

# Influence de la géométrie et des propriétés mécaniques sur la simulation Eléments Finis du système pelvien.

O. MAYEUR<sup>a,c</sup>, JF. WITZ<sup>b,c</sup>, P. LECOMTE<sup>b,c</sup>, M. BRIEU<sup>b,c</sup>, M. COSSON<sup>a,c</sup>

- a. Centre Hospitalier Régional Universitaire de Lille (CHRU), F-59000, Lille, France, [olivier.mayeur@univ-lille2.fr](mailto:olivier.mayeur@univ-lille2.fr), [michel.cosson@chru-lille.fr](mailto:michel.cosson@chru-lille.fr)  
b. ECLille, F-59650, Villeneuve d'Ascq, France, [jean-francois.witz@ec-lille.fr](mailto:jean-francois.witz@ec-lille.fr) ; [pauline.lecomte@ec-lille.fr](mailto:pauline.lecomte@ec-lille.fr) ; [mathias.brieu@ec-lille.fr](mailto:mathias.brieu@ec-lille.fr)  
c. LML, CNRS, UMR8107, F-59650, Villeneuve d'Ascq, France

## Abstract :

*The woman pelvic system is an anatomical area involving multiple organs, muscles, ligaments, and fasciae where different pathologies may occur. Here we are most interested in abnormal mobility, often caused by complex and not fully understood mechanisms. Mathematical modelling and computer simulation using the Finite Element (FE) method are the tools helping to better understand the pathological mobility, but of course patient-specific models are required to make contribution to patient care. These models require a good representation of the pelvic system geometry, information on the material properties, boundary conditions and loading. In this contribution we focus on the relative influence of the inaccuracies in geometry description, derived from medical images, and of uncertainty of patient-specific material properties of tissues. We conducted a comparative study using several constitutive behavior laws, different material coefficients and variations in geometry description resulting from the imprecision of clinical imaging and image analysis. We find that it is the geometry that has the dominant effect on the pelvic organ mobility simulation results. Provided that proper finite deformation non-linear Finite Element solution procedures are used, the influence of the functional form of the constitutive law is for practical purposes negligible and the influence of the stress parameter in the constitutive law is relatively small. These last findings confirm similar results from the fields of modelling neurosurgery and abdominal aortic aneurysms.*

**Mots clefs : Modèle EF, Comportement mécanique, Tissus mous**

## 1 Introduction

Le prolapsus des organes pelviens (POP) est un trouble de la mobilité des organes génitaux féminins, causant un dysfonctionnement du système pelvien et résultant d'une défaillance mécanique et anatomique. Les troubles du plancher pelvien et l'hyper-mobilité des organes concernent environ une femme sur trois de tous âges et plus de 60% des femmes des plus de 60 ans [1]. Au cours des dernières décennies, le développement de technologies assistées par ordinateur, et plus spécifiquement la

simulation numérique par méthode des Eléments Finis, nous permet d'explorer le corps humain avec une meilleure précision, afin d'améliorer la compréhension des phénomènes biomécaniques impliqués dans cette physiopathologie complexe.

Dans ce contexte, l'une des principales motivations est de développer un modèle fonctionnel du système pelvien afin d'étudier la mobilité des organes suivant différents paramètres, à la fois géométriques et mécaniques. Pour développer ce modèle numérique paramétré, la recherche doit se concentrer sur les structures impliquées. La géométrie des organes sont facilement identifiables grâce à nos connaissances anatomiques et à l'imagerie médicale. Cependant, les structures anatomiques situées autour des organes sont difficilement détectables. Le développement d'un modèle fonctionnel ou spécifique à la patiente doit prendre en compte ces structures pour imiter la mobilité des organes [2]. Toutefois, la contribution de ces structures est mal décrite dans la littérature et présente un objectif d'étude majeur pour la recherche médicale et scientifique. Leurs descriptions anatomiques sont assez bien définies, mais leurs comportements mécaniques et leurs rôles ne sont pas parfaitement identifiés. De plus, par sa diversité biologique, le comportement mécanique des différents organes présente une forte inter-individualité. Une cartographie de ces propriétés mécaniques a pu être définie lors de précédents travaux de caractérisation, à travers divers essais expérimentaux destructifs [3,6].

