

# Effet de la cicatrisation sur les propriétés mécaniques d'une prothèse textile

A. MORCH<sup>a,b,d</sup>, B. POUSEELE<sup>c</sup>, J.-F. WITZ<sup>a,d</sup>, F. LESAFFRE<sup>a,d</sup>, G.  
DOUCEDE<sup>c,d</sup>, M. BRIEU<sup>a,d</sup>, M. COSSON<sup>c,d</sup>, C. RUBOD<sup>c,d</sup>

a. ECLille, 59651 Villeneuve d'Ascq Cedex

b. DYLCO, 59980 Bertry + [annie.morch@centraliens-lille.org](mailto:annie.morch@centraliens-lille.org)

c. CHRU, Jeanne de Flandres, 59000 Lille

d. LML, CNRS, UMR 8107, 59650 Villeneuve d'Ascq Cedex

## Résumé :

*Cette étude vise à caractériser l'évolution des propriétés mécaniques d'une prothèse textile après implantation chirurgicale. Pour cela, un textile aux propriétés mécaniques contrôlées a été implanté sur des parois abdominales de rats. Les implants ont été réséqués après des durées de cicatrisation allant de 1 à 5 mois, puis mécaniquement évalués en traction uni-axiale. La stabilisation des propriétés mécaniques se produit 3 mois après l'implantation.*

## Abstract :

*This study aims at determining the mechanical evolution of a textile prosthesis once implanted throughout surgery and colonized by scar tissues. A textile has been implanted on rat abdominal walls. After 1 to 5 months, the prosthesis and abdominal wall were harvested. The mechanical characterization was performed through uni-axial tension test. The durations were compared. It is shown that the mechanical properties stabilize after 3 months of healing.*

**Mots clefs : Biomécanique, Tissus mous**

## 1 Introduction

Le prolapsus génital touche près d'une femme sur trois dans le monde [1, 2]. Aux stades les plus avancés de la maladie, le recours à la chirurgie et à la pose d'une prothèse textile est fortement recommandé par le corps médical pour que les patientes retrouvent un confort de vie acceptable. Cependant, les cas de complications et de récives après une pose d'implant pour la cure du prolapsus génital sont encore trop fréquents [3].

Certaines études [4, 5] suggèrent que l'utilisation de prothèses trop rigides, et de ce fait mécaniquement inadaptées aux tissus qu'elles viennent soutenir entraînent des complications. Ces implants ont fait l'objet de nombreuses recherches. La plupart d'entre elles ont étudié les caractéristiques mécaniques des

textiles "secs" [6, 7, 8, 9, 10], par opposition aux prothèses explantées et colonisées par des tissus cicatriciels. Il semble que ces travaux ne peuvent pas rendre compte du comportement mécanique de la prothèse in-vivo.

L'étude que nous menons cherche à identifier les effets de la cicatrisation sur une prothèse implantée. La compréhension de ces phénomènes permettra ensuite d'identifier les propriétés mécaniques du textile sec requises afin que l'implant soit mieux toléré par le corps humain. Nous revenons dans un premier temps sur la mise au point du protocole d'essai adapté à la caractérisation des prothèses explantées. Une fois le protocole d'essai défini, nous exposerons plus en détail les résultats de l'influence de la cicatrisation sur les propriétés mécaniques de l'explant.

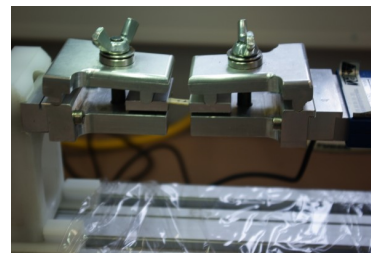
## 2 Matériel et méthode

### 2.1 Essai mécanique et modélisation

La caractérisation mécanique des effets de la cicatrisation est réalisée par des essais de traction uni-axiale monotone. Pour cela, un banc de traction (Biotens) a été spécialement conçu pour être transportable et permettre les essais sur le lieu de prélèvement des échantillons biologiques (voir Figure 1a et 1b).



