

## Vers une modélisation du comportement de la cavité pelvienne

Chrystèle Rubod<sup>1</sup>, Malik Boukerrou<sup>1</sup>, Mathias Brieu<sup>2</sup>, Patrick Dubois<sup>3</sup>, Michel Cosson<sup>1</sup>

1 : Clinique de chirurgie gynécologique, Hôpital Jeanne de Flandre, CHRU de Lille, 59000 Lille

2 : Laboratoire de Mécanique de Lille, CNRS UMR 8107, Ecole Centrale de Lille  
Cité Scientifique, BP 48, 59651 Villeneuve d'Ascq Cedex

3 : Institut de Technologie Médicale, INSERM U703, CHRU de Lille, 59000 Lille

Email de l'auteur à contacter : [mathias.brieu@ec-lille.fr](mailto:mathias.brieu@ec-lille.fr)

### Résumé :

*L'incidence du prolapsus pelvien atteint une femme sur trois tous âges confondus, et plus de 60% des patientes de plus de 60 ans. La prise en charge chirurgicale de cette pathologie devient une préoccupation première en gynécologie. Malheureusement, le taux d'échec des différentes techniques opératoires est de l'ordre de 40%. Ces récurrences seraient attribuées à une mauvaise adéquation entre le choix de la technique et la pathologie et/ou à l'utilisation de tissu mécaniquement déficient dans les montages chirurgicaux de soutien*

*La modélisation et la simulation du comportement de la cavité pelvienne seraient une méthode d'évaluation objective et spécifique des troubles de la statique pelvienne et des différentes techniques opératoires.*

*Les premières étapes de réalisation de ce modèle ont été élaborées. La caractérisation des tissus pelviens impliqués en statique pelvienne a été réalisée à partir d'essais de traction uniaxiale. Les conditions aux limites ont été définies à partir d'imagerie dynamique du pelvis et un modèle numérique est en cours d'élaboration.*

### Abstract

*Pelvic prolapse affects one woman in three, all ages combined, and more than 60% of patients over 60. The treatment of this pathology is an actual gynaecology preoccupation. However, the incidence of surgical techniques failures is 40%. Recidivating could be related to bad adequacy between the choice of the surgical technique and the pathology or/and biomechanical deficiency of the tissue.*

*Modelling and simulation of the behaviour of the pelvic cavity could be a tool for objective and specific evaluation of pelvic static and different surgical treatments.*

*First stages of this model have been developed. The characterization of pelvis tissue involved in the prolapse process have been realised by uni axial tension. Boundary conditions have been defined by dynamic pelvis imagery and a numeric model is under development.*

### Mots clefs :

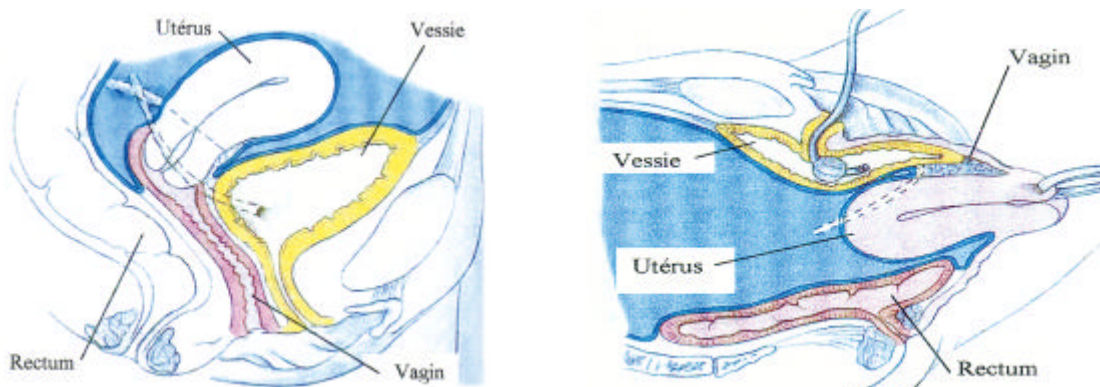
**Prolapsus pelvien, modélisation, grandes déformations.**

## 1 Introduction

Le prolapsus pelvi-génital correspond à la défaillance des systèmes de soutènement et de suspension des organes pelviens de la femme. Ceux-ci sont alors saillies à travers l'orifice vulvo-vaginal (Figures 1a et 1b). Malgré les progrès de la gynécologie obstétrique, le prolapsus génital et l'incontinence urinaire d'effort touchent une patiente sur trois tous âges confondus et plus de 60% des patientes de plus de 60 ans [Samuelsson *et al.* (1999), Swift (2000)]. De nombreuses techniques chirurgicales de correction des prolapsus ont été élaborées mais demeurent encore mal évaluées à long terme avec un taux de récurrence important pouvant atteindre 40%. Il est admis que les techniques chirurgicales ne sont pas à mettre en cause en bloc mais qu'une réflexion sur la pertinence de celles-ci en fonction du type de pathologie doit être entreprise.

