



Modélisation des mobilités du système pelvien : vers une meilleure compréhension des troubles de la statique pelvienne

Mouhamadou Nassirou Diallo, Pauline Lecomte-Grosbras, Damien Marchal, François Witz, Michel Cosson, Christian Duriez, Mathias Brieu

► To cite this version:

Mouhamadou Nassirou Diallo, Pauline Lecomte-Grosbras, Damien Marchal, François Witz, Michel Cosson, et al.. Modélisation des mobilités du système pelvien : vers une meilleure compréhension des troubles de la statique pelvienne. 11e colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2013, Giens, France. hal-01717827

HAL Id: hal-01717827

<https://hal.science/hal-01717827>

Submitted on 26 Feb 2018

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

Public Domain

Modélisation des mobilités du système pelvien : vers une meilleure compréhension des troubles de la statique pelvienne

M. DIALLO¹, P. LECOMTE-GROSBRAS¹, D. MARCHAL², J.F. WITZ¹, M. COSSON³, C. DURIEZ², M. BRIEU^{1*}

1 Ecole Centrale de Lille, LML-UMR 8107, mouhamadou-nassirou.diallo@ec-lille.fr ; pauline.lecomte@ec-lille.fr, jean-francois.witz@ec-lille.fr ; mathias.brieu@ec-lille.fr

2 INRIA, SHACRA, damien.marchal@lifl.fr ; christian.duriez@inria.fr

3 CHRU Lille, INSERM U703, michel.cosson@chru-lille.fr

* Auteur correspondant

Résumé — Le prolapsus génital est un trouble d’hyper-mobilité des organes du système pelvien touchant 60% des femmes de plus de 60 ans, dont la physiopathologie est encore mal connue. Afin de mieux comprendre les mécanismes à l’origine de cette pathologie, un modèle élément fini permettant de simuler les mobilités fonctionnelles du système pelvien a été développé. Ce modèle a été modifié pour tendre vers la situation pathologique, permettant de quantifier l’influence de chaque modification (propriétés mécaniques, évolution topologique des ligaments...) sur les mobilités du système.

Mots clés — simulation éléments finis, système pelvien, prolapsus

1. Introduction

Le prolapsus génital est un trouble d’hyper-mobilité des organes du système pelvien pouvant se définir comme une saillie partielle ou totale de la paroi vaginale induisant un inconfort et des problèmes d’incontinence. Cette pathologie touche un tiers des femmes tous âges confondus [1] et plus de 60% des femmes de plus de 60 ans [2]. Le traitement est principalement chirurgical. Devant le vieillissement de la population féminine, la demande de prise en charge chirurgicale est de plus en plus importante en vue d’une amélioration de la qualité de vie, pour atteindre un taux d’intervention de 11,8 % à l’âge de 80 ans. Malheureusement, ces interventions présentent un taux d’échec important, de l’ordre de 30%, quelque soit la technique employée. La raison principale de ces échecs est liée à une physiopathologie du prolapsus, très complexe et multifactorielle, encore mal connue.

Afin de mieux comprendre les mécanismes et d’adapter au mieux les techniques chirurgicales associées, une démarche de modélisation du système pelvien a été entreprise. Au cours de ces dernières années, un travail important de caractérisation a été entrepris, via des méthodes destructives [3, 4, 5, 6]. L’ensemble de ces travaux nous permet d’établir une cartographie des propriétés mécaniques des tissus et de mettre en évidence les éléments majeurs de la statique pelvienne sans pour autant pouvoir bien comprendre leurs contributions respectives. D’autres travaux portent sur l’évolution des propriétés mécaniques des tissus en fonction de l’âge et/ou de la pathologie [4, 7, 8]. Cependant, le caractère multifactoriel de cette pathologie ne permet pas, malgré ces travaux, de comprendre les origines des hyper-mobilités. Afin de mieux appréhender les mobilités du système pelvien et mieux comprendre la contribution de l’ensemble des chefs ligamentaires, des efforts en termes de modélisation par éléments finis ont été entrepris [9]. Afin de conforter ce modèle, et mieux rendre compte de l’anatomie et de la physiologie des mobilités, la description des chefs ligamentaires a été améliorée par un processus optimisation topologique [10, 11], basé sur une confrontation entre les champs cinématiques obtenus par simulation éléments et quantifiés sur IRM dynamique au cours d’un effort de poussée.