(a) Banc de traction



(b) Eprouvette dans les mors de traction

FIGURE 1 – Machine transportable à l'animalerie (1a) et serrage de l'éprouvette dans les mors (1b)

Les tissus biologiques conjonctifs (comme ceux des organes pelviens) présentent une allure non linéaire (voir Figure 2), caractéristique d'un comportement hyperélastique.

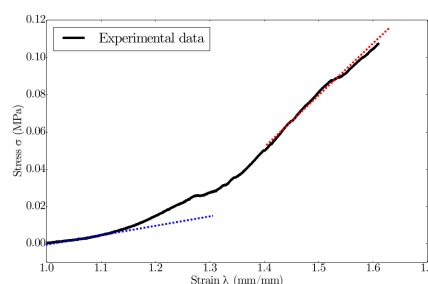


FIGURE 2 – Courbe contrainte déformation pour un échantillon de paroi abdominale

En hyperélasticité, pour décrire le comportement mécanique, la relation contrainte/déformation est classiquement décrite à partir de la dérivée de la densité d'énergie :

$$\sigma = \frac{\partial W}{\partial F} \quad (1)$$

Où  $\sigma$  est le tenseur des contraintes dans le matériau,  $F$  le tenseur gradient de la transformation et  $W$  la densité d'énergie. Il est possible de modéliser le comportement de ces tissus par une densité d'énergie de type Mooney-Rivlin [11] du deuxième ordre :

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

avec  $I_1 = Tr({}^tFF)$  le premier invariant Les tissus sont considérés comme incompressibles du fait de leur importante teneur en eau. Les tissus vaginaux sont considérés comme isotrope, ce qui permet d'aboutir, en traction uniaxiale à la relation suivante :

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

Où  $\sigma$  est la contrainte en MPa,  $\lambda$  l'élongation ( $1 + \varepsilon$ ,  $\varepsilon$  est la déformation  $\frac{l-l_0}{l_0}$ ) et  $C_0$  et  $C_1$  deux constantes en MPa à identifier. Ces deux constantes caractérisent le comportement asymptotique en petites et grandes déformations. En effet, en petites déformations ( $\lambda \sim 1$ , la contrainte s'exprime sous la forme suivante :  $\sigma = 6C_0(\lambda - 1)$ ). En grandes déformations, quand  $\lambda \gg 1$ , l'expression de la contrainte peut être approximé par  $\sigma = 4C_1\lambda^3 + 2(C_0 + 6C_1)\lambda$ . Le coefficient  $C_0$  caractérise le comportement tangentielle en petites déformations et  $C_1$  le comportement asymptotique non linéaire en grandes déformations. On propose d'interpréter ces deux coefficients  $C_0$  et  $C_1$  respectivement comme la rigidité en petites et en grandes déformations.

## 2.2 Taille de l'éprouvette

Les implants sont des structures poreuses et hétérogènes (voir figure 3). Une fois implantés, ils forment un composite avec le tissu qu'ils sont venus soutenir. Le composite explanté que nous cherchons à caractériser se compose de la paroi abdominale, de la prothèse et du tissu cicatriciel qui s'est développé suite à la pose de l'implant. Pour assurer la validité des essais mécaniques sur ces matériaux, il a été nécessaire de mettre au point un protocole expérimental répétable. Cela passe dans un premier temps par la détermination du volume élémentaire représentatif de l'éprouvette caractérisée.