Cette étude présente une analyse pertinente de l'influence de la géométrie et des propriétés mécaniques, ou du type de loi de comportement à employer, pour garantir la bonne réponse de ces modèles Eléments Finis complexes.

## 2 Matériels et méthodes

La géométrie du système pelvien est définie sur la base d'IRM (Philips Achieva 3.0T TX – résolution: 512x512, taille de pixel: 0,7 mm). Le protocole détaillé ci-dessous a été appliqué sur 4 volontaires (approbation éthique CEROG OBS 2012-05-01 R1) ne présentant aucune pathologie pelvienne. Les images sont utilisées pour générer une représentation en 3D du système pelvien. Le contour de chaque organe est défini manuellement par l'intermédiaire du logiciel Aviso 7 (Sciences visualisation groupe VSG, SAS). Une valeur de seuillage est définie sur la séquence pour sélectionner les zones d'intérêt et générer les modèles 3D du vagin, du rectum, de la vessie et de l'utérus (figure 1). Ces reconstructions sont représentées à ce stade par des nuages de points. Il est alors nécessaire de les transformer en un modèle numérique viable pour la simulation EF. Des courbes B-splines sont employées pour définir les modèles géométriques par l'intermédiaire du logiciel CATIA et de développements internes. Les structures anatomiques de suspension (ligaments et fascias) ne sont pas visibles sur les images cliniques et sont introduites dans le modèle 3D en conformité avec la littérature anatomique. Un processus itératif d'optimisation [4] permet également de valider nos simulations numériques en accord avec l'analyse des champs de déplacement sur les IRM dynamiques [5]. Afin d'analyser l'influence des paramètres géométriques et matériaux sur les mobilités, indépendamment de la diversité biologique, nous avons créé un modèle générique de la géométrie des quatre sujets considérés.

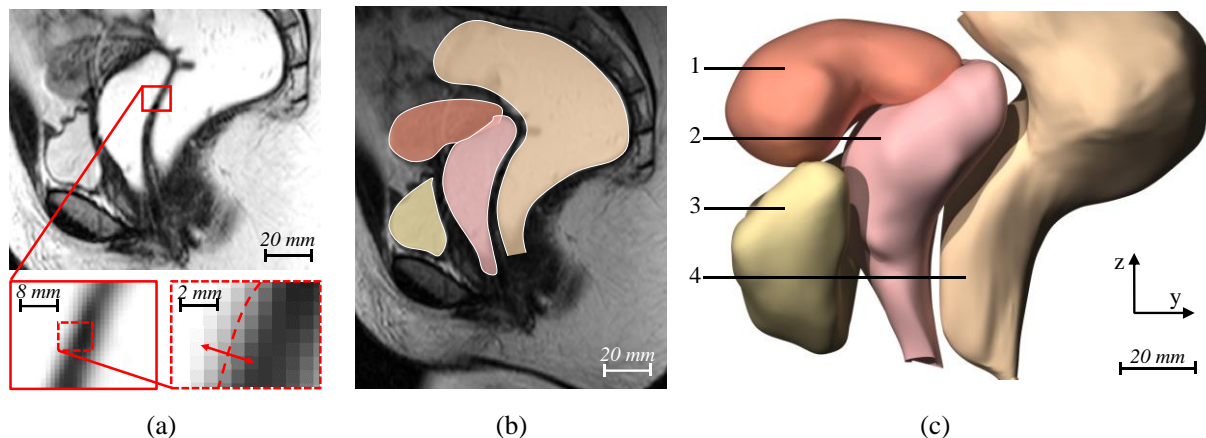


Fig. 1 – Modélisation du système pelvien à partir de l'imagerie médicale, (a) coupe sagittale avec illustration de la taille des pixels, (b) sélection des contours, (c) reconstruction 3D avec 1: utérus, 2: vagin, 3: vessie et 4: rectum.