Le travail présenté, consiste à modifier le modèle développé en utilisant des mesures expérimentales sur des tissus pathologiques et en modifiant la topologie du système de suspension ligamentaire afin de mettre en évidence les principaux acteurs de la mobilité et mieux comprendre les situations d’hyper-mobilité conduisant au prolapsus. La comparaison des mobilités simulées en

situation normale et pathologique permettra de mieux comprendre les mécanismes à l'origine du prolapsus génital.

2. Caractérisation et modélisation des mobilités physiologiques

Pour construire un modèle éléments finis permettant de simuler les mobilités du système pelvien il est nécessaire de disposer de la géométrie du système, des propriétés mécaniques des tissus ainsi que des conditions aux limites (zones d'accolement, sollicitations, etc.).

2.1. Géométrie des organes

La première étape pour construire le modèle du système pelvien consiste à obtenir la géométrie des organes. Pour cela, des IRM statiques de patientes saines volontaires ont été effectuées. Les IRM statiques consistent à acquérir une succession d'images 2D séparées d'un pas constant permettant d'observer le volume de la cavité pelvienne. Trois volumes d'images sont acquis suivant les trois incidences axiale, coronale et sagittale (figure 1). Chaque organe est ensuite segmenté manuellement permettant de récupérer les contours des organes.

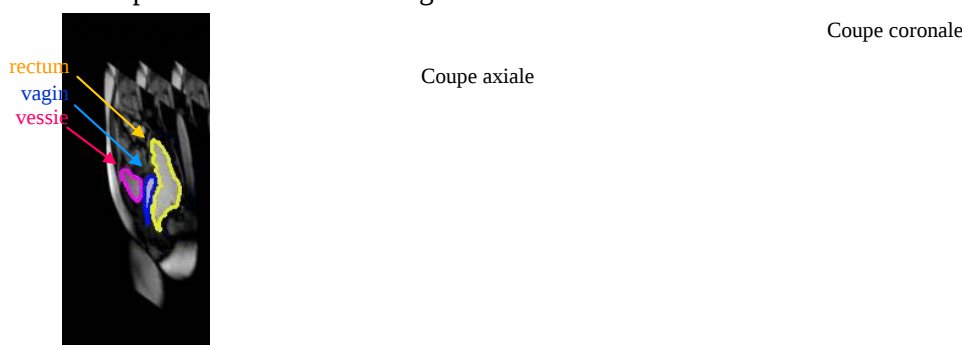


Fig. 1. Construction du modèle géométrique : segmentation des organes

La technologie IRM est basée sur la résonance magnétique des atomes d'hydrogènes contenu dans l'eau des cellules de l'organisme. Elle permet donc de visualiser avec un bon contraste toutes les parties du système qui contiennent beaucoup de molécules d'eau. La vessie contient par défaut beaucoup de molécule d'eau, elle est donc toujours observable sur les images IRM. Un gel est également inséré dans le vagin et le rectum afin de pouvoir les observer avec un bon contraste, comme on peut le voir sur la figure 1. L'utérus apparaît sur les IRM avec un contraste moins important mais suffisant pour pouvoir le segmenter. Cette technologie ne permet cependant pas d'observer le système ligamentaire, ni d'obtenir une définition suffisante pour la segmentation du plancher pelvien. On obtient donc à l'issue des segmentations uniquement la géométrie des organes du système pelvien : vagin, vessie, rectum et uterus, une autre stratégie devant être mise en place pour reconstruire le système de suspension et de soutènement des organes.

Les segmentations obtenues sont ensuite importées dans le logiciel de modélisation et rendu 3D Blender afin de réaliser les maillages en coque des organes et du bassin osseux qui pourront alors être importés dans le code de calcul que nous utilisons.

