

Caractérisation biomécanique des ligaments utérins. Implication en statique, en pelvienne

Biomechanical characterisation of uterine ligaments. Implications for the pelvic floor

G. Rivaux · C. Rubod · B. Dedet · M. Brieu · B. Gabriel · L. De Landscheere · P. Devos · V. Delmas · M. Cosson

Reçu le 27 juillet 2010 ; accepté le 5 août 2010
© Springer-Verlag France 2010

Résumé *Introduction* : Touchant un tiers des femmes de tous âges, le prolapsus pelvi-génital constitue une préoccupation majeure des chirurgiens gynécologues. De nombreux éléments et facteurs de risque rendent la physiopathologie du prolapsus complexe. Les ligaments pelviens semblent jouer un rôle prépondérant dans les troubles de la statique pelvienne. L'objectif de notre étude est de définir les propriétés mécaniques des ligaments utérins afin de mieux comprendre leur implication dans la physiopathologie et la chirurgie du prolapsus génital.

Matériels et méthodes : Les ligaments utérosacrés, ronds et larges ont été prélevés sur des bassins de cadavres féminins indemnes de prolapsus et de chirurgie pelvienne. Ces prélèvements ont été réalisés sur 13 cadavres. Des tests de traction uniaxiale, à vitesse de déformation constante, ont été réalisés

pour chaque ligament. Le grand nombre de résultats ont permis une étude statistique des propriétés mécaniques.

Résultats : Les tests mécaniques réalisés sur les ligaments utérins, prélevés sur 13 cadavres féminins, ont permis de mettre en évidence un comportement mécanique élastique non linéaire. Dans ce cas, le comportement mécanique des ligaments peut se caractériser par deux paramètres, C_0 et C_1 , relatifs à la rigidité à faible et forte déformation. La reproductibilité intra-individuelle est satisfaisante. Le ligament utérosacré apparaît comme le ligament le plus rigide des trois ligaments étudiés, que ce soit à faible ou forte déformation. Une dispersion interindividuelle a été constatée. Chacune des patientes étudiées présentait une latéralisation avec un côté (droite ou gauche) plus rigide que l'autre. Onze des 13 patientes ont eu un prélèvement de tissu vaginal associé, permettant ainsi de montrer que le tissu vaginal est moins rigide que le tissu ligamentaire.

Conclusion : Il a été mis en évidence, pour la première fois, le comportement mécanique hyperélastique des ligaments utérosacrés, ronds et larges. Cette approche montre que le ligament utérosacré est le plus rigide par rapport aux ligaments ronds, larges ou encore au tissu vaginal. Sa contribution en statique pelvienne apparaît donc comme majeure. Une étude mécanique complémentaire de ces ligaments en situation de prolapsus génital permettrait d'apporter des réponses supplémentaires quant aux étiologies des récides des cures chirurgicales de prolapsus. **Pour citer cette revue : Pelvi-Périnéologie 6 (2011).**

G. Rivaux (✉) · C. Rubod · B. Dedet · B. Gabriel ·
L. De Landscheere · M. Cosson
Département de gynécologie,
hôpital Jeanne-de-Flandre,
CHRU Lille, université Lille Nord de France,
avenue Eugène-Avinée, F-59037 Lille, France
e-mail : geraldine.rivaux@gmail.com

M. Brieu
Laboratoire de mécanique de Lille,
CNRS UMR 8107, École centrale de Lille,
université Lille Nord de France,
F-59000 Lille, France

P. Devos
Délégation à la recherche EA 2694,
Cerim faculté de médecine, CHRU Lille,
université Lille Nord de France

V. Delmas
Laboratoire d'anatomie Paris-V,
45, rue des Saints-Pères,
F-75007 Paris, France

**Public/Intérêt : Chercheurs/Élevé. Cliniciens/Élevé.
Enseignants/Élevé. Étudiants/Élevé. Autres professions
de santé/Faible. Cadres santé publique/Faible.**

Mots clés Ligaments utérins · Statique pelvienne ·
Prolapsus · Gynécologie · Urologie

Abstract *Introduction*: Pelvic organ prolapse (POP) affects one-third of women of all ages, and is a major concern for gynaecologic surgeons. Many elements and risk factors make the physiopathology of prolapse complex. Pelvic ligaments seem to play a predominant role in pelvic floor dysfunction. The aim of our study is to define the mechanical properties of

uterine ligaments to gain a better understanding of their role in the physiopathology and surgery of POP.

Methods and materials: The uterosacral, round and broad ligaments were removed from female cadavers with no history of prolapse or pelvic surgery. A total of 13 cadavers were used. Each ligament was tested for uniaxial tensile strength at constant deformation rate. The large number of results obtained enabled a statistical study of mechanical properties.