L'objet de cette étude est de réaliser une modélisation de la cavité pelvienne afin de développer un outil d'aide à l'évaluation des prolapsus génitaux et au choix de la technique chirurgicale de correction.

Plusieurs étapes, qui constitueront les différentes parties de ce papier, sont indispensables à la réalisation de ce modèle : la caractérisation du comportement mécanique des tissus et ligaments impliqués en statique pelvienne, la définition des conditions aux limites en déplacement et en chargement de ce modèle, la construction d'un modèle géométrique numérique et la validation de nos travaux par des simulations.



1a : Rapports anatomiques du pelvis normal

1b : Modifications, en cas de prolapsus stade 4, des rapports anatomiques

FIG. 1 – Prolapsus génital

## 2 Caractérisation du comportement mécanique du système pelvien

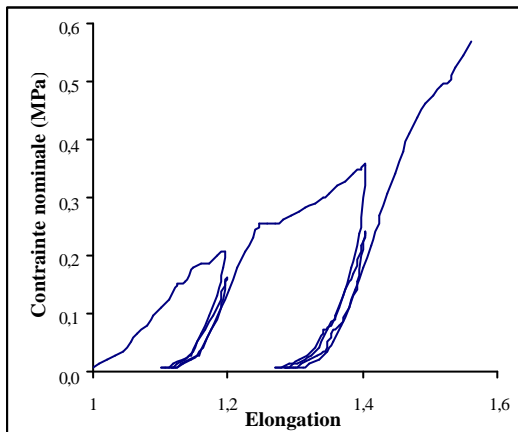
### 2.1 Comportement des tissus pelviens

La caractérisation du comportement mécanique des tissus pelviens est une étape indispensable à la conception de ce modèle. A cette fin, nous avons déterminé un protocole expérimental permettant de caractériser de façon fiable le comportement de l'ensemble des tissus mis en jeu, en étudiant l'influence des conditions de prélèvements et de stockage des échantillons et des conditions d'essais [Rubod *et al.* (2007, Part A)]. Ce protocole est une alternative fiable aux 2 protocoles préexistants pour lesquels certaines limites expérimentales avaient été soulevées [Cosson *et al.* (2004) ; Ettema *et al.* (1998)]. Notre protocole de mesures nous permet de réaliser des essais reproductibles et de caractériser le comportement des tissus conjonctifs.

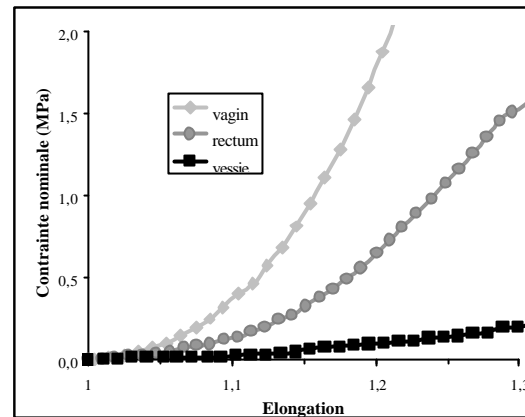
Après accord d'un comité d'éthique (CCPPRB), des prélèvements ont été réalisés sur des tissus pelviens de patientes consentantes (tissus pathologiques) ou sur cadavres frais (tissus

sains). Des essais de traction uni-axiale à vitesse de déformation constante ont été réalisés sur des éprouvettes de géométries normalisées découpées à l'emporte pièce dans les échantillons de tissus prélevés. Les résultats sont présentés figures 2a et 2b.

Ces essais ont permis de mettre en évidence le comportement hyperélastique des tissus mais également de mettre en évidence les différences de comportements des différents tissus mis en jeu. En outre, nous avons pu clairement mettre en évidence l'anisotropie de certains de ces tissus et établir des liens entre l'histoire clinique des patientes et la qualité des tissus [Rubod *et al.* (2007 Part B)].