2.2. Propriétés mécaniques des tissus

Une campagne de caractérisation mécanique a été effectuée afin de déterminer les propriétés mécaniques des tissus constituant les organes du système pelvien. Pour cela un protocole d'essais prenant en compte le milieu de conservation, la température et la géométrie des échantillons a été défini [12]. Ce protocole permet d'obtenir une bonne répétabilité des résultats. Les essais mécaniques ont été réalisés grâce au développement d'une machine de traction uni-axiale portative afin d'effectuer directement les essais à la morgue permettant d'éviter le transport des tissus comme le montre la figure 2 (droite). La géométrie des échantillons a été définie afin d'obtenir une déformation homogène dans la partie utile de l'éprouvette. Pour cela, tous les échantillons sont découpés à l'emporte pièce comme le montre la figure 2 (gauche).

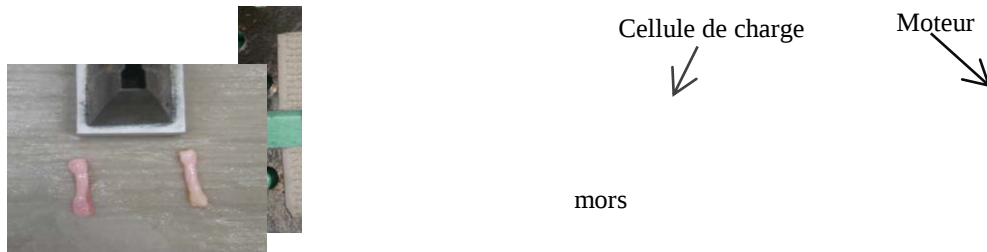


Fig. 2. Protocole et machine d'essais pour la caractérisation des propriétés mécaniques des tissus pelviens [12]

Seuls le vagin, la vessie, le rectum et 3 paires de ligaments ont pu être prélevés et caractérisés mécaniquement. La figure 3 montre la réponse mécanique sous traction uniaxiale obtenue pour ces différents tissus.

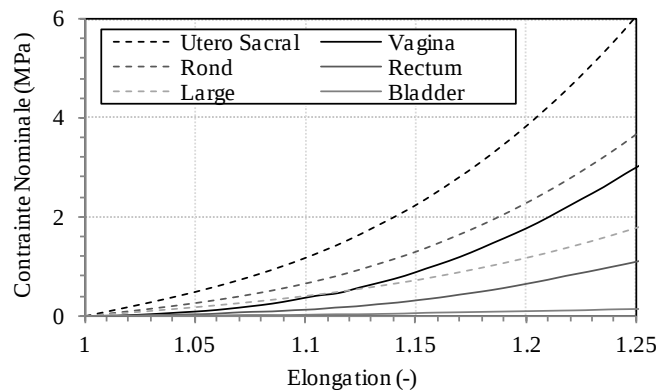


Fig. 3. Courbe contrainte (MPa) / élongation (-) en traction uniaxiale des tissus pelvien [6]

Les résultats mettent en évidence un comportement non linéaire et grandement déformable des tissus, ainsi que des rigidités plus importantes des ligaments par rapport à celles des organes. Les résultats montrent également que le vagin est l'organe le plus rigide, tandis que la vessie est l'organe le moins rigide. Ces différences de comportement peuvent aisément s'expliquer de part les différentes fonctions de ces tissus.

Afin de permettre des études statistiques, le comportement des tissus a été modélisé par une approche élastique en grandes transformations qui a permis de mettre en évidence des différences entre les propriétés des tissus que ce soit à faibles ou à grandes déformations. Ces approches ont également permis d'étudier l'incidence de l'occurrence de la pathologie [8] et plus récemment du vieillissement.

2.3. Construction du système de suspension

A ce stade, le modèle comprend la géométrie des organes ainsi que leurs propriétés mécaniques. Il s'agit maintenant de construire les systèmes de suspension et de soutènement des organes, qui n'ont pu être obtenus par segmentation des images IRM. La géométrie du plancher pelvien a été reconstruite conformément aux données anatomiques disponibles dans la littérature [13]. En revanche les informations dans la littérature montrent qu'il n'y a pas de consensus concernant l'anatomie du système ligamentaire il existe en effet parfois un décalage entre anatomie topologique et anatomie fonctionnelle, le rôle des différents éléments de suspension étant sujet à controverse. Pour cela, une démarche d'optimisation topologique a été mise en place, afin de définir un modèle fonctionnel rendant compte des mobilités physiologiques des organes [10, 11].