Results: The mechanical tests performed on uterine ligaments taken from 13 female cadavers showed the existence of non-linear elastic behaviour. In this case, the mechanical behaviour of the ligaments could be expressed by two parameters C_0 and C_1 , relating to stiffness at low and high deformation rates. Intra-individual reproducibility was satisfactory. The uterosacral ligament was found to be the stiffest of the three ligaments studied, at both low and high deformation rates. Inter-individual dispersion was noted. Each subject studied displayed lateralisation, with one side (either right or left) stiffer than the other. A vaginal tissue sample was also taken from 11 of the 13 subjects, which made it possible to show that vaginal tissue is less stiff than ligament tissue.

Conclusion: The hyperelastic mechanical behaviour of the uterosacral, round and broad ligaments was shown for the first time. This approach showed that the uterosacral ligament is stiffer than the round and broad ligaments and vaginal tissue. Therefore, it appears that it plays a more important role in pelvic floor support. Further mechanical studies of these ligaments in POP would provide further answers to the aetiologies of the recurrence of prolapse after curative surgery. **To cite this journal: Pelvi-Périnéologie 6 (2011).**

Keywords Uterine ligaments · Pelvic floor · Prolapse · Gynaecology · Urology

Introduction

Le prolapsus pelvi-génital constitue un problème majeur pour les chirurgiens gynécologues. Ce trouble de la statique pelvienne touche une femme sur trois, tous âges confondus [1], et plus de 60 % des patientes de plus de 60 ans [2]. 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 [3]. De nombreux éléments peuvent être responsables du prolapsus : l'accouchement, l'âge, la parité, le poids, les modifications posturales et les anomalies du tissu conjonctif [4]. Son étiologie apparaît donc comme multifactorielle. La prise en charge du prolapsus génital, essentiellement chirurgicale, consiste en une chirurgie réparatrice, soit par l'utilisation de tissu autologue, ou par la mise en place de matériel prothétique. Les résultats anatomiques restent relativement

décevants à long terme avec un taux de récurrence entre 30 à 50 %, en cas de chirurgie conventionnelle, et de 7 %, en cas de pose de matériel prothétique. [5–7]. Les propriétés mécaniques des ligaments pelviens utérins sont mal connues et évaluées. Peu de références sont retrouvées dans la littérature [15,17,18,20–22]. Une caractérisation mécanique des ligaments utérins pourrait permettre une meilleure compréhension des phénomènes responsables de la survenue et de la récurrence du prolapsus génital.

Le but de notre étude est de définir le comportement mécanique des ligaments pelviens utérins, moyen de suspension de l'utérus, afin de mieux comprendre leur contribution dans la statique pelvienne et donc leur implication dans la physiopathologie et dans la chirurgie du prolapsus génital.

Matériels et méthodes

Dans le but de caractériser les ligaments utérins (utérosacrés, ronds et larges), des prélèvements de ces différents types de ligaments ont été réalisés sur 13 bassins de cadavres féminins indemnes de prolapsus génital et de chirurgie pelvienne. Il s'agissait de bassins de cadavres frais congelés de patientes ayant fait don de leur corps à la science pour une utilisation médicale et/ou pédagogique selon la législation en vigueur.

Un examen sur table était réalisé avant chaque prélèvement à la recherche de prolapsus et de chirurgie pelvienne antérieure. Concernant ces patientes, aucune donnée clinique, hormis l'âge, n'était connue.

Les prélèvements ont tous été réalisés de manière identique selon le protocole suivant : réalisation d'une laparotomie transversale selon la technique de Mouchel, mise en traction de l'utérus pour individualiser les ligaments à prélever. Les moyens de suspension ligamentaire de l'utérus ont été prélevés de leur insertion utérine jusqu'à leurs extrémités pariétales. Les ligaments utérosacrés, ronds, larges, droits et gauches ont été prélevés sur chaque patiente lorsque la qualité tissulaire était satisfaisante. Soixante-six ligaments ont pu être obtenus. Tous les ligaments ont été orientés en vue de la réalisation des essais mécaniques. L'ensemble des essais mécaniques ont été réalisés selon le protocole de Rubod et al. [8–10]. Les tissus ont été préservés dans du sérum physiologique (NaCl 9 %) puis congelés à une température de -18°C .

En vue de la réalisation des essais mécaniques, les prélèvements ligamentaires ont été décongelés à température ambiante pendant neuf heures, le temps de décongélation-essai mécanique ne devait pas dépasser 24 heures. Les échantillons ont été conservés à température ambiante (20°C) dans du sérum physiologique afin de ne pas détériorer les tissus. Les ligaments prélevés étaient de taille différente. Afin d'obtenir une zone de contrainte homogène au centre

des échantillons lors de l'essai de traction, des éprouvettes normalisées ont été conçues après une étude de la répartition des contraintes. Après découpe à l'aide d'un emporte-pièce, l'épaisseur moyenne des éprouvettes normalisées [9–10] a été mesurée à l'aide d'un palmer électronique. La connaissance de la largeur et de l'épaisseur de l'éprouvette permet de connaître la section mise en jeu au cours de l'essai, S_0 . Afin que les tissus ne soient pas sollicités avant l'essai, un système constitué de mors spécifique a été utilisé.