2a : Réponse du tissu vésical à une sollicitation cyclique de traction uni-axiale à niveau de déformation maximale imposée croissante.



2b : Confrontation de la réponse des tissus pelviens à une sollicitation de traction uni-axiale.

FIG. 2 – Essais de traction uni-axiale des tissus pelviens

## 2.2 Comportement des ligaments pelviens

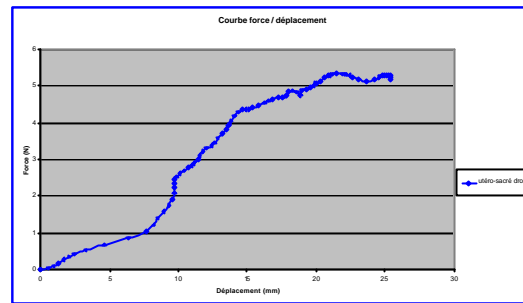
L'objectif de cette étape est de démontrer la faisabilité de la caractérisation des ligaments pelviens et l'exploitation de ces données dans le cadre d'un modèle de cavité déformable. Aucune étude n'ayant été entreprise sur ce sujet, nous avons donc dû élaborer un matériel et protocole de mesures biomécaniques des ligaments pelviens sur cadavres.

Un instrument chirurgical conventionnel (Click Line<sup>TM</sup> ; STORZ Medical®) a été équipé de deux capteurs, l'un de localisation et l'autre d'effort (Figure 3a). Ces capteurs ont été choisis non seulement pour leur bonne adéquation aux étendues de mesures, mais également pour leur faible encombrement et surcharge pondérale. Une pince de préhension de type coelioscopique a été adaptée à l'extrémité de la tige pour effectuer des essais de traction.

Après dissection, chaque ligament est individuellement repéré et étiré dans sa configuration anatomique par le biais du système de préhension de la pince. La chaîne d'acquisition des mesures permet de relever simultanément et de façon synchronisée les efforts appliqués sur l'instrument et la position de celui-ci. Les courbes force-déformation ont pu être obtenues et analysées (Figure 3b). Notre protocole permet donc la caractérisation biomécanique des ligaments pelviens impliqués dans la statique pelvienne. Les résultats obtenus ont pour l'instant un intérêt qualitatif et non quantitatif. L'étude doit être poursuivie sur un plus grand nombre de cadavres pour être totalement validée.



3a : Pince de traction uni-axiale



3b : Courbe force-déplacement du ligament utéro-sacré droit

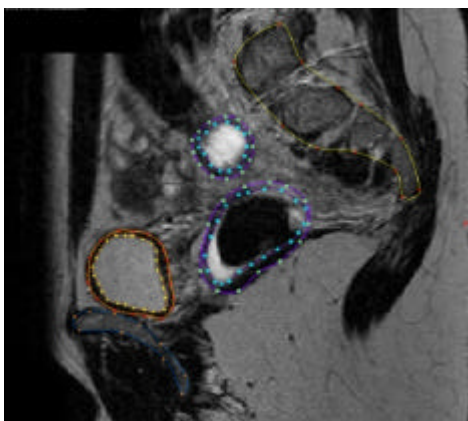
FIG. 3 – Essais de traction uni-axiale des ligaments pelviens

### 3 Développement du modèle géométrique

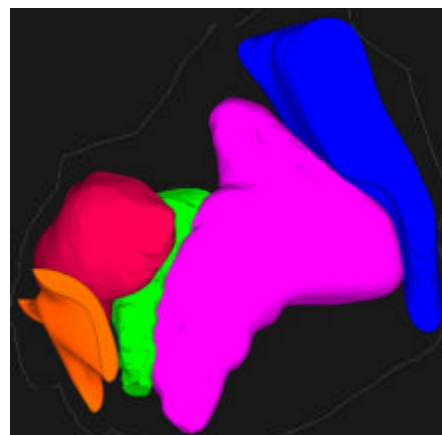
Du fait de l'importance de la position spatiale et des rapports anatomiques, entre les organes pelviens, nous avons préféré une reconstruction géométrique à partir de l'imagerie médicale, plutôt qu'une construction assistée. L'imagerie par résonance magnétique (IRM) a été choisie pour son accessibilité et son excellente définition en contraste de l'anatomie pelvienne normale et pathologique [Kennedy *et al.* (1999)]. Nous nous sommes dans un premier temps intéressés aux 3 organes ou volumes que sont le vagin, la vessie et le rectum.