Une première étape a été de mesurer les déplacements des organes du système pelvien. Ces mesures ont été effectuées par recalage d'images à partir de séquence d'IRM dynamiques (figure 4). Les séquences dynamiques sont acquises en 2D dans le plan sagittal durant une sollicitation de poussée, à la demande dans l'IRM, effectuée par la patiente saine. Les images permettent d'observer les organes tout au long de la poussée. Les images de la séquence sont comparées à l'image initiale prise au début de la poussée grâce au logiciel Elastix basée sur la collection de bibliothèque ITK [14]. La démarche de recalage d'image est synthétisée sur la figure 4. Les déplacements ainsi mesurés peuvent être observés sur la figure 5 où le contour blanc représente la position initiale des organes et l'échelle de couleur le déplacement mesuré, tracé sur le contour déformé des organes.

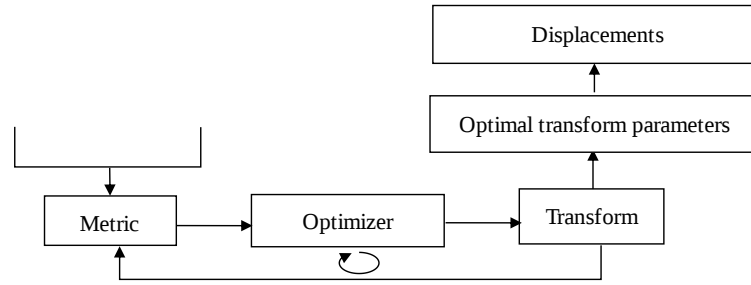


Fig. 4. Méthodologie de mesure du déplacement des organes

Afin de comparer les déplacements mesurés aux mobilités simulées, un effort de poussée a été simulé. Les données de la littérature [13] indiquent que lors d'une poussée, une pression P orientée à 45° de l'ordre de 10 MPa est exercée, comme le montre la figure 5. L'utérus, dont la rigidité est très importante par rapport à celle des autres organes a été modélisé comme un solide rigide indéformable. Concernant les lois de comportement des tissus, nous nous sommes basés sur nos études récentes dans ce domaine [5, 6, 12]. Elles sont considérées, en première approximation, comme élastiques isotropes en grandes transformations. Les épaisseurs des coques, pour les organes, et les diamètres des cordes, pour les ligaments, sont basés sur des considérations anatomiques [13].

Le tableau 1 rassemble les propriétés mécaniques des tissus utilisées.

Objet	Module de Young (Mpa)	Epaisseur/Diamètre (mm)
Rectum	3.6	3
Vagin	15	4
Vessie	2.4	3
Ligament Utéro-sacré	71.7	8
Ligament Rond	45.1	4
Ligament Large	19.5	4
Plancher Pelvien*	3	10

* : données qualitatives

Tabl 1 – Propriétés mécaniques

Les tissus sont considérés comme peu compressibles car ils ont une forte teneur en eau. Nous avons donc utilisé un coefficient de Poisson égal à 0,45 pour les coques déformables. La fixation du vagin sur le col de l'utérus, du vagin et du rectum sur le muscle du plancher pelvien est considérée comme parfaite.

Le code de calcul SOFA, développé par l'INRIA, a été utilisé. Ce code, initialement développé dans un objectif de simulation en temps réel, présente des performances numériques en termes de temps de calcul (architecture GPU) qui permet d'appréhender avec sérénité les coûts de calcul induits par les processus itératifs de résolution par optimisation. En outre SOFA a été développé de sorte à gérer au mieux les problématiques de contacts et de non-pénétrations des objets au cours de la simulation. Le modèle éléments finis que nous considérons utilise pour les organes des éléments de coque et pour les ligaments des éléments de cordes.