Des essais de traction uniaxiale ont été réalisés jusqu'à rupture pour chaque échantillon prélevé sur une machine conventionnelle « Instron 5882 TM ». Les mesures des efforts, F , ont été effectuées à l'aide d'une cellule de charge de faible capacité (1kN) disposée sur la machine de traction. La mesure de la force permet alors de calculer la contrainte nominale, $\sigma = F/S_0$, au cours de l'essai. La vitesse de déformation était constante à $2 \cdot 10^{-2} \text{ s}^{-1}$. Les déformations, $\varepsilon = 1 + \lambda$, ont été mesurées à l'aide d'un vidéoextensomètre sans contact. Les courbes contrainte-déformation, permettant de caractériser les matériaux, ont été obtenues et analysées. Afin de permettre une étude statistique comparative de l'ensemble des données expérimentales, il était nécessaire d'introduire un modèle de comportement permettant de rendre compte des phénomènes d'élasticité non linéaire en grande déformation. Le modèle retenu est un modèle de type Mooney-Rivlin [11–12]. Deux paramètres C_0 et C_1 correspondant respectivement à la rigidité des matériaux à faibles et forts niveaux de déformation ont été identifiés sur les courbes par une méthode des moindres carrés :

$$\sigma = 2(\lambda - 1/\lambda^2)[C_0 + C_1(\lambda^2 + 2/\lambda - 3)]$$

Les jeux de paramètres ainsi obtenus ont été analysés de manière statistique.

Analyses statistiques

Chaque ligament prélevé a permis de donner plusieurs échantillons. Chacun de ses échantillons a été testé. Ainsi, pour chaque échantillon ligamentaire, deux paramètres C_0 et C_1 correspondant à la rigidité à faible déformation et à forte déformation, respectivement, ont été obtenus. Ils constituent les propriétés mécaniques des tissus. Ces coefficients, ainsi que la limite à rupture qui est une donnée expérimentale brute, ont été comparés afin de permettre une étude comparative de la contribution des différents ligaments en statique pelvienne.

Les comparaisons de moyennes ont été réalisées à l'aide du modèle linéaire mixte, en étudiant l'influence de chaque facteur ainsi que leur interaction.

L'analyse statistique a été réalisée à l'aide du logiciel SAS 9.1. Les résultats sont représentés par leur moyenne et leur écart-type. Grâce à cette étude, la rigidité des différents ligaments pelviens utérins a pu être comparée.

Résultats

Notre étude sur les ligaments utérins impliqués en statique pelvienne a été réalisée sur 13 bassins de cadavres féminins, frais, congelés, indemnes de prolapsus ou de chirurgie pelvienne. L'âge moyen de ces patientes était de $83,45 \pm 12,3$ ans (61–100). Trois paires de ligaments ont été étudiées : les ligaments utérosacrés, ronds, et larges. Seuls les ligaments clairement identifiés et qualitativement satisfaisants ont été étudiés. Soixante-six ligaments ont été prélevés et étudiés, repartis de la façon suivante : 22 ligaments utérosacrés, 23 ligaments ronds et 21 ligaments larges droits et gauches.

Des tests de traction uniaxiale jusqu'à rupture ont été réalisés pour chacun des échantillons prélevés, selon le protocole validé de Rubod et al. [8–10]. Une réponse contrainte-déformation non linéaire a pu être constatée pour chaque paire de ligaments étudiés, associée à une grande déformation avant rupture de celui-ci. Les trois ligaments présentaient un comportement mécanique similaire se rapportant à un comportement non linéaire élastique dit hyperélastique (Fig. 1). Ce comportement mécanique a été identifié à l'aide d'une loi de type Mooney-Rivlin [11–12] introduisant deux paramètres C_0 et C_1 . Ceux-ci sont relatifs à la rigidité à faible et forte déformation. Ils ont pu être définis pour chaque ligament testé, permettant ainsi une étude de comparaison statistique. Les résultats sont retranscrits dans le Tableau 1.

Selon la taille du prélèvement pour chaque ligament, plusieurs essais (de 1 à 3) ont pu être entrepris. L'ensemble de ces courbes était superposable. Il n'existait pas de différence en termes de rigidité du ligament, quelque soit le lieu de prélèvement, de l'insertion utérine à l'insertion pariétale. Les essais étaient reproductibles pour un ligament en intra-individuel (Fig. 1). Par contre, nous avons pu constater une différence de rigidité très importante d'une patiente à l'autre pour l'étude d'un même ligament, traduisant une variabilité interindividuelle (Fig. 1).

