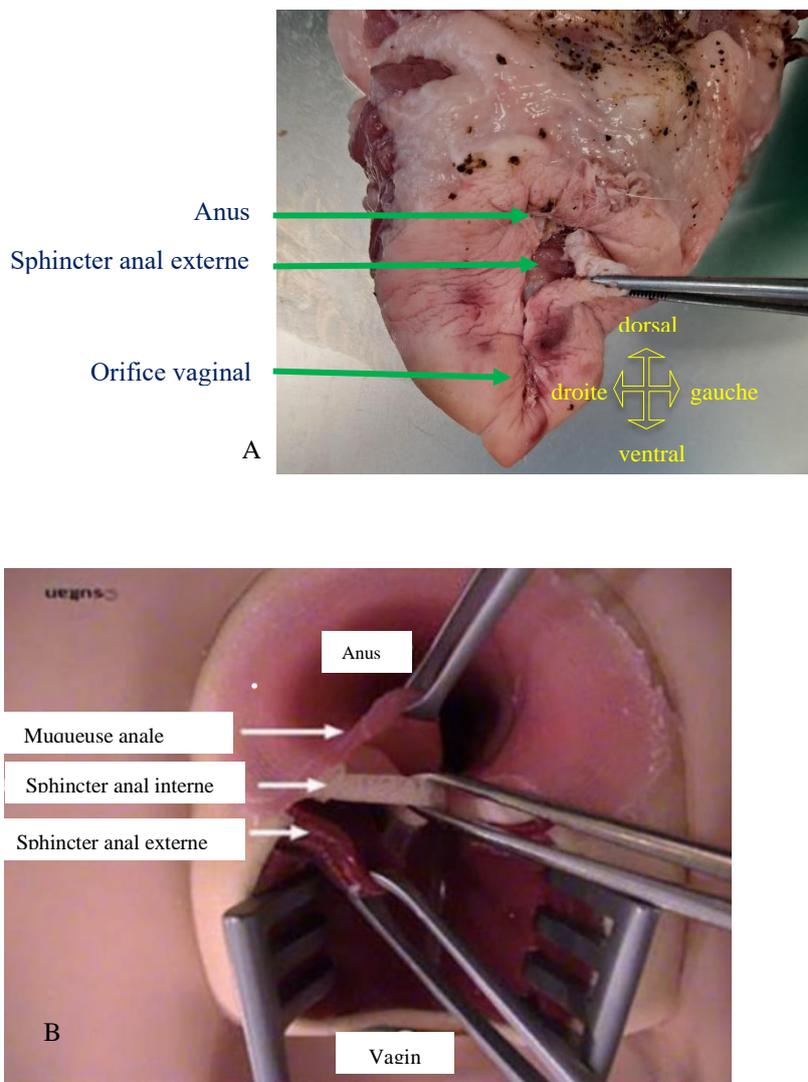


Figure 1. Description anatomique des couches anatomiques du périnée

A. Photographie d'un périnée porcin

B. Mannequin de suture du sphincter anal externe de Sultan [21]

SAE : Sphincter anal externe

2.2 Préparation des éprouvettes

Afin d'obtenir des échantillons de manière reproductible et préserver une intégrité des fibres, une méthode de dissection précise a été mise en place. Les instruments utilisés étaient des ciseaux fins et une pince atraumatique. Aucune traction sur les tissus n'était effectuée. Une incision médiane prudente en regard de la fourchette vulvaire était réalisée. Le sphincter anal externe était immédiatement identifié. La peau était disséquée en 2 échantillons dorso-ventrales (droit puis gauche). Ensuite, la partie dorsale de l'orifice vaginal était incisée à midi. Deux échantillons vaginaux droit et gauche étaient disséqués en regard de la cloison recto-vaginal et prélevés. Ensuite, le sphincter anal externe était disséqué de manière prudente et sectionné à 9h et 3h. Puis la paroi dorsale du rectum et de l'anus était incisée en 2 à midi. Deux échantillons (droit puis gauche) de la muqueuse anale et du sphincter anal interne étaient prélevés.

Les échantillons étaient orientés à l'aide d'un feutre indélébile (extrémité droite ou crâniale selon la pièce) avant d'être étudiés. Pour chaque échantillon, une éprouvette était créée au bistouri froid à l'aide

d'un gabarit de forme de découpe prédéfini en caoutchouc de 5 cm * 1 cm. Du papier était collé sur les extrémités à un centimètre des bords afin de faciliter la préhension de l'échantillon (Figure 2).

Afin de limiter les biais, la dissection et la préparation des éprouvettes ont été réalisées par un même opérateur n°1. Les tests de traction ont été réalisés par un même opérateur n°2.

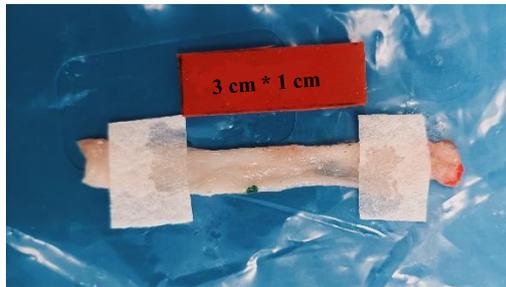


Figure 2. Eprouvette préparée avec de la colle et du papier

2.3 Description de l'essai de traction

Les éprouvettes ont été testées en traction uniaxiale quasi-statique avec la machine d'essai Mach-1 (Biomomentum Inc, Canada). Les mors utilisés sont des mors de serrage spécifiques contre le glissement des tissus mous (Figure 3). Les forces ont été mesurées avec un capteur d'efforts de 250 N. Pour chaque éprouvette, une pré-tension de 0,3 N a été appliquée avant l'essai. Les mesures d'épaisseur, de largeur et de longueur initiale ont été effectuées à l'aide d'un pied à coulisse digital après pré-tension. Le déplacement (Δl) a été enregistré avec une précision de 0,5 μm en même temps que la force à une fréquence de 100 Hz.

