

Apports de la biomécanique pour l'élaboration de techniques chirurgicales personnalisées du prolapsus des organes pelviens chez la femme

CHRU - Service de gynécologie – obstétrique (Rajeev Ramanah)

FEMTO-ST – DMA (Jérôme Chambert, Emmanuelle Jacquet)

ISIFC -UFC (Charlie Louis, AntoineTournier)

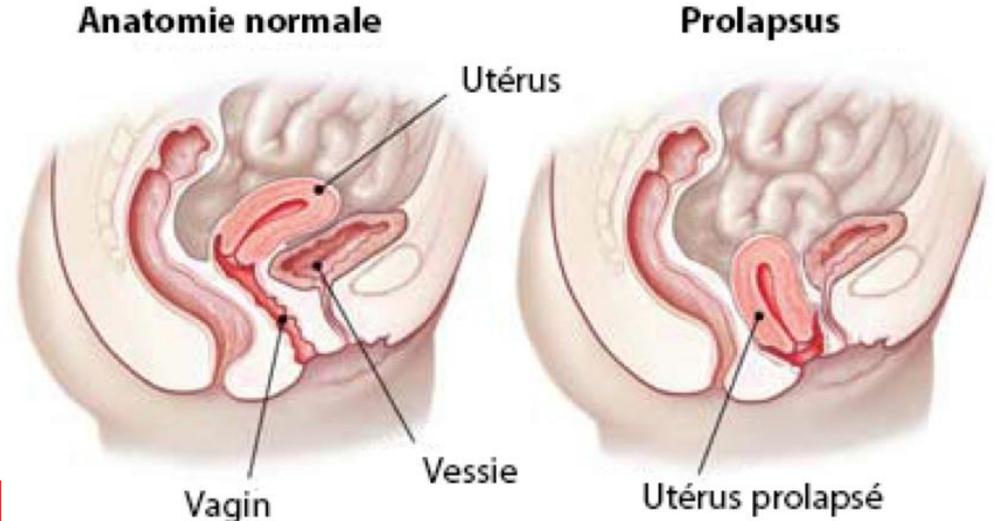
ENSMM (Abel Vega)

Master UFC (Loïc Dabonnot)

Prolapsus des tissus pelviens

Descente d'organes

- Fonction de stockage et de vidange des organes : nécessité de **mobilité** et **stabilité**
- Systèmes de soutien (plancher) et d'amarrage (ligaments)



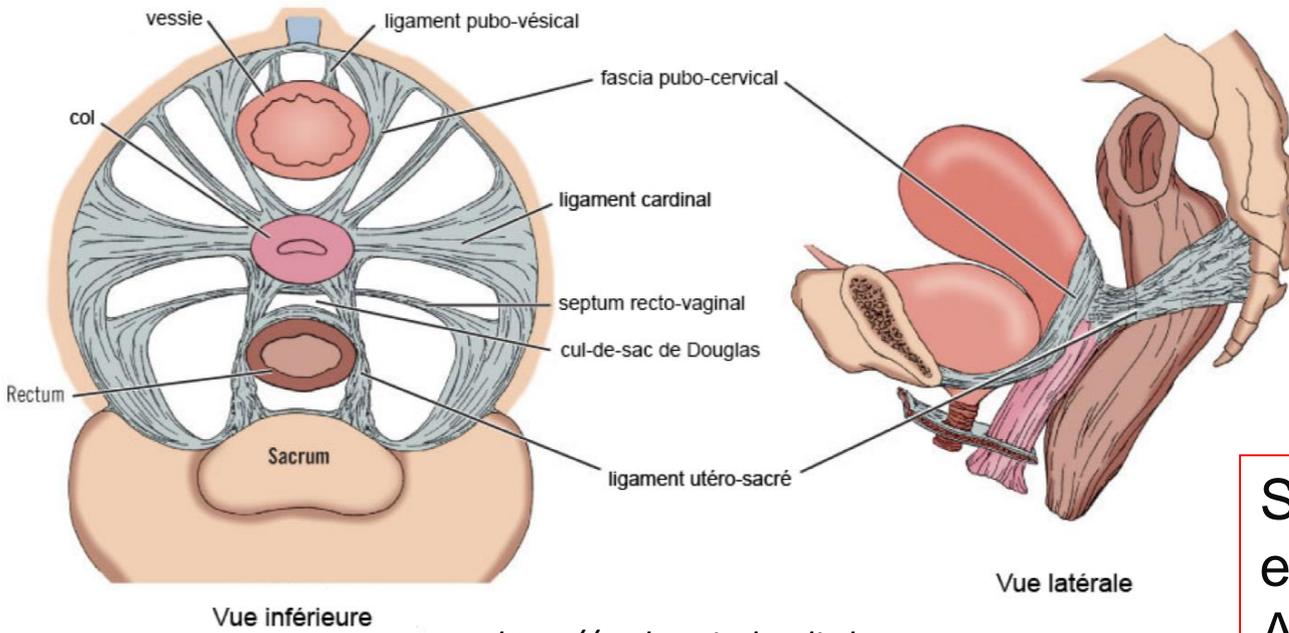
Remplacement par des **prothèses synthétiques** (tissus tricotés)