Grâce aux deux paramètres C_0 et C_1 obtenus pour chaque échantillon, une étude statistique a été réalisée, permettant une comparaison des différentes paires de ligaments entre elles et la comparaison du côté droit au côté gauche. Nous avons montré que le ligament utérosacré est le ligament le plus rigide des trois ligaments en faible ($p = 0,0451$) et forte déformation ($p = 0,0278$) de manière significative par rapport au ligament rond et large (Tableaux 1 et 2). De la même manière, nous constatons que le ligament rond est plus rigide que le ligament large. Pour seulement six patientes (patientes n°1, 3, 5, 6, 7, 8), les ligaments utérosacrés, ronds et larges ont pu être prélevés des côtés droit et gauche simultanément. Nous avons pu constater qu'il existait un côté prédominant par rapport à l'autre chez chacune

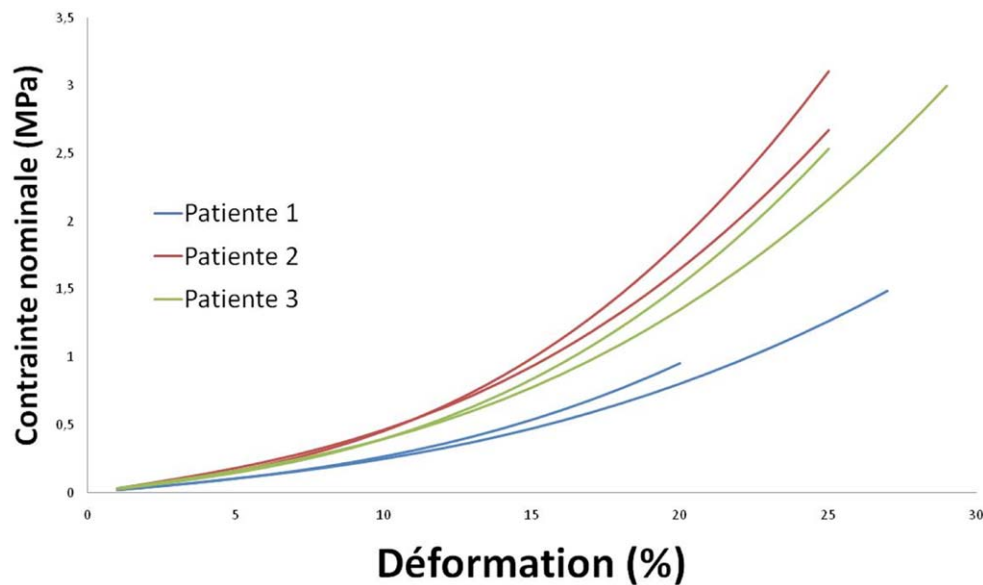


Fig. 1 Courbe contrainte-déformation montrant la reproductibilité intrapatient et la variabilité interpatient pour le ligament utérosacré

Tableau 1 Moyennes des différents tissus ligamentaires		
Tissu (<i>n</i> = 66)	C₀ moyen (DS)	C₁ moyen (DS)
Ligament large droit (<i>n</i> = 11)	0,631 (0,467)	2,689 (3,495)
Ligament large gauche (<i>n</i> = 11)	0,557 (0,391)	2,628 (3,406)
Ligament rond droit (<i>n</i> = 12)	1,032 (0,901)	8,843 (13,015)
Ligament rond gauche (<i>n</i> = 11)	0,623 (0,455)	4,53 (3,443)
Ligament utérosacré droit (<i>n</i> = 11)	1,390 (1,399)	12,17 (13,573)
Ligament utérosacré gauche (<i>n</i> = 10)	1,732 (2,119)	8,605 (8,083)

Tableau 2 Analyse statistique de variance		
Analyse statistique	C₀ moyen	C₁ moyen
Type de tissu	<i>p</i> = 0,0451	<i>p</i> = 0,0278
Latéralisation droite/gauche	<i>p</i> = 0,7965	<i>p</i> = 0,2639
Interaction tissu/latéralisation	<i>p</i> = 0,4845	<i>p</i> = 0,7072

de ces patientes. Ce côté variait d'une patiente à l'autre. Pour quatre d'entre elles, le côté gauche apparaissait comme étant le plus rigide. Par contre, si l'on reprend le groupe de 13 patientes et que l'on compare la rigidité du côté droit à celle du côté gauche en faible ($p = 0,7965$) et forte ($p = 0,2639$) déformation, on ne retrouve pas de prédominance de côté.

Parmi ces 13 patientes, Gabriel et al. [13] ont mené un travail sur le tissu vaginal de 11 des 13 bassins de cadavres féminins indemnes de prolapsus et de chirurgie pelvienne. L'âge moyen de ces patientes était de $78,5 \pm 10,26$ ans (61–87). Ce travail, réalisé selon le protocole de

Rubod et al. [10] a permis de calculer les moyennes C₀ et C₁ du tissu vaginal (Tableau 3). Une comparaison des moyennes de C₀ et C₁ du tissu vaginal et des trois ligaments utérins étudiés a été réalisée (Fig. 2). Le tissu vaginal apparaît comme étant moins rigide que les tissus ligamentaires étudiés en faible et forte déformation.