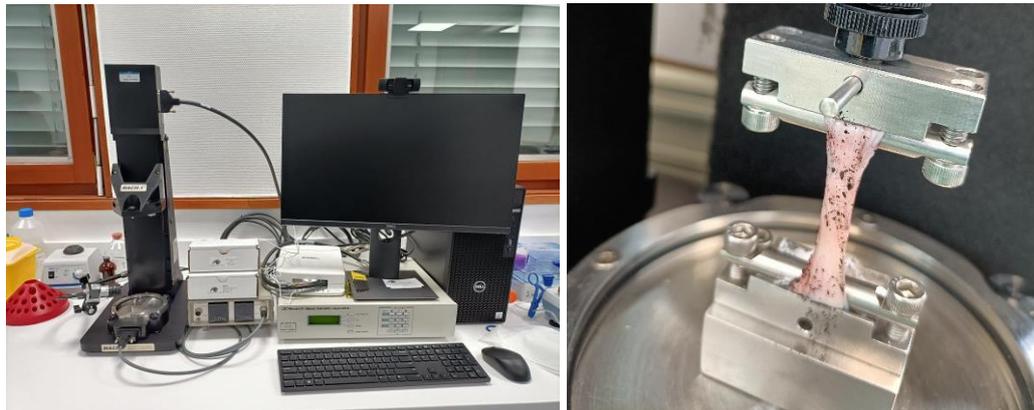


Figure 3. Machine d'essais Mach 1 (Biomomentum Inc, Canada) et mors pour tissus mous

2.4 Conditions expérimentales étudiées

Les tests de traction ont été réalisés sous plusieurs conditions expérimentales prédéfinies pour créer un protocole expérimental où les principaux facteurs pouvant altérer les résultats sur les tissus périnéaux seraient contrôlés.

Nous avons évalué l'influence des conditions de préparation de l'échantillon : congélation du tissu et orientation de l'échantillon. Nous avons également évalué les conditions environnementales de l'essai : hygrométrie, température et vitesse de déplacement.

L'influence de chacun des facteurs a été étudiée séparément et sans couplage pour chaque tissu périnéal. Hormis le paramètre testé, les autres paramètres ont été conservés constants pendant le test donné. A

l'exception du sphincter anal externe, les couches périnéales ont été séparées en deux échantillons. Du fait de sa petite taille, le sphincter anal externe (SAE) a fait l'objet d'un seul échantillon. Un échantillon restait à l'état de référence (éprouvette n°1), l'autre échantillon (éprouvette n°2) était testé sur un seul paramètre. Chaque paramètre a été testé sur 5 cochons pour la peau, le vagin, le SAI et la muqueuse anale. Pour le SAE, chaque paramètre a nécessité 10 cochons. Nous avons donc utilisé 50 cochons au total.

2.4.1 Influence de la congélation

Les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale à l'état frais pour les deux éprouvettes. L'éprouvette n°1 a été immédiatement testée à l'état frais. L'éprouvette n°2 a été immédiatement congelée à -20°C pendant plus d'un jour. Celle-ci a été décongelée à température ambiante entre 16 et 20 heures avant de réaliser les essais de traction. La vitesse de déplacement était fixée à 0.1mm/s.

2.4.2 Influence de l'hygrométrie : en température et humidité ambiantes

Les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale à l'état frais pour l'éprouvette n°1. Les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale après avoir conservé l'éprouvette n°2 pendant 2 heures dans du film cellophane à la température et à l'humidité de la pièce. La vitesse de déplacement était fixée à 0.1mm/s.

2.4.3 Influence de l'hygrométrie : dans du sérum physiologique à température ambiante

Par le même principe, les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale après avoir entreposé l'éprouvette n°2 dans une solution de sérum physiologique à température ambiante. La vitesse de déplacement était fixée à 0,1mm/s. Les tests ont été immédiatement réalisés après prélèvement pour l'éprouvette n°1 et 2 heures après conservation dans du sérum physiologique pour l'éprouvette n°2.

2.4.4 Influence de l'orientation

Deux séries de mesure ont été réalisées pour étudier l'influence de la direction de découpe de l'échantillon concernant le vagin, la peau et la muqueuse anale. Le complexe sphinctérien n'a pas été étudié du fait de sa petite taille et donc de la non faisabilité de l'étude de ce paramètre. Une première série d'échantillons a été découpée transversalement (droite-gauche) et la deuxième série a été découpée longitudinalement (dorso-ventral et cranio-caudal). La vitesse de déplacement était fixée à 0,1mm/s.

2.4.5 Influence de la température

Les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale à l'état frais à la température de la pièce pour l'éprouvette n°1 et dans une enceinte à la température contrôlée et constante d'un cochon (39°C) pour l'éprouvette n°2. La vitesse de déplacement était fixée à 0,1mm/s.