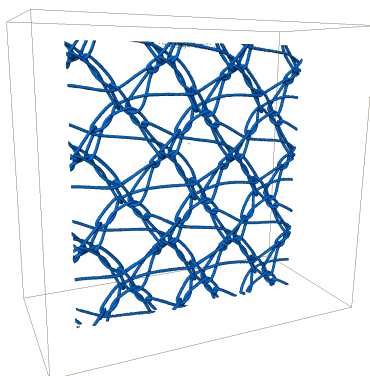


FIGURE 3 – Image du tricot implanté obtenue par tomographie

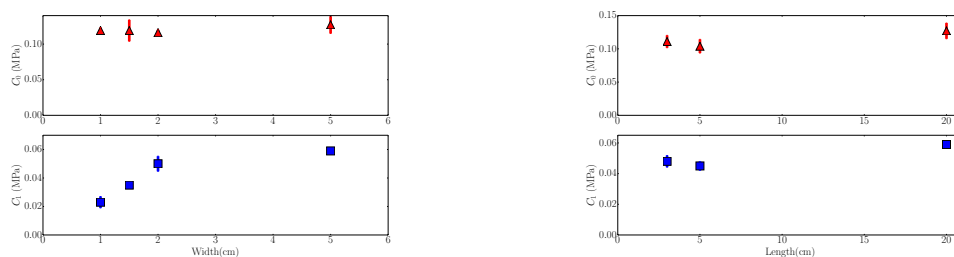
Pour déterminer le VER de l'explant, nous avons fabriqué des composites élastomère + textile. Röhrnbauer et Mazza [5] ont montré qu'avec un élastomère bien choisi, les résultats mènent aux mêmes conclusions qualitatives que l'étude menée sur des tissus biologiques.

L'élastomère a été choisi pour ses propriétés mécaniques proches de celles des tissus de la paroi abdominale du rat (voir Tableau 1). Les caractéristiques mécaniques sont identifiées via des essais de traction uni-axiale monotone à rupture.

	Paroi abdominale du rat	Élastomère
$C_0$ (kPa)	3	50
$C_1$ (kPa)	10	10

TABLE 1 – Valeurs des coefficients du modèle de Mooney-Rivlin d'ordre 2 pour l'élastomère et la paroi abdominale du rat

La taille de l'éprouvette est progressivement réduite depuis des dimensions initiales de 20 cm de long par 5 cm de large. Les dimensions initiales sont celles utilisées dans les standards de l'industrie du textile pour caractériser le tricot sec (NF EN ISO 13934-1). Pour chaque dimension, trois éprouvettes de composites sont testées. Les coefficients  $C_0$  et  $C_1$  sont ensuite déterminés à partir de l'exploitation des données expérimentales. Lorsque les dimensions (largeur ou longueur) font varier ces coefficients par rapport aux valeurs de référence obtenues grâce aux dimensions standards, le processus de dichotomie s'arrête.



(a) Influence de la largeur à longueur = 20 cm

(b) Influence de la longueur à largeur = 2 cm

FIGURE 4 – Influence de la largeur et de la longueur sur les paramètres de Mooney-Rivlin  $C_0$  et  $C_1$

L'éprouvette minimale représentative de composite tissu biologique/textile est supposée être identique à celle du composite élastomère/textile. D'après les résultats (fig. 4), les dimensions de l'éprouvette représentative ont été fixées à 3 cm de long (fig. 4b) entre les mors et 2 cm de large (fig. 4a). Il est possible de prélever des éprouvettes de cette dimension sur la paroi abdominale de rats.

## 2.3 Étude animale

Afin d'étudier l'influence de la cicatrisation sur les propriétés mécaniques de la paroi abdominale avec et sans prothèse, 6 groupes d'observation ont été constitués. Il y a deux groupes témoins : un groupe n'ayant subi aucune chirurgie qui permet de tester la paroi abdominale dite "saine", un deuxième groupe ayant subi une chirurgie sans pose de prothèse (groupe "placebo") pour que du tissu cicatriciel se développe. Les autres rats sont divisés en 4 groupes aux durées de cicatrisation suivantes : 1 mois, 2 mois, 3 mois, et 5 mois. Chaque groupe est constitué de 5 individus.

Une prothèse souple tricotée a été implantée sur la paroi abdominale de rats. Les rats sont ensuite sacrifiés une fois la durée de cicatrisation écoulée. L'ensemble de la paroi abdominale avec l'implant est réséquée. On prélève dans l'explant des éprouvettes centrées sur la ligne blanche (voir figure ??).