Discussion

Les organes pelviens subissent d'importantes et permanentes contraintes de pression qui relèvent essentiellement du poids des viscères et de la pression intra-abdominale. Ces viscères pelviens, situés au-dessus des orifices herniaires, sont solidement soutenus et suspendus par des systèmes d'ancrage. Ces systèmes, encore appelés ligaments pelviens et utérins, sont considérés comme étant les points de suspension les plus solides. L'approche biomécanique des ligaments ronds, utérosacrés et larges, réalisée après dissection de 13 bassins de cadavres féminins, indemnes de prolapsus et

Tableau 3 Tableau des moyennes des côtés droits et gauches en C ₀ et C ₁ pour les trois ligaments confondus				
Patiente	C ₀ -droit moyen (DS)	C ₀ -gauche moyen (DS)	C ₁ -droit moyen (DS)	C ₁ -gauche moyen (DS)
1	2,154 (1,154)	0,304 (0,084)	35,295 (21,751)	1,380 (1,229)
3	0,896 (0,801)	0,880 (0,637)	2,946 (2,291)	4,322 (3,641)
5	0,609 (0,127)	1,285 (1,176)	5,667 (3,023)	11,435 (8,112)
6	0,279 (0,144)	0,408 (0,207)	2,669 (3,056)	3,645 (4,365)
7	0,562 (0,669)	0,438 (0,213)	2,189 (2,444)	2,331 (2,693)
8	1,657 (1,266)	1,316 (1,390)	10,063 (8,425)	11,109 (11,938)

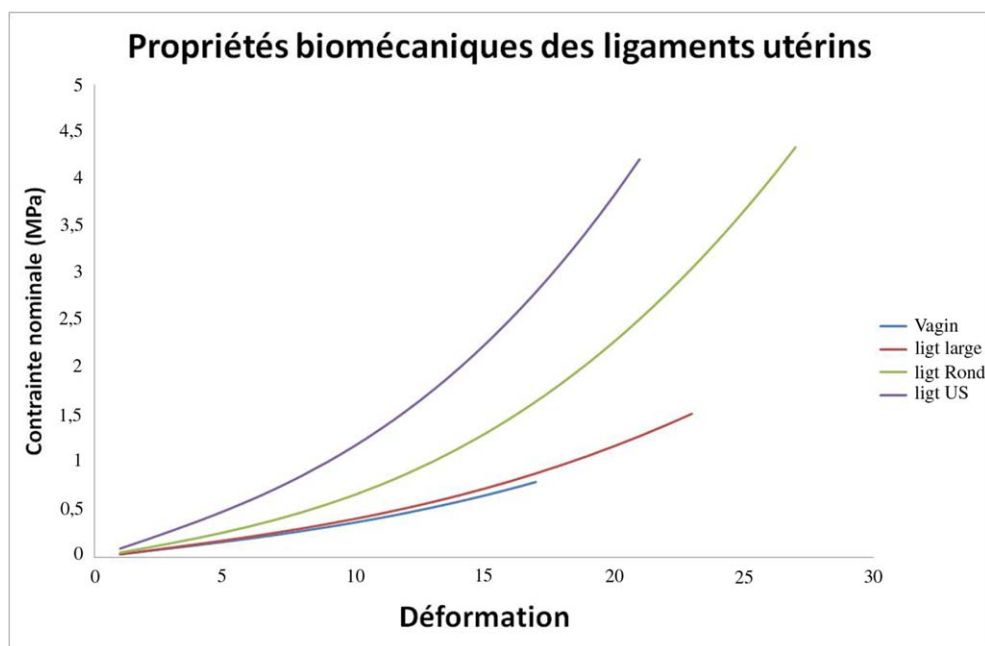


Fig. 2 Courbe contrainte-déformation de comparaison des ligaments utérosacrés, ronds et larges étudiés au tissu vaginal sain

de chirurgie pelvienne, nous a permis d'observer un comportement mécanique s'apparentant à un comportement élastique non linéaire, dit classiquement hyperélastique. Il existe une grande disparité des contraintes maximales à rupture d'un ligament à l'autre, d'un côté à l'autre et même d'une patiente à l'autre. La reproductibilité de nos essais pour une même patiente était satisfaisante. Le ligament utérosacré apparaît comme le ligament le plus rigide des trois ligaments étudiés en petite et grande déformation. Pour chacune des patientes, on constate une latéralisation des rigidités avec la prévalence d'un des côtés. Enfin, nous avons pu constater que le tissu vaginal est moins rigide que les ligaments utérins.