2.4.6 Influence de la vitesse de déplacement

Les mesures ont été réalisées pour chaque couche périnéale à l'état frais dans des conditions identiques hormis celle de la vitesse de déplacement. Chaque couche périnéale de chaque cochon a été testée à la vitesse de déplacement de 0,1mm/sec pour l'éprouvette n°1 et 1 mm/sec pour l'éprouvette n°2.

2.5 Identification de la loi de comportement

Les tissus mous biologiques ont un comportement non linéaire hyperélastique incompressible. D'un point de vue macroscopique, en fonction de la quantité et de l'orientation des fibres, les tissus peuvent présenter une anisotropie [22]. Pour cette étude méthodologique préliminaire, le modèle utilisé ne tient pas compte de l'anisotropie.

Le modèle choisi pour l'identification des paramètres matériaux des structures du périnée est le modèle de Yeoh du second degré [23] avec la densité d'énergie suivante :

$$W(I_1) = C_0(I_1-3) + C_1(I_1-3)^2 \quad (1)$$

avec $I_1 = \lambda^2 + \frac{2}{\lambda}$, le premier invariant du gradient de déformation F exprimé ici en fonction de l'élongation λ . C_0 et C_1 sont les paramètres matériaux du modèle correspondant respectivement au comportement (rigidité) du matériau pour les petites et grandes déformations.

La première contrainte de Piola-Kirchhoff dérive de la densité d'énergie W . Son expression est donnée par :

$$\Pi(\lambda) = 2 \left(\lambda - \frac{1}{\lambda^2} \right) \left(C_0 + 2C_1 \left(\lambda^2 + \frac{2}{\lambda} - 3 \right) \right) \quad (2)$$

Les paramètres C_0 et C_1 ont été identifiés en résolvant un problème inverse à partir des courbes contraintes-déformations expérimentales et numériques. Pour cela, on résout, une méthode de moindres carrés via l'algorithme de Levenberg-Marquardt [24] avant le premier signe d'endommagement d'un échantillon pour chaque tissu. Celui-ci a été déterminé visuellement à partir de la courbe et correspond à une première chute de contrainte de la courbe de contrainte-déformation interprétée comme une rupture de fibre ou un délaminage dans le tissu.

Pour chaque courbe, les paramètres sont calculés en minimisant une fonction coût définie comme le carré de la différence entre la contrainte expérimentale et la contrainte du modèle avec la librairie Python Scipy [25] :

$$F(\Pi, y) = \sum_{i=1}^n (\Pi_i - y_i)^2 \quad (3)$$

Où l'on note $(\Pi_i)_{i=1,2,\dots,n}$, respectivement $(y_i)_{i=1,2,\dots,n}$, les valeurs de contrainte issues du modèle, respectivement les valeurs des contraintes expérimentales, pour l'ensemble des n valeurs d'élongations $(\lambda_i)_{i=1,2,\dots,n}$ observées à partir de la courbe contrainte-déformation.

Pour chaque courbe, l'erreur relative et la racine de l'erreur quadratique moyenne (RMSE) sont également calculés (Annexe 1 et Annexe 2).

$$\text{Erreur relative} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \frac{|\Pi_i - y_i|}{y_i} * 100 \quad (4)$$

$$\text{RMSE} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (\Pi_i - y_i)^2}{n}} \quad (5)$$

2.6 Analyses statistiques

Les résultats ont chacun été décrits sous la forme d'une moyenne et d'un écart-type. Les coefficients d'élasticité de chaque tissu ont été dessinés sous la forme de « boîtes à moustaches » associées à leur courbe de densité (« diagrammes en violon »). La signification statistique des résultats a été testée à

l'aide de l'ANOVA et du test T de Student pour échantillon apparié. Une valeur p inférieure à 0,05 a été considérée comme statistiquement significative (probabilité que les valeurs testées sont statistiquement différents). Les données ont été analysées à l'aide du logiciel R (version 4.1) [26].

3 Résultats

Nous présentons uniquement les résultats préliminaires concernant la vitesse de déplacement. Pour analyser ce paramètre, 10 cochons ont été étudiés. Les caractéristiques principales décrivant les conditions de réalisation des essais sont résumées dans le Tableau 1. Les tailles de chaque échantillon étaient variables selon le tissu étudié avec une température et une hygrométrie constantes.

La déformation maximale avant début d'endommagement pour chaque tissu était de 30% pour la peau, 15% pour le vagin, 60% le sphincter anal externe, 32% pour le sphincter anal interne et 12% pour la muqueuse anale (Figure 4).

La Figure 5 montre une corrélation entre le modèle choisi et les données expérimentales pour les deux vitesses de déplacement.

Les paramètres mécaniques identifiés sont rassemblés dans le Tableau 2.

Il n'y avait pas de différence statistiquement significative entre les coefficients C_0 et C_1 selon la vitesse de déplacement à l'exception du coefficient C_0 de la peau (44,5 kPa versus 71,3 kPa, $p=0,01$) et du coefficient C_1 du vagin (1559,3 kPa versus 3951,7 kPa, $p=0,02$).