La constitution du modèle géométrique comprenant les trois volumes est possible grâce à un logiciel dédié (ARTIMED). Il permet la reconstruction de volume 3D (enveloppe surfacique) à partir d'images IRM [Vial *et al.* (2001)]. La reconstitution du modèle graphique est réalisée par repérage des contours d'organes sur chaque image (Figure 4a). Ce repérage est effectué en plaçant des points sur les contours anatomiques, ces points sont les passages obligatoires d'une courbe de Bezier qui réalise le contour de la coupe de l'organe.

Le logiciel calcule et assemble les différentes coupes repérées pour un même organe, de sorte à reformer l'enveloppe surfacique 3D de l'organe pour chacune des incidences de coupes (axiale, frontale, sagittale). Une fonction du logiciel permet la fusion des volumes d'un même organe pour les trois types de coupes. Chaque organe est reconstruit séparément. Les surfaces enveloppes sont alors maillées par triangulation. Chaque organe est donc facettisé et conserve ses rapports anatomiques avec les deux autres (Figure 4b).



4a : Exemple d'une IRM traitée



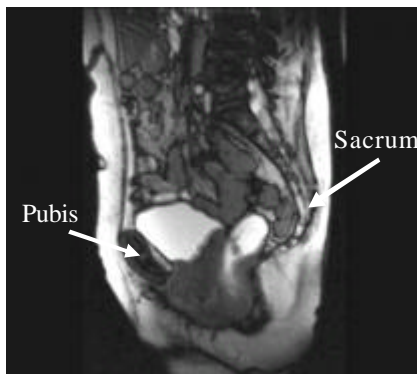
4b : Modèle géométrique

FIG. 4 – Développement du modèle géométrique de la cavité pelvienne

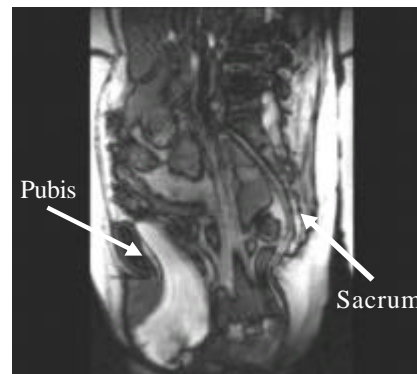
#### 4 Définitions des points fixes

Anatomiquement, les points de fixation ou suspension des organes sont connus [Kamina (1995)]. Néanmoins, leur implication dans le prolapsus reste jusqu'à présent peu étudiée. Leur importance respective reste très discutée et empirique.

A partir d'examens d'imagerie par résonance magnétique (IRM) dynamique de pelvis de patientes saines consentantes (non atteintes de prolapsus génital), les systèmes de fixation de la cavité pelvienne jusqu'à présent mal définis ont été étudiés (Figure 5). La recherche de points invariants par rapport à des repères fixes anatomiques (pubis et première vertèbre sacrée) a été réalisée en comparant des IRM fixes et dynamiques du pelvis d'une même patiente. La confrontation de ces résultats aux connaissances anatomiques a permis de définir un ensemble de structure fixe permettant de définir les contraintes aux limites de notre modèle.



5a : IRM pelvienne au repos



5b : IRM pelvienne en poussée maximale

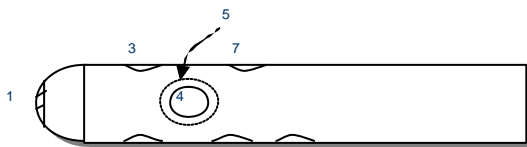
FIG. 5 – IRM pelviennes (coupes sagittales)

#### 5 Evaluation des conditions de chargement

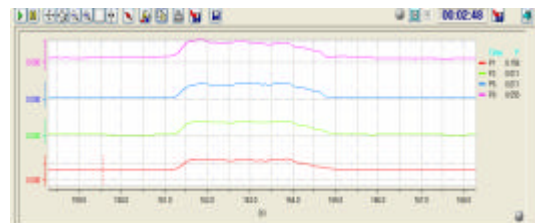
La cavité vaginale est l'interface de transmission des contraintes entre tous les organes pelviens et est donc largement impliquée dans les processus de prolapsus. La mesure des pressions intravaginales est donc le reflet des conditions de chargement de notre modèle.