Concernant les propriétés des matériaux des tissus, le comportement hyperélastique a été mis en évidence [6] et permet d'introduire un modèle de comportement de type Yeoh. Dans ce modèle, l'énergie de déformation dépend uniquement du premier invariant,  $I_1$ , du tenseur des déformations de Cauchy-Green :

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

La densité d'énergie de déformation est définie par un paramètre de  $C_0$  qui représente le module de rigidité initiale, et un paramètre  $C_1$  permettant l'augmentation de la rigidité en grandes déformations. Dans notre étude, d'importantes variations de ces paramètres mécaniques sont observées. Nous considérons les valeurs minimales, médianes et maximales de ces coefficients pour chaque organe d'après nos campagnes expérimentales [3, 6]. Afin d'analyser l'influence du type de comportement sur la simulation numérique, nous considérons trois modèles de comportement: i) une loi élastique linéaire en petite déformation ( $E=6.C_0$ ), ii) une loi de comportement de type Neo-Hooke, pilotée par le paramètre  $C_0$  ou iii) une formulation de type Yeoh, pilotée par  $C_0$  et  $C_1$  (les deux derniers permettant les grandes déformations). L'analyse s'effectue d'après le déplacement du col de l'utérus suivant un effort correspondant à la toux.

### 3 Résultats

La simulation initiale avec la prise en compte des propriétés mécaniques moyennes de chaque organe présente un déplacement de 7mm au niveau du col de l'utérus. Ce résultat est conforme aux déplacements moyens observés sur les IRM dynamiques de chaque patiente [5]. Dans un premier temps, nous nous intéressons à l'analyse du type de loi de comportement. On peut remarquer que chaque approche offre pratiquement les mêmes résultats (7mm +/- 0.04mm) et que les différences constatées sont inférieures à la résolution des images IRM et donc impossible à détecter dans la pratique. Ce constat nous permet de conclure que le choix de la loi de comportement constitutif n'a aucune influence sur la mobilité des organes. Cependant, à l'échelle locale, la réponse mécanique en termes de déformation ou de contrainte peut être affectée par le type de loi de comportement choisie.

Des essais expérimentaux sur les organes pelviens ont montré l'influence des niveaux de déformation sur l'endommagement de ces structures complexes [3]. Il est alors nécessaire d'analyser l'impact de la loi de comportement sur les quantités locales telles que les contraintes et déformations. On remarque que l'approche en petites déformations avec un comportement linéaire sous-estime les déformations et les contraintes maximales, avec environ 8% d'écart par rapport à une analyse non-linéaire en utilisant une loi de type Yeoh ou Neo-Hooke (moins de 2% de différence entre ces deux modèles).

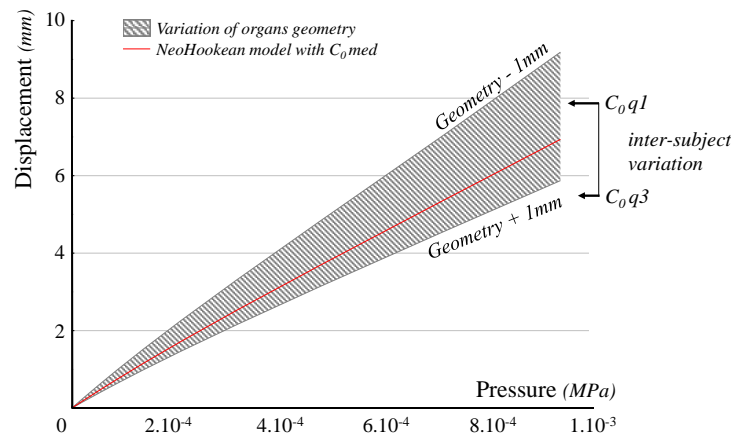


Fig. 2. Influence des variations géométriques sur le déplacement du col de l'utérus

La dispersion biologique révélée dans la littérature présente une grande dispersion des propriétés mécaniques chez les patientes. Cette dispersion biologique influence fortement les mobilités des organes (7mm +/- 1.3mm). Nous constatons qu'il y a peu de différences entre les lois type Neo-Hook et Yeoh, traduisant une influence minimale du paramètre C1 (7mm +/- 0.03mm). Nos résultats suggèrent que la loi de comportement de type Yeoh apporte peu d'avantages dans l'étude des mobilités du plancher pelvien à ce niveau physiologique de pression abdominale. Pour cette plage de pression, la loi de comportement Neo-Hooke semble suffisante. Par conséquent, il faut prendre en compte uniquement la variabilité du coefficient C0.