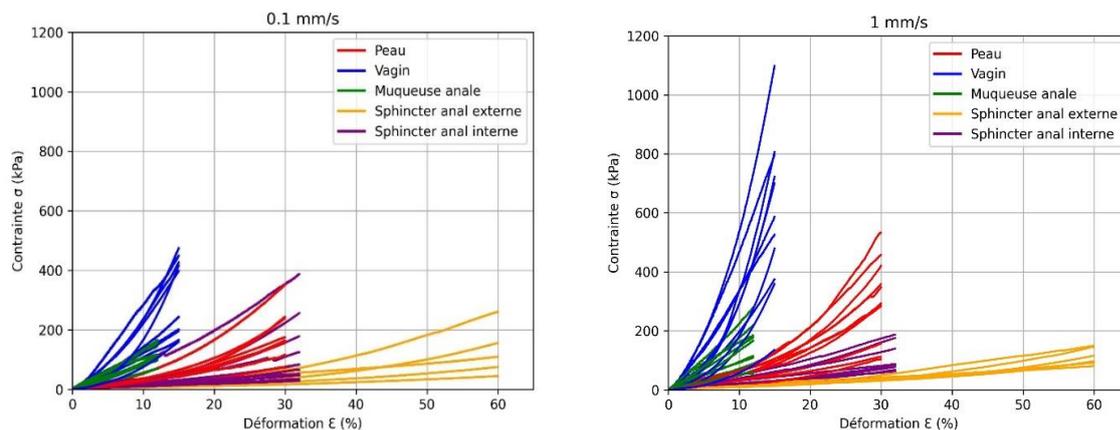


Figure 4. Courbes expérimentales à 0.1 mm/s et 1 mm/s.

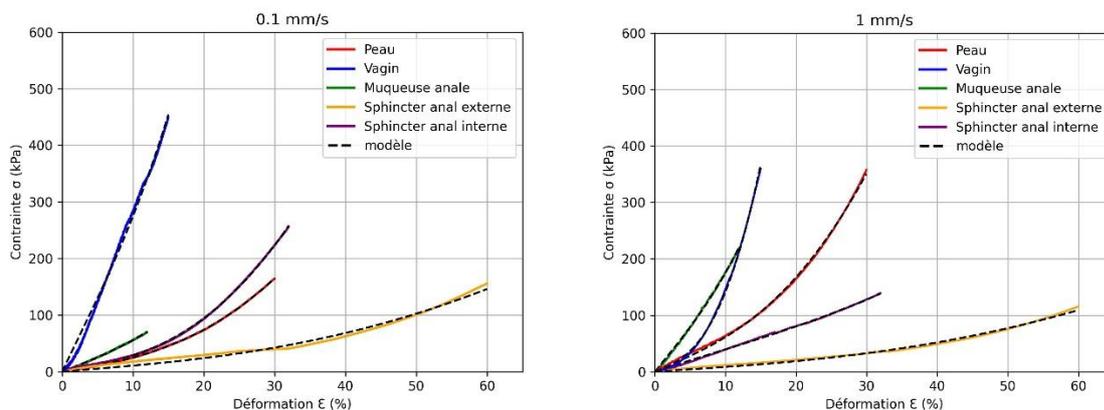


Figure 5. Modélisation des courbes expérimentales.

	Peau	Vagin	SAE	SAI	Muqueuse anale	valeur p
Température (°C)	20,9 ± 0,04	20,9 ± 0,07	20,9 ± 0,08	20,9 ± 0,1	20,9 ± 0,06	0,5
Humidité (%)	38,3 ± 6,5	38,1 ± 6,7	37,8 ± 6,6	37,8 ± 6,7	37,3 ± 6,5	1
Largeur (mm)	8,1 ± 0,6	7,1 ± 0,9	12,1 ± 3,5	9,7 ± 2,6	7,6 ± 1,1	<0,001
Épaisseur (mm)	2,2 ± 0,4	1,5 ± 0,6	3,9 ± 1,2	2,1 ± 0,3	1,2 ± 0,3	<0,001
Longueur (mm)	37,7 ± 4	36,3 ± 4,3	30,7 ± 3,4	36,1 ± 4,8	35,8 ± 2,3	0,006

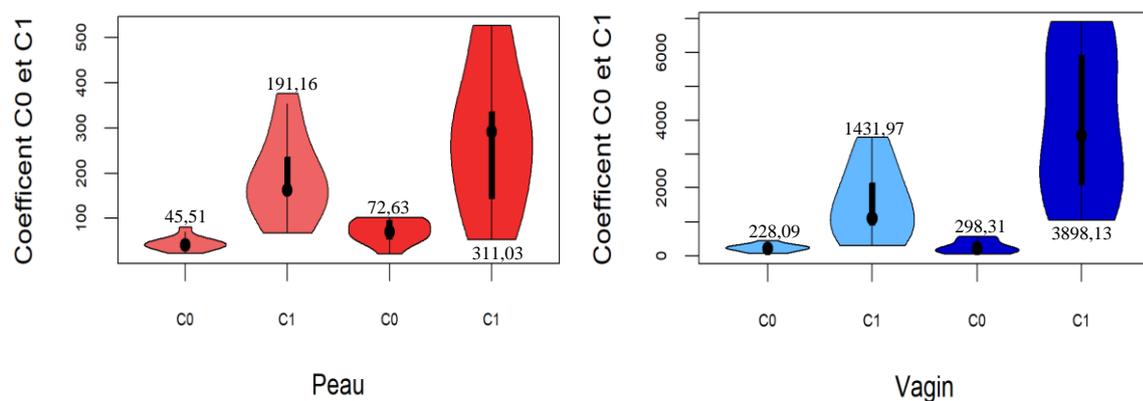
Tableau 1. Description des conditions expérimentales selon chaque tissu étudié (SAE : sphincter anal externe, SAI : sphincter anal interne).