Grâce à l'outil d'analyse des champs cinématiques sur IRM, les champs de déplacements mesurés peuvent être comparés à des simulations numériques où la position et le nombre de ligaments sont postulés. Une évaluation des écarts entre l'estimation des déplacements faite par le modèle numérique et les mesures réalisées sur images IRM peut alors être établie. L'écart entre simulation et mesures peut ainsi être minimisé de sorte à tendre, par un processus itératif d'optimisation, vers un modèle cinématique conforme à la mobilité mais surtout dédié à la patiente (Fig 5). Cette approche permet de disposer de modèles dédiés [11, 12], de topologie optimisée, rendant compte des mobilités fonctionnelles par la localisation d'éléments de suspension non visibles avec l'IRM.

La figure 5 montre une comparaison entre les déplacements mesurés à partir des images IRM et les déplacements obtenus par simulation d'une poussée. L'écart entre les déplacements mesurés et simulés est inférieur à 1 cm, ce qui est tout à fait acceptable compte tenu des hypothèses effectuées.

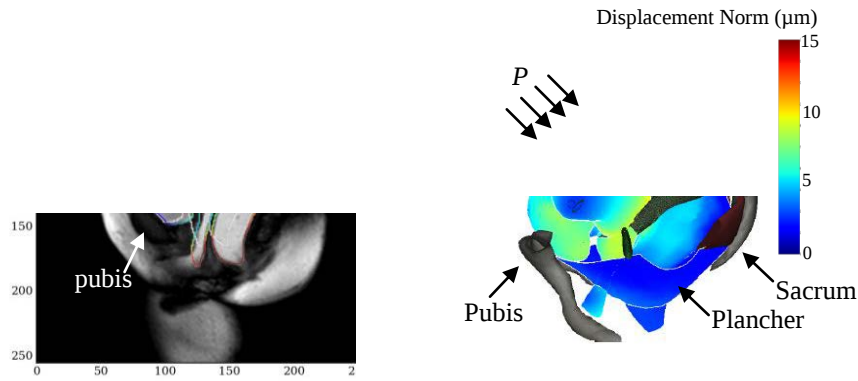


Fig. 5. Méthodologie de mesure du déplacement des organes (Uterus (U), Vagin (V), Vessie (Ve) et Rectum (R))

La figure 6 synthétise le modèle fonctionnel complet. On peut constater sur le modèle optimisé les trois paires de ligaments qui sont classiquement cités dans la littérature en anatomie et que nous avons pu observer lors de nos campagnes de dissection et caractérisation sur cadavres : les ligaments ronds, larges et utéro sacrés. La figure 6 montre également que nous avons dû introduire des ligaments qui ne sont pas cités dans l'ensemble des ouvrages d'anatomie : les para-vaginaux et l'ombilical. Ces ligaments se sont pour autant avérés fondamentaux pour permettre de rendre compte des mobilités effectives et en particulier limiter la rétroversion de l'utérus, en ce qui concerne les para-vaginaux, ou encore une mobilité trop important du sommet de la vessie, pour ce qui est de l'ombilical. L'analyse des champs de déplacements mesurés sur les images IRM montrent deux zones de fixité d'une part de la partie de la vessie au contact du pubis et d'autre part de la partie du rectum au contact du sacrum (figure 5, gauche). Afin de rendre compte de ces mobilités, ces deux accolements ont donc également été modélisés.

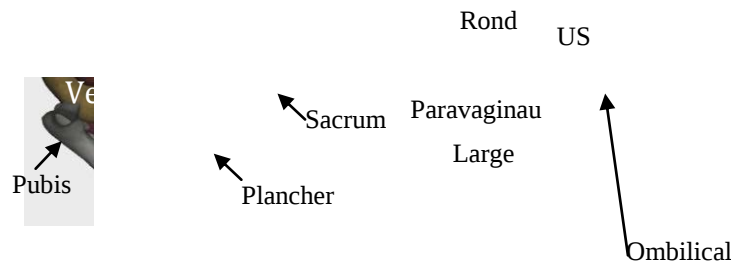


Fig. 6. Modèle fonctionnel complet constitué des 4 organes, du plancher, de 4 paires de ligaments (ronds, paravaginaux, larges et utéros sacrés (US)) ainsi que du ligament ombilical

3. Compréhension de la physiologie et modélisation du prolapsus

Afin de mieux comprendre les mécanismes à l'origine des troubles de la statique pelvienne, nous avons d'une part cherché à mieux comprendre la physiologie et d'autre part tenté numériquement de créer une pathologie de prolapsus.