De nombreuses contraintes matérielles et anatomiques ont limité notre étude. Les ligaments que nous avons étudiés ne peuvent pas être étirés *in vivo* jusqu'à rupture pour en étudier leur résistance. Pour cela, nous avons utilisé des bassins de cadavres de femmes frais congelés permettant une dissection plus aisée, moins risquée et non hémorragique, autorisant

des prélèvements et la réalisation des mesures dans des conditions optimales. Il a été difficile de prélever les trois types de ligaments ainsi que le côté droit et gauche pour chaque patiente en raison d'une altération qualitative ou quantitative des tissus. Le nombre de ces corps était limité, d'une part par, la législation, et d'autre part, par la nécessité d'utilisation pédagogique. L'inclusion d'un plus grand nombre de patientes permettrait une comparaison de sous-groupe de la population en fonction de l'âge, du statut hormonal, de la parité et du mode d'accouchement. Le manque d'information clinique, hormis l'âge des patientes, a rendu la comparaison difficile avec les différentes études de la littérature.

Certains ligaments comme le ligament vésico-utérin, le ligament latéral, n'ont pu être étudiés lors de ce travail. Considérés comme des nappes tissulaires intégrées dans l'environnement avec des frontières imprécises [14], il a été difficile de les isoler de manière correcte pour en obtenir des échantillons exploitables afin de réaliser des essais

mécaniques dans des conditions optimales. Par ailleurs, également, nous n'avons pas étudié les ligaments sacroépineux, sacrotubéreux et iliolombaires, dont l'absence d'implication en dynamique pelvienne a été démontrée par Conza et al. [15]. Pour caractériser le comportement des ligaments pelviens utérins impliqués en statique pelvienne, le choix d'un protocole est indispensable afin de garantir la qualité et une bonne reproductibilité des mesures mécaniques.

Nous avons donc décidé de choisir le protocole de Rubod et al. [10]. Ce protocole a été validé à chaque étape par des essais exhaustifs sur du tissu vaginal de brebis. Il a été utilisé dans plusieurs études portant sur le tissu vaginal sain et pathologique [10–16], la peau et l'aponévrose [13]. Il a fait ses preuves en termes de reproductibilité des mesures. Une étude préliminaire de faisabilité sur la biomécanique des ligaments utérins avait été réalisée sur cinq bassins de cadavres féminins ayant permis de valider l'approche mécanique et le matériel de mesure. (laboratoire de Genève Dr Rubod et du Pr Fasel [Br J Surg 2009]) Ce travail a donc permis de valider notre protocole de mesure de résistances sur les ligaments.

Il a été défini pour la première fois le comportement mécanique hyperélastique des ligaments utérosacrés, ronds et larges. Puisqu'il est considéré dans la littérature que le ligament utérosacré est le ligament le plus solide des ligaments pelviens, certains l'utilisent pour y suspendre le dôme vaginal alors que d'autres font des plasties, Shirodkar et Campbell, afin de les remettre en tension en les croisant pour redonner à l'utérus son antéversion par traction de l'isthme utérin en chirurgie conventionnelle. Notre travail tend à montrer que les ligaments utérosacrés sont les ligaments les moins déformables, et les plus rigides des trois ligaments pelviens étudiés. Sa contribution apparaît donc comme majeure en statique pelvienne. Ainsi, nous pouvons supposer que plus un ligament est rigide plus il est sollicité par son environnement afin de maintenir en position physiologique les diverses structures anatomiques qui lui sont attenantes. Il semblerait donc recevable de continuer à l'utiliser comme élément d'amarrage solide dans les cures de prolapsus génitaux, si l'on rattache rigidité à résistance ligamentaire.

Une différence interpatientes des résistances maximales à rupture a été également mise en évidence, d'une patiente à l'autre, comme dans l'étude de Cosson et al. [17]. Ces résultats semblent en adéquation avec la littérature puisque chaque patiente ne présente pas la même histoire clinique et environnementale. La qualité ligamentaire d'une patiente devra donc être prise en compte comme un des facteurs de risque de prolapsus et d'échec de cure de prolapsus pour les chirurgies utilisant les ligaments comme système d'amarrage.

Comme Reay Jones et al. [18] mais à la différence de Cosson et al. [17], nous ne retrouvons pas de différence significative entre la rigidité du côté droit et gauche pour une paire de ligaments, en prenant le groupe de patientes dans son ensemble. Mais si l'on étudie les patientes indivi-

duellement, on peut constater que chacune d'entre elles présente bien un côté plus rigide que l'autre. Umek et al. [19] ont constaté que, dans 50 % des cas, le ligament utérosacré gauche était plus petit en taille que le droit, probablement attribué au développement du côlon sigmoïde dans cette région. Ce résultat établi, mais d'un point de vue géométrique alors que nous l'établissons d'un point de vue mécanique, une latéralisation sans prévalence de côtés. Ces constatations doivent nous faire questionner sur la prise en charge chirurgicale avec fixation unilatérale comme dans les interventions de Richter. Par ailleurs, la qualité et la rigidité des ligaments utilisés en situation pathologique de prolapsus doivent être également prises en compte.