	C ₀ à 0,1 mm/sec	C ₀ à 1 mm/sec	Valeur p
Peau	44,5 ± 15,7	71,3 ± 25,9	0,01
Vagin	233,8 ± 109,3	264,2 ± 187,4	0,4
SAE	22,1 ± 9,6	19,2 ± 7,2	0,6
SAI	44,4 ± 38,2	47,9 ± 21,5	0,1
Muqueuse anale	159,6 ± 53,5	180,7 ± 82,9	0,4

	C ₁ à 0,1 mm/sec	C ₁ à 1 mm/sec	valeur p
Peau	187,8 ± 95,5	278,9 ± 159,4	0,2
Vagin	1559,3 ± 1088,7	3951,7 ± 2263,4	0,02
SAE	19,6 ± 19,9	17,8 ± 11,2	0,9
SAI	77,4 ± 97,2	40,2 ± 36,6	0,4
Muqueuse anale	233,1 ± 363,9	327,8 ± 607,9	0,7

Tableau 2. Comparaison des coefficients d'hyperélasticité C₀ et C₁ (kPa) selon la vitesse de déplacement (SAE : sphincter anal externe, SAI : sphincter anal interne).

La Figure 6 représente « des diagrammes en violon » des paramètres identifiés pour chaque tissu. Ils permettent de visualiser la distribution et la densité de probabilité de ces paramètres. Les couleurs claires sont pour la vitesse 0.1 mm/s et les couleurs foncées pour la vitesse 1 mm/s.



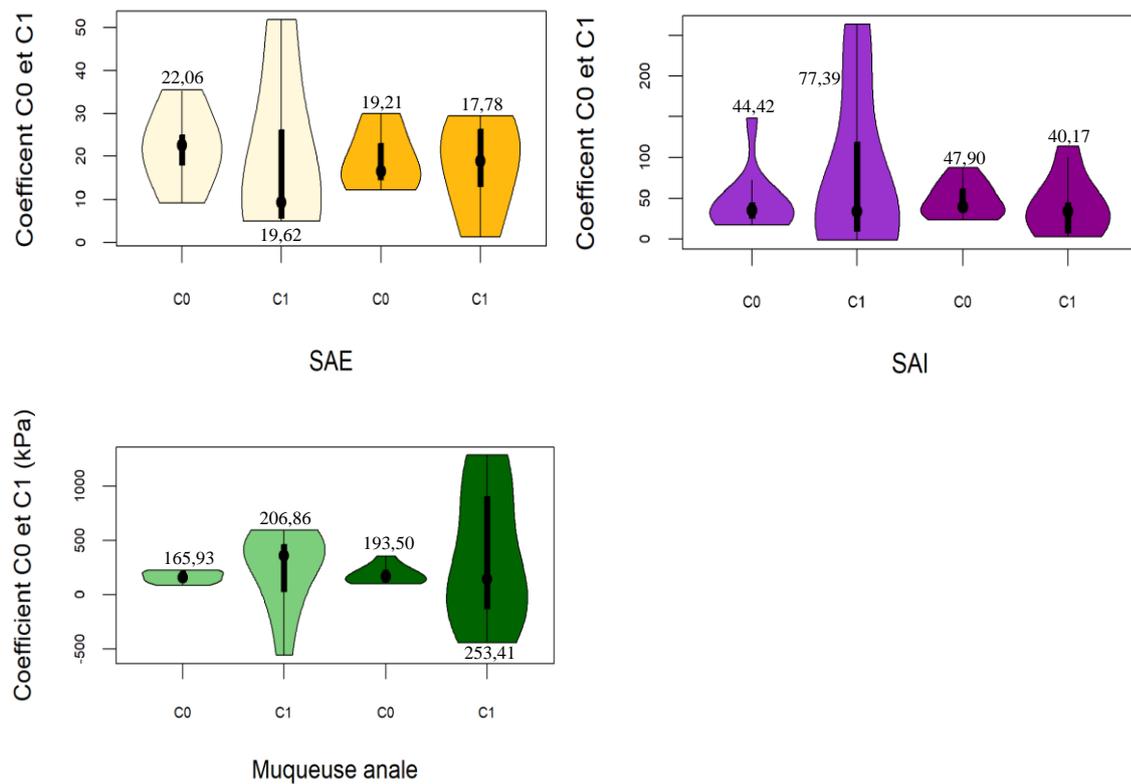


Figure 6. Distribution des coefficients d'hyperélasticité C_0 et C_1 de chaque tissu sous la forme de « diagrammes en violon » avec précision de la moyenne de chaque coefficient (SAE : sphincter anal externe, SAI : sphincter anal interne)

4 Discussion

Cette étude a été réalisée pour développer un protocole de caractérisation mécanique des tissus mous du périnée féminin porcine. Ce protocole permettrait d'avoir une méthodologie de caractérisation des tissus périnéaux de la femme et d'en comprendre les propriétés matériaux.