3.1. Compréhension de la physiologie

Comme nous avons pu le constater lors de l'optimisation topologique du système pelvien, l'ensemble des ligaments que nous avons introduits sont nécessaires pour permettre de rendre compte d'une mobilité physiologique. Pour autant, si l'on s'en réfère à des ouvrages d'anatomie et en particulier des ouvrages d'anatomies comparées [15] on peut constater que l'ensemble des mammifères femelles ont des ligaments ronds, larges, et ombilical mais que seuls les mammifères bipèdes ont des ligaments utéro-sacrés. Afin d'en comprendre la raison, nous avons réalisé des simulations où la direction de la pesanteur varie par rapport à l'axe du corps. La figure 7 montre la force T exercée dans les ligaments en fonction de la direction de la pesanteur et permet de mettre en évidence le rôle des différents ligaments en fonction de la position.

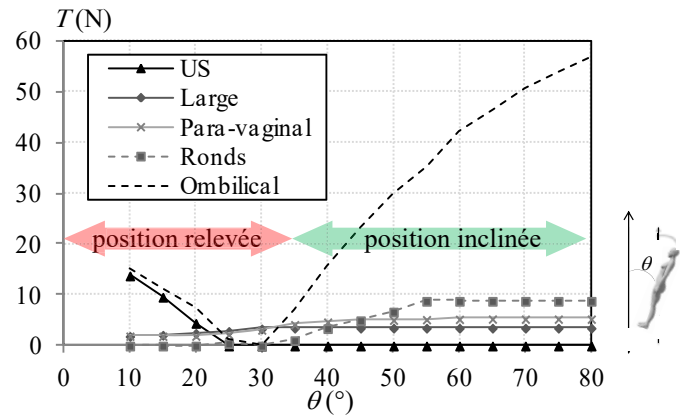


Fig. 7 Tension T en N dans les ligaments en fonction de la position du corps – Mise en évidence du rôle des ligaments

Ces simulations permettent de constater qu'en position relevée ($\theta < 35^\circ$), les ligaments utéro-sacrés (US) jouent un rôle prédominant, tandis qu'en position inclinée ou couchée, la contribution des ligaments paravaginaux et ombilical est prédominante. Ces résultats permettent de comprendre pourquoi la plupart des travaux publiés en matière de chirurgie pelvienne considèrent, de manière très empirique, que les ligaments utéro-sacrés jouent un rôle prépondérant dans la statique pelvienne. La compréhension de la contribution des différents chefs ligamentaires permet de modéliser la pathologie de manière plus pertinente.

3.2. Modélisation de la pathologie du prolapsus

Notre objectif a consisté à dégrader le modèle physiologique afin de rendre compte des mobilités pathologiques. Le cas le plus classique de la cystocèle est ici étudié. La cystocèle est une pathologie entraînant des mobilités anormalement importantes de la vessie pouvant conduire à une saillie du vagin et de la vessie et à des troubles d'incontinence. La figure 8 montre une image IRM issue d'une séquence dynamique dans le plan sagittal et constitue un exemple typique de cystocèle où la vessie est extériorisée lors d'une poussée. Cette mobilité anormale peut être comparée avec les mobilités normales des organes lors d'une poussée (figure 8 droite)



Fig. 8. IRM Dynamique d'une cystocèle avec extériorisation de la vessie (gauche), IRM Dynamique non pathologique avec mobilité normale de la vessie (droite)

Afin d'identifier le rôle des différents éléments dans la pathologie, le modèle fonctionnel précédemment établi a été dégradé pour rendre compte d'une hypermobilité de la vessie. La dégradation du modèle s'est effectuée en plusieurs étapes. Dans un premier temps, les propriétés mécaniques des tissus biologiques prélevés lors de chirurgie du prolapsus ont été caractérisées. Dans un second temps, les analyses d'images effectuées sur des IRM dynamiques de patientes atteintes de prolapsus ont été analysées et ont permis d'évaluer la dégradation ou la non dégradation des accolements et zones de fixité.