On réalise des essais de traction uni-axiale à rupture. La machine de traction (fig. ??) a été spécialement

conçue pour être transportable et permettre les tests sur le lieu de prélèvement des tissus biologiques. Le comportement mécanique est modélisé par une loi de type Mooney-Rivlin du second ordre [11] :

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

Un test de Kruskal-Wallis est réalisé avec R [12], et suivi de tests de Mann-Whitney-U quand cela est nécessaire. Une p-valeur inférieure à 0.05 est considérée comme significative d'une différence entre les groupes comparés.

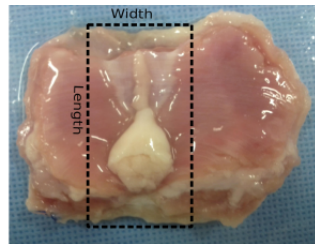


FIGURE 5 – Protocole expérimental : découpe de l'éprouvette dans l'explant

### 3 Résultats

La figure 6 récapitule les résultats obtenus pour chacun des groupes témoins. Il est intéressant de noter l'évolution des propriétés mécaniques avant et après la chirurgie placebo. En petites déformations, l'influence du tissu cicatriciel n'est pas détectable ( $p=0.8$ ). Cependant, ce dernier semble avoir un net impact sur le coefficient  $C_1$  ( $p=0.03$ ). Les tissus cicatriciels sont plus rigides que les tissus natifs.

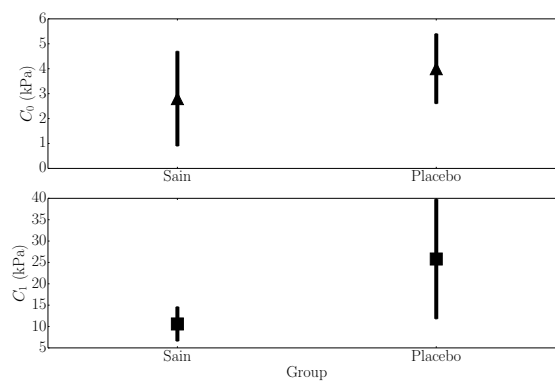


FIGURE 6 – Comparaison des résultats en petites et grandes déformations pour la paroi abdominale sans prothèse

Il semble, d'après la figure 7, que le coefficient  $C_0$  ne soit que peu ou pas affecté par l'ajout de la prothèse ( $p=0.5$ ). Dans des situations fonctionnelles "normales", il n'y a pas d'effet textile. Le comportement du composite prothèse+néo-tissu+prothèse se comporte en petites déformations globalement comme le tissu natif. Si on ne considère que cette plage de travail, la stabilisation de la cicatrisation est immédiate.

Au contraire, le coefficient  $C_1$  évolue de façon perceptible après la pose d'un implant (voir figure 7). On distingue des évolutions significatives entre la paroi saine et la paroi avec prothèse après 1 mois de cicatrisation ( $p=0.03$ ) puis entre 2 mois et 3 mois de cicatrisation ( $p=0.06$ ). Entre 2 et 3 mois la différence est supérieure au seuil de 0.05 qui avait été précédemment adopté. Cependant, le très faible nombre d'échantillon est une source d'erreur dans le traitement statistique. De plus la valeur reste très

proche de 0.05 et dans une zone inférieure à 0.1 qui accroît le risque de faux positif. Par précaution, nous avons préféré considérer que les valeurs étaient bien différentes. Au delà de 3 mois, les effets de la cicatrisation semblent se stabiliser (3 mois-5 mois,  $p=0.9$ ). L'expérience du corps médical et l'examen clinique considéraient que la cicatrisation était complète au bout de 8 semaines. L'analyse statistique des résultats mécaniques suggère quant à elle que le temps de cicatrisation doit s'étendre à 3 mois.