Le cochon a été choisi en raison des similarités qu'il présente avec l'humain. Une étude a montré de grandes similarités histologiques entre les différentes couches de la peau du cochon et de l'humain [27]. Par ailleurs, elle a confirmé l'utilisation de la peau porcine pour la recherche scientifique. Des essais de micro-indentation ont également montré que les propriétés mécaniques de la peau porcine et celles de la peau humaine sont du même ordre. Ils ont précisé qu'il était préférable d'utiliser de la peau porcine fraîche dans des conditions d'humidité élevée à l'utilisation de la peau humaine congelée [28]. Des études comparatives entre le périnée porcine et le périnée humain n'ont jamais été réalisées. Cependant, une étude similaire à la nôtre a été réalisée sur des tissus vaginaux de brebis [29] et utilisée comme protocole de caractérisation des tissus vaginaux humains [30]. D'autres tissus comme les os, le cartilage, les ligaments et certains muscles ont déjà été étudiés [31] prouvant le potentiel de l'utilisation du modèle porcine pour remplacer l'humain.

Les résultats préliminaires de cette étude, sous réserve de la validité du modèle choisi et de l'identification des paramètres, ont mis en évidence la présence d'une variabilité inter-cochons notable avec les écarts types des paramètres C_0 et C_1 assez élevés. Il est à noter que les dimensions des éprouvettes, n'ont pas eu d'influence sur cette variabilité à l'exception du SAE. En effet, du fait de sa constitution en faisceaux de fibres, les mesures de largeur et d'épaisseur du SAE avec le pied à coulisse se font sur une éprouvette discontinue dans l'axe transversal de la traction.

Statistiquement, les deux vitesses étudiées n'ont pas eu d'effet sur la rigidité des tissus pour les petites et grandes déformations, hormis pour les petites déformations de la peau et les grandes déformations du vagin. Le choix des vitesses a été motivé par la durée des essais (15 à 30 minutes en fonction du tissu pour une vitesse de 0.1 mm/s et 5 à 10 minutes pour une vitesse de 1 mm/s pour une éprouvette) tout en restant dans des conditions quasi-statiques.

5 Conclusion et perspectives

Notre étude a permis de mettre en place une méthodologie de caractérisation des tissus mous du périnée porcin. Cette méthodologie nous permettra de tester les différents paramètres pouvant influencer sur les propriétés matériaux des différents tissus mous du périnée et ainsi mettre au point un protocole de caractérisation et d'identification des propriétés mécaniques de ces tissus.

Cette étude nous a permis de caractériser le comportement mécanique de ces tissus en fonction de la vitesse de déplacement choisie mais également d'évaluer la variabilité inter-cochons. Cependant, la robustesse de la méthode d'identification ainsi que les écarts importants entre le modèle et l'expérience pour certains tissus doivent être explorés afin de conforter cette étude.

Les autres paramètres pouvant influencer sur les propriétés matériaux des tissus périnéaux seront prochainement étudiés. Les informations rassemblées permettront d'enrichir ou de choisir une loi de comportement plus adaptée incluant l'anisotropie et la viscosité des différents tissus.

D'autres types d'essais qui prennent en compte la multi-axialité seront également effectués pour se rapprocher des conditions physiologiques du périnée à savoir des essais d'indentation, de gonflement sur l'ensemble du périnée ou encore de simulation d'accouchement.

Références

- [1] Yiou R, Costa P, Haab F, Delmas V. Anatomie fonctionnelle du plancher pelvien. *Prog En Urol* 2009;19:916–25.
- [2] Delamer B, Dehecq P. La préparation périnéale à l'accouchement n.d.:9.
- [3] Third- and Fourth-degree Perineal Tears, Management (Green-top Guideline No. 29). *R Coll Obstet Amp Gynaecol* n.d. Available at <https://www.rcog.org.uk/en/guidelines-research-services/guidelines/gtg29/> (accessed April 16, 2020).
- [4] Thubert T, Cardaillac C, Fritel X, Winer N, Dochez V. Definition, epidemiology and risk factors of obstetric anal sphincter injuries: CNGOF Perineal Prevention and Protection in Obstetrics Guidelines. *Gynecol Obstet Fertil Senol* 2018;46:913–21.
- [5] Brandt JS, Rosen T, Van Raalte H, Kurtenos V, Egorov V. Characterization of Perineum Elasticity and Pubic Bone-Perineal Critical Distance with a Novel Tactile Probe: Results of an Intraobserver Reproducibility Study. *Open J Obstet Gynecol* 2020;10:493–503.
- [6] Jansova M, Kalis V, Rusavy Z, Zemcik R, Lobovsky L, Laine K. Modeling manual perineal protection during vaginal delivery. *Int Urogynecology J* 2014;25:65–71.
- [7] Zemčík R, Karbanova J, Kalis V, Lobovský L, Jansová M, Rusavy Z. Stereophotogrammetry of the perineum during vaginal delivery. *Int J Gynaecol Obstet Off Organ Int Fed Gynaecol Obstet* 2012;119:76–80.
- [8] Gachon B, Fritel X, Pierre F, Nordez A. In vivo assessment of the elastic properties of women's pelvic floor during pregnancy using shear wave elastography: design and protocol of the ELASTOPELV study. *BMC Musculoskelet Disord* 2020;21:305.
- [9] Gachon B, Fritel X, Pierre F, Nordez A. Transperineal ultrasound shear-wave elastography is a reliable tool for assessment of the elastic properties of the levator ani muscle in women. *Sci Rep* 2021;11:15532.
- [10] Paschoal A, Zanetti MRD, Petricelli CD, Alexandre SM, Araujo Júnior E, Nakamura MU. Quantitative assessment of pelvic floor muscle extensibility in pregnant women with a perineal elasticity meter. *J Matern-Fetal Neonatal Med Off J Eur Assoc Perinat Med Fed Asia Ocean Perinat Soc Int Soc Perinat Obstet* 2020;33:3591–5.