- des moyens de suspension : **fascias et ligaments**
- des moyens de soutènement : **muscles du périnée**

prolapsus des tissus pelviens - contexte

- 1/5 des chirurgies gynécologiques (Doshani et al., 2007)
- une femme sur trois tous âges confondus (Samuelsson et al., 1999)
- plus de 60 % des femmes de plus de 60 ans (Swift, 2000)
- 11% des femmes entre 70 et 79 ans subissent un traitement chirurgical du prolapsus (Lousquy et al., 2009)

**Problème majeur
de santé
publique**



Fonction principale :
Stockage /vidange

Stabilité /mobilité

Soutien (plancher)
et
Amarrage (ligaments)

<http://web.uni-plovdiv.bg>

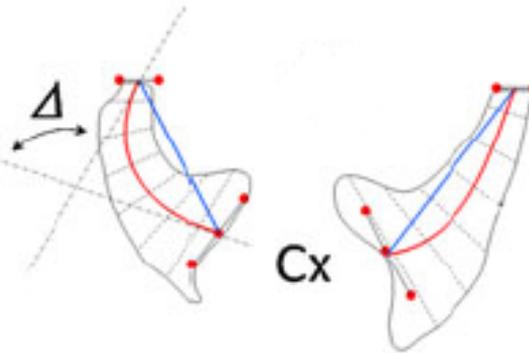
Focus sur deux études complémentaires liées à la problématique :

- ❖ **Analyse géométrique des ligaments suspenseurs de l'utérus à partir d'images IRM (étude 1)**
- ❖ **Modélisation et simulation par éléments finis des champs mécaniques présents dans les tissus (étude 2)**

Etude 1 : Analyse géométrique des ligaments suspenseurs de l'utérus à partir d'images IRM

Cardinal and deep uterosacral ligament lines of action

L. Chen, R. Ramanah et al.



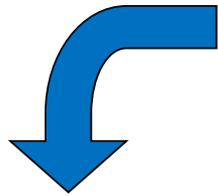
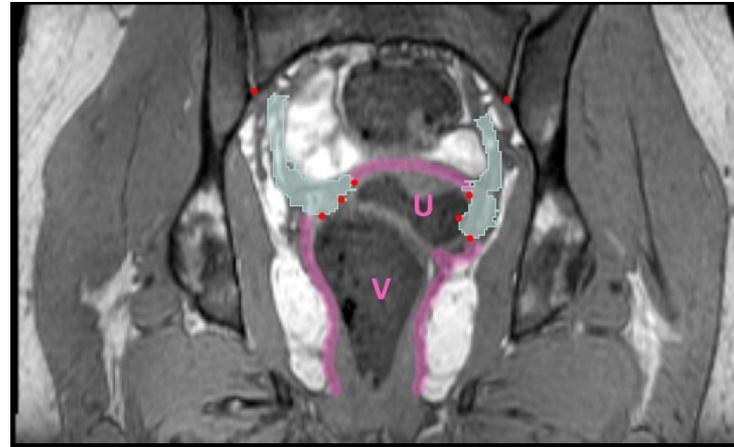
- ✧ définition de points ;
- ✧ approximation par un polynôme de la courbe passant par ces points ;
- ✧ affichage des points et de la courbe ;
- ✧ calcul du rayon de courbure ;
- ✧ mesure de la longueur