Les travaux de caractérisation ont permis de caractériser le comportement des tissus pathologiques et de mettre en évidence les différences entre tissus pathologiques et non pathologiques. Paradoxalement, contrairement aux idées reçues le comportement des tissus pathologiques est plus raides que le comportement des tissus pathologiques (figure 9, gauche). La simulation des mobilités avec des propriétés de tissus pathologiques ne permet ainsi logiquement pas de simuler une cystocèle.

Les simulations où seules les propriétés mécaniques ont été modifiées mettent en évidence des mobilités réduites (figure 9, droite).

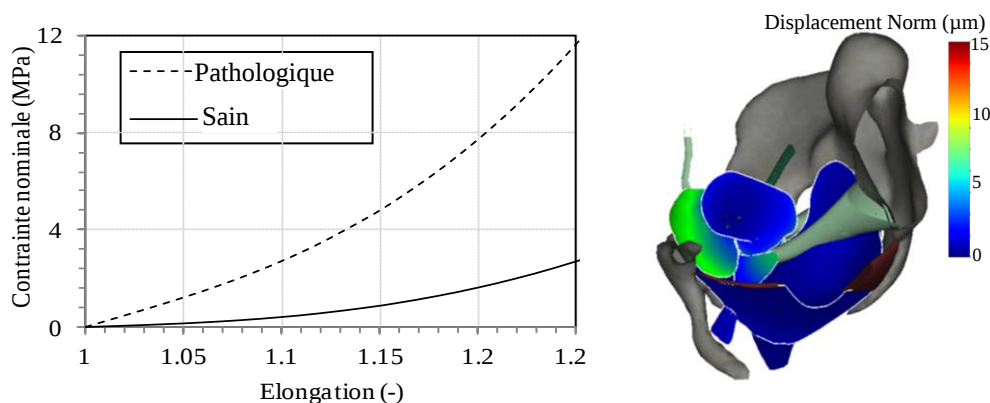


Fig. 9. Comparaison du comportement mécanique du vagin prélevé sur cadavre sans prolapsus et sur prélèvements opératoires de tissus pathologiques – Simulation induite

Certains travaux attribuent l'occurrence de la cystocèle soit à un allongement, induit par des micro-dommages cumulés au cours du temps, soit à une dégradation des accolements de la vessie sur le pubis, considérés comme parfait dans la situation non pathologique.

La figure 10 illustre, à gauche, les simulations avec une modification de la topologie du modèle non pathologique en allongeant les ligaments de 10%. On peut constater que les mobilités demeurent trop faibles pour être qualifiées de cystocèle. La dernière simulation présentée à droite sur figure 10 présente la simulation d'une cystocèle qui requiert de combiner allongement des ligaments d'une part et dégradation des propriétés mécaniques des fascias vesico-pubien.

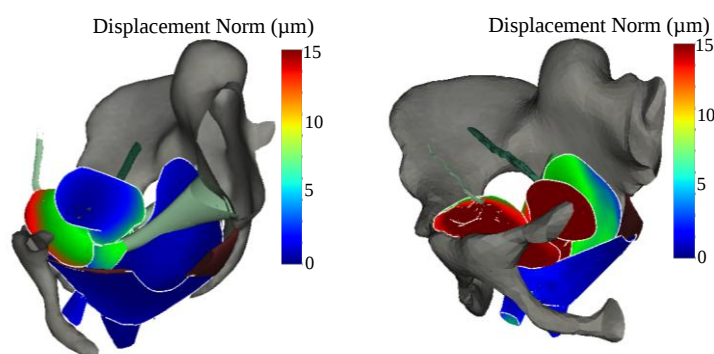


Fig. 10. Simulation de l'allongement des ligaments (gauche), de l'allongement des ligaments et de la dégradation des fascias vésico-pubien

La dégradation progressive du modèle physiologique rendant compte des mobilités physiologiques a permis de mettre en évidence, ce qui était supposé par le corps médical sans pouvoir le prouver. Le phénomène de cystocèle est une pathologie multi-factorielle dont l'origine est non seulement due à l'allongement traumatique des dispositifs ligamentaires mais également à la dégradation des fascias d'accollement. Ces dégradations successives conduisent à une hyper mobilité de la vessie permettant de rendre compte d'une cystocèle.