- [11] Meriwether KV, Rogers RG, Dunivan GC, Alldredge JK, Qualls C, Migliaccio L, et al. Perineal body stretch during labor does not predict perineal laceration, postpartum incontinence, or postpartum sexual function: a cohort study. *Int Urogynecology J* 2016;27:1193–200.
- [12] Routzong MR, Moalli PA, Maiti S, De Vita R, Abramowitch SD. Novel simulations to determine the impact of superficial perineal structures on vaginal delivery. *Interface Focus* 2019;9:20190011.
- [13] Oliveira DA, Parente MPL, Calvo B, Mascarenhas T, Jorge RMN. A biomechanical analysis on the impact of episiotomy during childbirth. *Biomech Model Mechanobiol* 2016;15:1523–34.
- [14] Yan X, Kruger JA, Li X, Nielsen PMF, Nash MP. Modeling the second stage of labor. *Wiley Interdiscip Rev Syst Biol Med* 2016;8:506–16.
- [15] Pu F, Xu L, Li D, Li S, Sun L, Wang L, et al. Effect of different labor forces on fetal skull molding. *Med Eng Phys* 2011;33:620–5.
- [16] Lapeer RJ, Prager RW. Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. *J Biomech* 2001;34:1125–33.
- [17] Bamberg C, Deprest J, Sindhwani N, Teichgräber U, Güttler F, Dudenhausen JW, et al. Evaluating fetal head dimension changes during labor using open magnetic resonance imaging. *J Perinat Med* 2017;45:305–8.
- [18] Ami O, Maran JC, Gabor P, Whitacre EB, Musset D, Dubray C, et al. Three-dimensional magnetic resonance imaging of fetal head molding and brain shape changes during the second stage of labor. *PloS One* 2019;14:e0215721.
- [19] Silva MET, Oliveira DA, Roza TH, Brandão S, Parente MPL, Mascarenhas T, et al. Study on the influence of the fetus head molding on the biomechanical behavior of the pelvic floor muscles, during vaginal delivery. *J Biomech* 2015;48:1600–5.
- [20] Yan X, Kruger JA, Nielsen PMF, Nash MP. Effects of fetal head shape variation on the second stage of labour. *J Biomech* 2015;48:1593–9.
- [21] Anal Sphincter Model n.d. <https://www.perineum.net/product/anal-sphincter-model/6> (accessed April 24, 2022).
- [22] Egan JM. A constitutive model for the mechanical behaviour of soft connective tissues. *J Biomech* 1987;20:681–92.
- [23] Yeoh OH. Some Forms of the Strain Energy Function for Rubber. *Rubber Chem Technol* 1993;66:754–71.
- [24] Gill PE, Murray W. Algorithms for the Solution of the Nonlinear Least-Squares Problem. *SIAM J Numer Anal* 1978;15:977–92.
- [25] SciPy n.d. <https://scipy.org/> (accessed April 25, 2022).
- [26] R: The R Project for Statistical Computing n.d. <https://www.r-project.org/> (accessed April 25, 2022).
- [27] Debeer S, Le Ludec J-B, Kaiserlian D, Laurent P, Nicolas J-F, Dubois B, et al. Comparative histology and immunohistochemistry of porcine versus human skin. *Eur J Dermatol EJD* 2013;23:456–66.
- [28] Ranamukhaarachchi SA, Lehnert S, Ranamukhaarachchi SL, Sprenger L, Schneider T, Mansoor I, et al. A micromechanical comparison of human and porcine skin before and after preservation by freezing for medical device development. *Sci Rep* 2016;6:32074.
- [29] Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, Dubois P, Cosson M. Biomechanical properties of vaginal tissue. Part 1: new experimental protocol. *J Urol* 2007;178:320–5; discussion 325.
- [30] Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, Jean-Charles C, Dubois P, Cosson M. Biomechanical properties of vaginal tissue: preliminary results. *Int Urogynecology J* 2008;19:811–6.
- [31] Cone SG, Warren PB, Fisher MB. Rise of the Pigs: Utilization of the Porcine Model to Study Musculoskeletal Biomechanics and Tissue Engineering During Skeletal Growth. *Tissue Eng Part C Methods* 2017;23:763–80.