Peu d'études ont été retrouvées dans la littérature concernant la biomécanique des ligaments pelviens [15,1,18,20–22]. Cosson et al. [17] et Boukerrou et al. [20] ont montré qu'il existait une grande variabilité des mesures de résistance maximale à rupture en travaillant sur les ligaments pectinés, sacroépineux, arcs tendineux des fascias pelviens et le ligament prévertébral. La résistance à rupture de ces ligaments a été étudiée par traction dans l'axe vaginal par le biais d'un dynamomètre. Il a été démontré que les ligaments prévertébraux et pectinés sont plus résistants que les ligaments sacroépineux et les arcs tendineux des fascias pelviens. Mais une grande diversité des résultats a été retrouvée d'une patiente à l'autre, d'un côté à l'autre pour les ligaments pairs et d'un ligament à l'autre. Ils en concluent que cela pourrait être une cause de certains échecs chirurgicaux des cures de prolapsus. Toutefois, cette étude ne porte que sur le comportement à rupture. Le comportement élastique non linéaire n'a pas été étudié. Aucune conclusion sur la contribution des ligaments à la statique pelvienne ne peut donc, contrairement aux travaux de notre étude, être établie à partir du travail de Cosson et al. L'élasticité de 45 ligaments utérosacrés, après réalisation d'une hystérectomie chez des femmes ménopausées, a été étudiée par Reay Jones et al. [18]. Ils ont démontré que l'élasticité du ligament utérosacré diminuait significativement chez les patientes présentant un prolapsus, chez les femmes ménopausées et en fonction de la parité et de l'âge de la patiente. Il n'existait pas de différence significative entre les primipares et les multipares. Vardy et al. [21] ont également étudié les résistances à rupture des ligaments utérosacrés et ronds soumis à un traitement hormonal substitutif chez les singes femelles ovariectomisées. Ils ont constaté que le traitement hormonal avait une influence sur les propriétés mécaniques de ces deux ligaments. Ils concluent que, sous l'influence des hormones féminines substitutives, le ligament utérosacré devient plus rigide que le ligament rond. Chen et al. [22], à partir d'un modèle 2D du vagin antérieur, ont démontré que l'importance d'une cystocèle était exponentiellement proportionnelle à l'endommagement des ligaments utérosacrés et cardinaux. Ce travail bibliographique permet de constater

que tous les ligaments utérins semblent jouer un rôle important dans la statique pelvienne, mais compte tenu des différentes méthodes de mesures de résistances, il est difficile de les comparer entre elles et de définir un comportement mécanique précis pour chacun de ces ligaments impliqués en statique pelvienne. Les travaux sont difficilement exploitables en termes de biomécanique, compte tenu des différentes méthodes de mesures des résistances. Un protocole de mesure et de conservation des tissus uniques a permis de comparer, dans le cadre de ce travail, les différents ligaments et tissus entre eux [13,16], ce qui va permettre d'obtenir une cartographie mécanique du pelvis féminin pour mieux comprendre la physiologie et la physiopathologie du prolapsus.

Sur le plan histologique, Blaisdell [23], lors des premières études sur le ligament utérosacré, concluait que celui-ci n'était constitué que de tissu conjonctif. Mais ce concept a largement évolué au cours de ces dernières décennies. Notamment, l'étude récemment menée par Ramanah et al. [24], sur dissection de bassin de cadavre féminins, concluait que le ligament utérosacré est « un complexe ligamentaire » constitué du plexus hypogastrique inférieur et du nerf hypogastrique ainsi que d'éléments vasculaires entourés d'une enveloppe conjonctive fine. De manière complémentaire, notre étude des propriétés mécaniques des ligaments utérins met en évidence la plus forte rigidité du ligament utérosacré qui peut, compte tenu des études citées, s'expliquer par ses différences histologiques.

Toutefois, ces ligaments, au même titre que l'ensemble des tissus, voient l'ensemble de leurs propriétés se modifier avec la pathologie, notamment dans les troubles de la statique pelvienne. [14]. Lors d'une étude menée par Jean-Charles et al. [16] et Rubod et al. [10], il a été montré que le tissu vaginal prolapsé était plus rigide que le tissu vaginal sain. Ainsi, la réalisation d'une étude mécanique comparant les ligaments utérins non prolapsés à ceux prolapsés permettrait d'apporter des éléments de réponse aux échecs de la chirurgie du prolapsus.

Conclusion

Grâce à la réalisation d'essais mécaniques jusqu'à rupture, notre travail a permis de montrer que les trois ligaments pelviens, utérosacrés, ronds et larges, présentaient un comportement hyperélastique. Il a été démontré que le ligament utérosacré était plus rigide que les ligaments ronds, larges et le tissu vaginal avec une latéralisation droite ou gauche variant pour chaque patiente. La caractérisation mécanique des tissus ligamentaires permet une meilleure compréhension de la physiologie du prolapsus. La contribution du ligament utérosacré en statique pelvienne apparaît donc comme majeure et indispensable au maintien de l'utérus dans sa position physiologique. Il convient de continuer

d'utiliser le ligament utérosacré comme système d'amarrage des montages chirurgicaux (Shirodkar, Campbell). Une recherche similaire sur des tissus ligamentaires pelviens prolapsés permettrait d'approfondir nos connaissances sur les étiologies des récides en cas de chirurgie du prolapsus.