Notre étude a consisté à la mise au point d'une instrumentation performante et non invasive de mesure de pressions intravaginales. Une « bougie » équipée de capteurs de pression a été élaborée (Figure 6a). Des mesures *in vivo*, sur témoins et patientes porteuses de prolapsus, lors d'effort de toux, de testing et de poussée (test de Valsalva) ont été réalisées (Figure 6b).

*In vivo*, la tolérance de l'instrumentation a été excellente. Les signaux observés sont spécifiques des efforts demandés aux patientes. Ces efforts sont reproductibles pour tous les capteurs pour la toux et le Valsalva. Même si les valeurs de pression étaient très dispersées, des différences significatives ont été observées entre patientes et témoins par capteur et par effort. Ces résultats méritent d'être complétés par des mesures sur un effectif plus important.



6a : Position des capteurs sur la bougie



6b : Morphologie du signal de pression

FIG. 6 – Mesures de pressions intravaginales

## 6 Vers un modèle numérique de la cavité

L'ensemble de ce travail nous permet aujourd'hui de :

- réaliser, à partir de l'analyse des images statiques d'IRM, des maillages éléments finis dans un code de calcul de l'ensemble du système pelvien,
- définir le comportement mécanique (élastique, non linéaire et grandement déformable) de l'ensemble des tissus impliqués,
- modéliser, à partir d'une comparaison entre IRM statique et dynamique, les conditions en déplacements imposés,
- caractériser, par l'intermédiaire de la sonde de mesures de pressions intravaginales développée, les conditions de chargements.

L'ensemble de ces informations, requis pour toute simulation des déformations par l'intermédiaire d'un code éléments finis, nous permet actuellement d'entreprendre un travail de simulation sur le code de calcul Abaqus. Afin de valider cette approche, les résultats obtenus seront confrontés d'une part à des IRM dynamiques et d'autre part à un modèle physique de cavité pelvienne, réalisé en silicone, pour lequel l'ensemble des paramètres (géométries, comportements, déplacements et efforts imposés) est parfaitement maîtrisé.

## 7 Conclusions

Le modèle que nous développons, basé sur une méthode de résolution éléments finis 3D et prenant en compte le comportement de type hyper-élastique des tissus permettra la modélisation précise de la cavité pelvienne. Ce modèle pourrait permettre de mieux comprendre la physiopathologie des prolapsus génitaux et d'orienter les stratégies thérapeutiques d'avenir.

Les différentes perspectives de ce travail consistent à développer une approche multi-organes, d'intégrer les comportements tissulaires et ligamentaires et de simuler des corrections chirurgicales avec interposition de prothèses. A terme, l'objectif est de développer un réel outil d'aide aux choix thérapeutiques des prolapsus génitaux par le biais d'un instrument de mesures non destructives des comportements mécaniques des tissus mis en jeu pour chaque patiente.

## Références

1. Cosson M, Lambaudie E, Boukerrou M, Lobry P, Crépin G, Ego A. 2004 A biomechanical study of the strength of vaginal tissues. Results on 16 post-menopausal patients presenting with genital prolapse. *Eur J Obstet Gynecol Rprod Biol* 112: 201-5.
2. Ettema G, Goh J, Forwood M. 1998 A new method to measure elastic properties of plastic-viscoelastic connective tissue. *Med Eng Phys* 20: 308-14.
3. Kamina P. 1995 Anatomie Clinique du petit bassin et périnée. Editions Maloine.
4. Kennedy AM, Gilfeather MR, Woodward PJ. 1999 MRI of the female pelvis. *Semin Ultrasound CT MR* 20: 214-30.
5. Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, Dubois P, Cosson M. 2007 Biomechanical properties of vaginal tissue – Part A : New experimental protocol. *J Urol* 2007 july.
6. Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, Dubois P, Cosson M. 2007 Biomechanical properties of vaginal tissue – Part B : Results and Implications in surgery for pelvic prolapse. *J Urol* 2007 submitted.
7. Samuelsson E, Victor F, Tibblin G, Svardsudd K. 1999 Signs of genital prolapse in a Swedish population of women 20 to 59 years of age and possible related factors. *Am J Obstet Gynecol* 180: 299-305.
8. Swift S. 2000 The distribution of pelvis organ support in a population of female subjects seen for routine gynecologic health care. *Am J Obstet Gynecol* 183: 277-85.
9. Vial S, Gibon D, Vasseur C, Rousseau J. 2001 Volume delineation by fusion of fuzzy sets obtained from multiplanar tomographic images. *IEEE Trans Med Imaging* 20: 1362-72.