Annexes

Vitesse (mm/s)	Tissu	C ₀ (kPa)	C ₁ (kPa)	Erreur relative (%)	RMSE (kPa)
0.1	Peau	81.13	376.95	8.35	2.82
0.1	Peau	35.55	176.93	3.41	0.50
0.1	Peau	43.27	153.43	5.38	1.94
0.1	Peau	38.96	163.82	4.02	1.25
0.1	Peau	33.51	292.30	9.56	3.38
0.1	Peau	52.85	161.06	2.20	0.94
0.1	Peau	22.22	67.93	6.44	0.81
0.1	Peau	46.64	72.91	3.00	1.18
0.1	Peau	50.76	253.70	1.81	0.93
0.1	Peau	40.03	159.09	1.68	0.38
0.1	Vagin	217.47	309.53	4.10	1.41
0.1	Vagin	439.89	1112.73	18.81	10.45
0.1	Vagin	207.54	336.56	3.99	1.87
0.1	Vagin	201.98	913.61	9.11	2.80
0.1	Vagin	291.01	1864.56	9.23	4.61
0.1	Vagin	297.72	2127.42	20.17	7.75
0.1	Vagin	270.64	2762.40	6.17	2.41
0.1	Vagin	105.78	3494.51	4.49	1.51
0.1	Vagin	72.58	1112.09	11.23	1.48
0.1	SAE	35.51	5.06	6.99	1.84
0.1	SAE	18.01	26.16	17.73	5.17
0.1	SAE	24.88	51.81	10.14	2.97
0.1	SAE	9.29	5.65	5.32	0.34
0.1	SAE	22.61	9.43	1.35	0.32
0.1	SAI	148.03	224.03	5.30	3.51
0.1	SAI	37.16	263.90	8.12	1.59
0.1	SAI	19.39	-1.67	11.00	1.05
0.1	SAI	37.45	32.17	12.21	2.56
0.1	SAI	25.42	35.90	5.83	1.30
0.1	SAI	53.80	54.71	15.13	4.86
0.1	SAI	46.37	139.66	6.98	1.87
0.1	SAI	33.45	3.87	2.94	0.57
0.1	SAI	17.26	12.74	7.01	0.55
0.1	SAI	25.88	8.63	14.89	2.26
0.1	MA	212.63	401.63	2.62	1.16
0.1	MA	84.09	313.85	4.82	0.69
0.1	MA	156.28	-104.61	8.77	2.60
0.1	MA	135.95	536.30	1.80	0.79
0.1	MA	208.52	464.64	2.65	1.56
0.1	MA	85.89	290.58	3.92	0.65
0.1	MA	215.77	454.36	6.30	2.19
0.1	MA	222.41	-561.23	3.49	1.42

0.1	MA	117.86	593.21	3.67	0.92
0.1	MA	156.76	-58.01	5.80	2.01

Annexe 1. Paramètres identifiés, erreur relative et RMSE pour tous les tissus à 0.1 mm/s

Vitesse (mm/s)	Tissu	C ₀ (kPa)	C ₁ (kPa)	Erreur relative (%)	RMSE
1.00	Peau	101.21	205.59	7.47	3.83
1.00	Peau	65.68	292.72	6.02	3.78
1.00	Peau	52.98	123.63	4.63	1.24
1.00	Peau	59.14	514.38	4.81	1.77
1.00	Peau	97.03	323.07	7.22	2.88
1.00	Peau	53.31	52.94	5.51	1.55
1.00	Peau	95.35	526.95	4.01	4.24
1.00	Peau	93.13	339.36	6.01	2.89
1.00	Peau	74.95	291.16	3.07	1.95
1.00	Peau	20.70	119.68	2.38	0.42
1.00	Vagin	460.31	2472.66	8.55	5.84
1.00	Vagin	576.30	6881.68	17.73	11.18
1.00	Vagin	516.37	1431.94	10.33	8.05
1.00	Vagin	187.55	5966.18	19.76	6.66
1.00	Vagin	215.75	5728.17	5.09	1.95
1.00	Vagin	202.26	6918.60	6.52	7.85
1.00	Vagin	242.86	1980.60	3.00	2.52
1.00	Vagin	84.03	3108.96	10.56	2.79
1.00	Vagin	113.07	3970.34	2.89	1.73
1.00	Vagin	43.64	1058.19	11.68	1.00
1.00	SAE	22.99	26.24	11.08	3.99
1.00	SAE	29.94	1.30	8.60	2.00
1.00	SAE	16.51	13.01	14.36	2.64
1.00	SAE	14.47	18.93	12.71	2.59
1.00	SAE	12.16	29.41	7.45	1.02
1.00	SAI	60.73	113.66	3.18	1.02
1.00	SAI	55.39	4.07	5.75	1.51
1.00	SAI	33.74	34.11	5.99	0.90
1.00	SAI	86.93	77.46	5.16	1.22
1.00	SAI	27.31	33.49	7.39	0.75
1.00	SAI	39.47	2.50	7.49	1.31
1.00	SAI	69.89	44.60	7.69	1.48
1.00	SAI	23.70	7.43	9.93	1.14
1.00	SAI	33.97	44.26	6.69	0.95
1.00	MA	234.84	561.05	2.02	1.40
1.00	MA	107.97	-221.07	3.60	1.74
1.00	MA	121.81	166.76	7.20	1.03
1.00	MA	352.90	1018.03	2.76	1.46
1.00	MA	167.21	117.84	2.52	1.26
1.00	MA	100.30	-136.01	7.10	0.70
1.00	MA	196.10	-442.70	10.94	3.58

1.00	MA	262.27	1033.20	3.49	2.35
1.00	MA	165.25	1290.42	9.73	2.66
1.00	MA	98.73	-109.97	8.07	1.10

Annexe 2. Paramètres identifiés, erreur relative et RMSE pour tous les tissus à 1 mm/s