Conflit d'intérêt : aucun.

Références

- Samuelsson EC, Victor FT, Tibblin G, Svärdsudd KF (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
- Swift SE (2000) The distribution of pelvic organ support in a population of female subjects seen for routine gynecologic health care. *Am J Obstet Gynecol* 183:277–85
- Olsen AL, Smith VJ, Bergstrom JO, et al (1997) Epidemiology of surgically managed pelvic organ prolapse and urinary incontinence. *Obstet Gynecol* 89:501–6
- Blanc B, Deval B (2005) Prolapsus génital : contexte nosologique et pathogénie connue. In: *Pelvi-périnéologie*. Blanc B, Siproudhis L Springer, Paris, 619 pages. pp. 175–85
- Shull BL, Benn SJ, Kuehl TJ (1994) Surgical management of prolapse of the anterior vaginal segment: an analysis of support defects, operative morbidity, and anatomic outcome. *Am J Obstet Gynecol* 171(6):1429–36
- Fatton B, Amblard J, Debodinance P, et al (2007) Transvaginal repair of genital prolapse: preliminary results of a new tension-free vaginal mesh (Prolift technique)- a case series multicentric study. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 18(7):743–52
- De Tayrac R, Devoldere G, Renaudie J, et al (2007) Prolapse repair by vaginal route using a new protected low-weight polypropylene mesh: 1-year functional and anatomical outcome in a prospective multicentre study. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* 18(3):251–6
- Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, et al (2005) Biomechanical properties and experimental protocol for prolapsed vaginal tissue. First international conference on mechanics of biomaterials & tissues, Hawai
- Brown RP (1996) Physical testing of rubber. 3rd edition. Chapman & Hall
- Rubod C, Boukerrou M, Brieu M, et al (2007) Biomechanical properties of vaginal tissue – Part 1 : new experimental protocol. *J Urol* 178:320–5
- Mooney M (1940) A theory of large elastic deformation. *J Appl Phys* 11:582–92
- Rivlin RS (1948) Large elastic deformations of isotropic materials. I. Fundamental concepts, II. Some uniqueness theorems for pure homogenous deformations. *Philos Trans R Soc Lond Ser A: Math Phys Sci* A240:459–90
- Gabriel B, Rubod C, Brieu M, et al (2010) Vagina, abdominal skin, and aponeurosis: do they have similar biomechanical properties? *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* [Epub ahead of print]
- Querleu D (1995) techniques chirurgicales en gynécologie. Masson 1ère édition
- Conza NE, Rixen DJ, Plomp S (2007) Vibration testing of a fresh-frozen human pelvis: the role of pelvic ligaments. *J Biomech* 40:1599–605
- Jean-Charles C, Rubod C, Boukerrou M, et al (2010) Biomechanical properties of prolapsed or non-prolapsed vaginal tissue:

- impact on genital prolapsed surgery. *Int Urogynecol J Pelvic Floor Dysfunct* [Epub ahead of print]
17. Cosson M, Boukerrou M, Lacaze S, et al (2003) A study of pelvic ligament strength. *Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol* 109:80–7
 18. Reay Jones NH, Healy JC, King LJ, et al (2003) Pelvic connective tissue resilience decreases with vaginal delivery, menopause and uterine prolapse. *Br J Surg* 90:466–72
 19. Umek WH, Morgan DM, Ashton-Miller JA, DeLancey JO (2004) Quantitative analysis of uterosacral ligament origin and insertion points by magnetic resonance imaging. *Obstet Gynecol* 103(3): 447–51
 20. Boukerrou M, Lambaudie E, Collinet P, et al (2004) Mechanical resistance of pelvic ligaments used for incontinence or prolapse surgery. *Gynecol Obstet Fertil* 32:601–6
 21. Vardy MD, Gardner TR, Cosman F, et al (2005) The effects of hormone replacement on the biomechanical properties of the uterosacral and round ligaments in the monkey model. *Am J Obstet Gynecol* 192(5):1741–51
 22. Chen L, Ashton-Miller JA, Hsu Y, DeLancey JO (2006) Interaction among apical support, levator ani impairment, and anterior vaginal wall prolapse. *Obstet Gynecol* 108:324–32
 23. Blaisdell FE (1917) The anatomy of sacro-uterine ligaments. *Anat Record* 12:1–42
 24. Ramanah R, Parratte B, Hubert N, et al (2009) Anatomical and histological study of the uterosacral ligament: practical surgical consequences. *J Gynecol Obstet Biol Reprod (Paris)* 38(4):304–11