4. Conclusion

Le développement du modèle numérique de simulation des mobilités du système pelvien, basé sur un travail de caractérisation, reconstruction et optimisation topologique permet de disposer d'un modèle de simulation des mobilités pelviennes. L'utilisation de ce modèle permet de mieux comprendre la mobilité mais également les diverses pathologies.

A terme ce travail sera utilisé pour simuler et évaluer les diverses techniques chirurgicales de traitement.

5. Références bibliographiques

- [1] Samuelsson E, Victor F, Tibblin G, Svardsudd K. Signs of genital prolapse in a Swedish population of women 20 to 59 years of age and possible related factors. *Am J Obstet Gynecol*, Vol. 180, 299-305, 1999.
- [2] Swift S. The distribution of pelvis organ support in a population of female subjects seen for routine gynecologic health care. *Am J Obstet Gynecol*, Vol. 183, 277-285, 2000.
- [3] Ettema GJ, Goh JT, Forwood MR, A new method to measure elastic properties of plastic-viscoelastic connective tissue. *Med Eng Phys*, Vol. 20, 308-314, 1998.
- [4] Goh JT , Biomechanical properties of prolapsed vaginal tissue in pre and postmenopausal women, *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct*, Vol. 13, 76-79, 2002.
- [5] Rubod C., Boukerrou M., Brieu M., Jean-Charles C., Dubois P., Cosson M., Biomechanical properties of vaginal tissue : preliminary results, *Int. Uro. J.*, Vol. 19, Is. 6, 811-816, 2008.
- [6] Rubod C., Brieu M., Cosson M., Rivaux G., Clay JC., Gabriel B., Biomechanical properties of human pelvic organs, *Urology J.*, Vol. 79, Is. 4, 1346-1354, 2012.
- [7] Gilchrist AS., Gupta A., Eberhart RC., Zimmern PE., Biomechanical properties of anterior vaginal wall prolapse tissue predict outcome of surgical repair. *J. Uro*, vol. 183, Is. 3, pp. 1069-1073, 2010
- [8] Clay J-C, Rubod C, Brieu C, Boukerrou M, Fasel J ,Cosson M Biomechanical properties of prolapsed or non-prolapsed vaginal tissue: impact on genital prolapse surgery. *International Urogynecology Journal* 12 : 1535-1538, 2010
- [9] Rao GV., Rubod C., Brieu M., Bhatnagar N., Cosson M., Experiments and finite element modeling for the study of prolapsed in the pelvic system, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 13, Is. 3, p. 349-357, 2010.
- [10] Vallet A., Witz JF., Brieu M., Rubod C., Cosson M., Simulation of pelvic mobility: topology optimization of ligamentous system, *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Engg.*, Vol. 14, Is. 1, 159-163, 2011.
- [11] Cosson M., Rubod C., Vallet A., Witz JF., Brieu M., Modélisation biomécanique des mobilités des organes pelviens : vers une médecine personnalisée, *Bull. Acad. Natle Méd.*, Vol. 195, no 8, 1869-1883, 2012.
- [12] Rubod C., Brieu M., Boukerrou M., Dubois P., Cosson M., Biomechanical properties of vaginal tissue: New experimental protocol, *J. Urology*, Vol. 178, Is. 1, 320-325, 2007.
- [13] Kamina P. Anatomie Clinique, tome 4, Paris : Maloine, 2008
- [14] S. Klein, M. Staring, K. Murphy, M.A. Viergever, J.P.W. Pluim, "elastix: a toolbox for intensity based medical image registration," *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 29, no. 1, pp. 196 - 205, January 2010.
- [15] Barone R. Anatomie comparée des mammifères domestiques. Editions Vigot, 2009