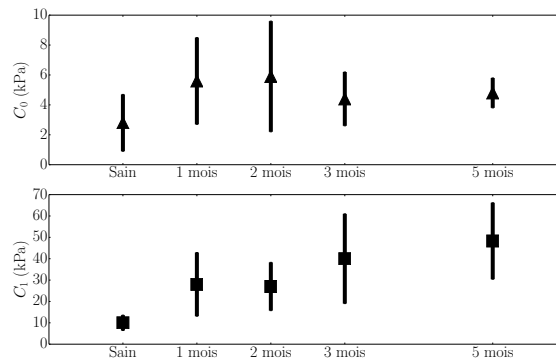


FIGURE 7 – Comparaison des résultats en petites et grandes déformations pour la paroi abdominale avec prothèse selon la durée de cicatrisation (en mois)

## 4 Conclusion

L'objectif de ce travail était d'identifier l'impact sur le comportement mécanique de la pose d'une prothèse et de la cicatrisation sur la paroi abdominale d'un rat. Il a été possible de déterminer une durée minimale de cicatrisation de trois mois en dessous de laquelle les propriétés mécaniques ne semblent pas stabilisées. Cette étude a également permis de développer un protocole d'essais répétable sur des explants en traction uni-axiale en déterminant la taille représentative de l'éprouvette. Ces travaux permettront de réaliser à l'avenir des essais reproductibles sur des textiles explantés.

## Références

- [1] S. Swift, P. Woodman, A. O'Boyle, M. Kahn, M. Valley, D. Bland, W. Wang, and J. Schaffer, "Pelvic Organ Support Study (POSST) : the distribution, clinical definition, and epidemiologic condition of pelvic organ support defects.," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 192, pp. 795–806, Mar. 2005.
- [2] S. L. Hendrix, A. Clark, I. Nygaard, A. Aragaki, V. Barnabei, and A. McTiernan, "Pelvic organ prolapse in the women's health initiative : Gravity and gravidity," *Am. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 186, pp. 1160–1166, June 2002.
- [3] H. Abed, D. D. Rahn, L. Lowenstein, E. M. Balk, J. L. Clemons, and R. G. Rogers, "Incidence and management of graft erosion, wound granulation, and dyspareunia following vaginal prolapse repair with graft materials : A systematic review," 2011.
- [4] A. Feola, S. Abramowitch, Z. Jallah, S. Stein, W. Barone, S. Palcsey, and P. Moalli, "Deterioration in biomechanical properties of the vagina following implantation of a high-stiffness prolapse mesh," *BJOG An Int. J. Obstet. Gynaecol.*, vol. 120, pp. 224–232, Jan. 2013.

- [5] B. Röhrnbauer and E. Mazza, “A non-biological model system to simulate the in vivo mechanical behavior of prosthetic meshes,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 20, pp. 305–315, Apr. 2013.
- [6] J. P. Shepherd, A. J. Feola, S. D. Abramowitch, and P. a. Moalli, “Uniaxial biomechanical properties of seven different vaginally implanted meshes for pelvic organ prolapse,” *Int. Urogynecol. J.*, vol. 23, pp. 613–620, May 2012.
- [7] A. Feola, W. Barone, P. Moalli, and S. Abramowitch, “Characterizing the ex vivo textile and structural properties of synthetic prolapse mesh products,” *Int. Urogynecol. J.*, vol. 24, pp. 559–564, Apr. 2013.
- [8] S. L. Edwards, J. a. Werkmeister, A. Rosamilia, J. A. M. Ramshaw, J. F. White, and C. E. Gargett, “Characterisation of clinical and newly fabricated meshes for pelvic organ prolapse repair,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 23, pp. 53–61, July 2013.
- [9] K. a. Jones, A. Feola, L. Meyn, S. D. Abramowitch, and P. a. Moalli, “Tensile properties of commonly used prolapse meshes,” *Int. Urogynecol. J.*, vol. 20, pp. 847–853, July 2009.
- [10] H. Krause, M. Bennett, M. Forwood, and J. Goh, “Biomechanical properties of raw meshes used in pelvic floor reconstruction,” *Int. Urogynecol. J.*, vol. 19, pp. 1677–1681, Dec. 2008.
- [11] C. Rubod, M. Brieu, M. Cosson, G. Rivaux, J.-C. Clay, L. de Landsheere, and B. Gabriel, “Biomechanical Properties of Human Pelvic Organs,” *Urology*, vol. 79, pp. 968.e17—968.e22, Apr. 2012.
- [12] R Core Team, *R : A Language and Environment for Statistical Computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria, 2013.