Notre modèle Eléments Finis nous permet également de considérer des paramètres géométriques tels que les épaisseurs des organes. Lors de la génération du modèle numérique, la résolution limitée de l'imagerie médicale clinique introduit une incertitude dans l'estimation des contours. Par exemple, l'analyse de la paroi vaginale conduit à des incertitudes entre deux et six pixels. Par conséquent, les variations de l'épaisseur des organes influencent la réponse du modèle (figure 2). Une très légère modification de la géométrie d'entrée avec plus ou moins 1 mm d'écart sur l'épaisseur des organes conduit à une modification importante des mobilités du système pelvien (7mm +/- 2mm). Cette mobilité est sensiblement plus grande que celle observée par la dispersion interindividuelle des propriétés mécaniques (paramètre C0). La variation géométrique semble avoir une influence dominante sur le déplacement d'organes, en comparaison aux variations des propriétés mécaniques.

## 4 Discussion et conclusion

Nos résultats montrent que la simulation de la mobilité pelvienne employant une approche en élasticité linéaire sous petite contrainte et en grande rotation permet d'observer des déplacements similaires à ceux obtenus avec des modèles non-linéaires et hyperélastiques. Ainsi, si les exigences de la simulation numérique sont seulement d'estimer le déplacement des organes, une approche en élasticité linéaire sous petite contrainte et en grande rotation est suffisante et peut conduire à effectuer ces simulations avec des logiciels EF optimisés, notamment pour du calcul en temps réel. Toutefois, lorsque des estimations plus précises des déformations et des contraintes sont nécessaires, par exemple

pour évaluer l'endommagement des tissus, une formulation mathématique non-linéaire est nécessaire. Notre analyse démontre également que lors d'une étude plus spécifique des contraintes et déformations locales, le choix du type de loi hyper-élastique est sans importance et nous recommandons l'utilisation d'une simple loi de comportement de type Neo-Hooke.

La grande variabilité interindividuelle observée sur ce type de tissus biologiques, décrit par le paramètre  $C_0$ , a été étudiée et nos résultats montrent son influence modérée sur la mobilité des organes. Dans ce travail, nous avons également examiné l'influence de la géométrie en prenant en compte les variations d'épaisseur des organes. Une différence significative est observée sur le déplacement des organes. Cette variation géométrique a nettement plus d'influence sur la mobilité du système pelvien que l'imprécision du modèle de comportement ou la différence interindividuelle des propriétés mécaniques. Ce travail est en accord avec une étude récente [4] qui souligne également le rôle clé de la description géométrique pour analyser les mécanismes de déformation de pathologies complexes comme la cystocèle.

## Références

- [1] Samuelsson, E., F. Victor, G. Tibblin and K. Svardsudd. 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, 1999.
- [2] Vallet, A., J.F. Witz, M. Brieu, C. Rubod and M. Cosson. Simulation of pelvic mobility: topology optimization of ligamentous system. *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Engg.* 14-1:159-163, 2011.
- [3] Rubod, C., M. Brieu, M. Cosson, G. Rivaux, J.C. Clay and B. Gabriel. Biomechanical Properties of Human Pelvic Organs. *J. Uro.* 79-4:1346-1354, 2012.
- [4] Mayeur, O., G. Lamblin, P. Lecomte, M. Brieu, C. Rubod and M. Cosson: FE Simulation for the Understanding of the Median Cystocele Prolapse Occurrence. *Lecture Notes in Computer Science* 8789:220-227, 2014.
- [5] Lecomte, P., J.F. Witz, M. Brieu, N. Faye, M. Cosson and C. Rubod, Quantification of pelvic mobility on dynamic Magnetic Resonance Images: Using mechanical insight to help diagnostic of pelvic pathologies. *Strain.* In Press, 2015.
- [6] Chantereau, P., M. Brieu, M. Kammal, J. Farthmann, B. Gabriel and M. Cosson. Mechanical properties of pelvic soft tissue of young women and impact of aging. *Int. Urogynecol. J.* 25-11:1547-1553, 2014.