$$R = \frac{(1 + f'(x)^2)^{3/2}}{|f''(x)|}$$

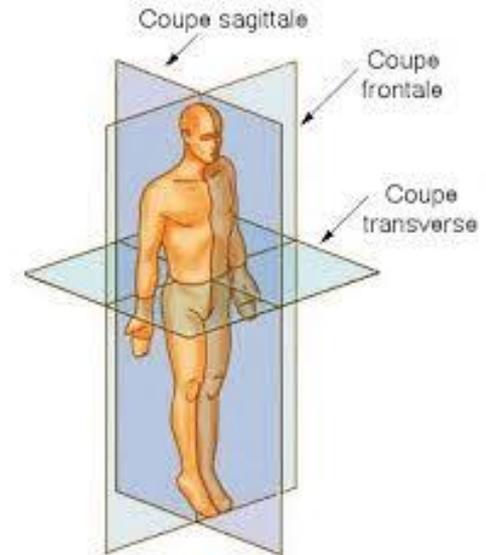
$$L = \int \sqrt{1 + f'(x)^2} dx$$

Reconstruction 3D

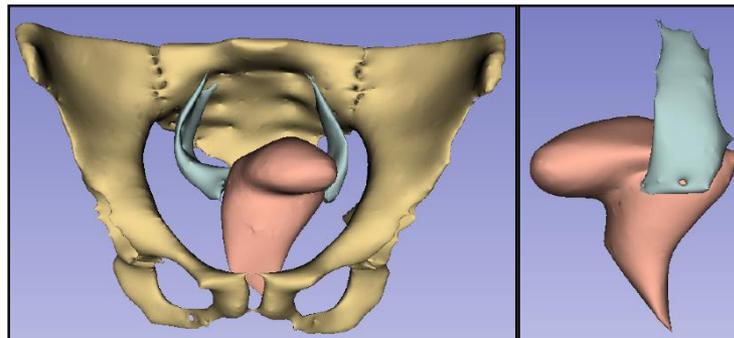
Image IRM en coupe frontale : ligaments cardinaux (LC)



Modèle 3D-Slicer



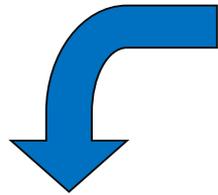
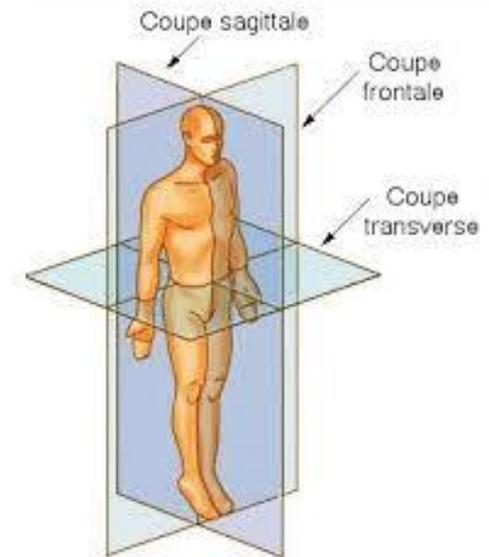
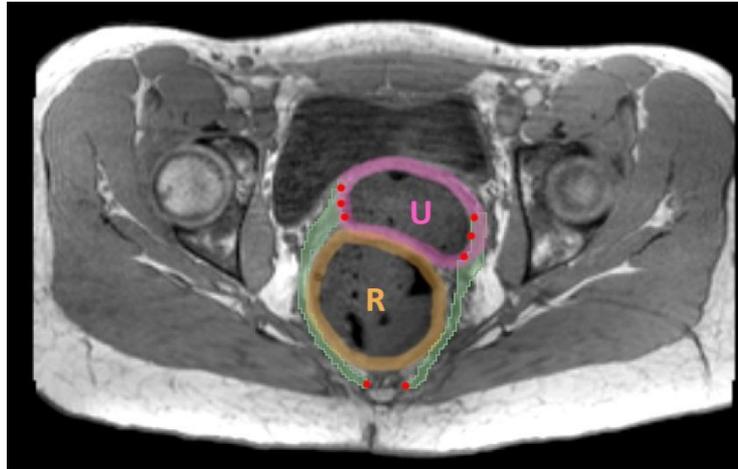
utérus (U), vagin (V),
ligaments cardinaux (LC)
• limites proximale et distale
choisies



Vue 3D

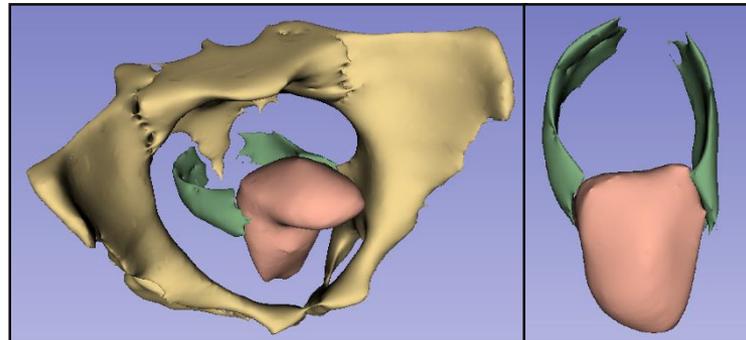
Reconstruction 3D

Image IRM coupe transversale : ligaments utéro-sacrés (LUS)



Modèle 3D-Slicer

- utérus (U)
- rectum (R)
- Ligaments utéro-sacrés (LUS)
- limites proximale et distale choisies



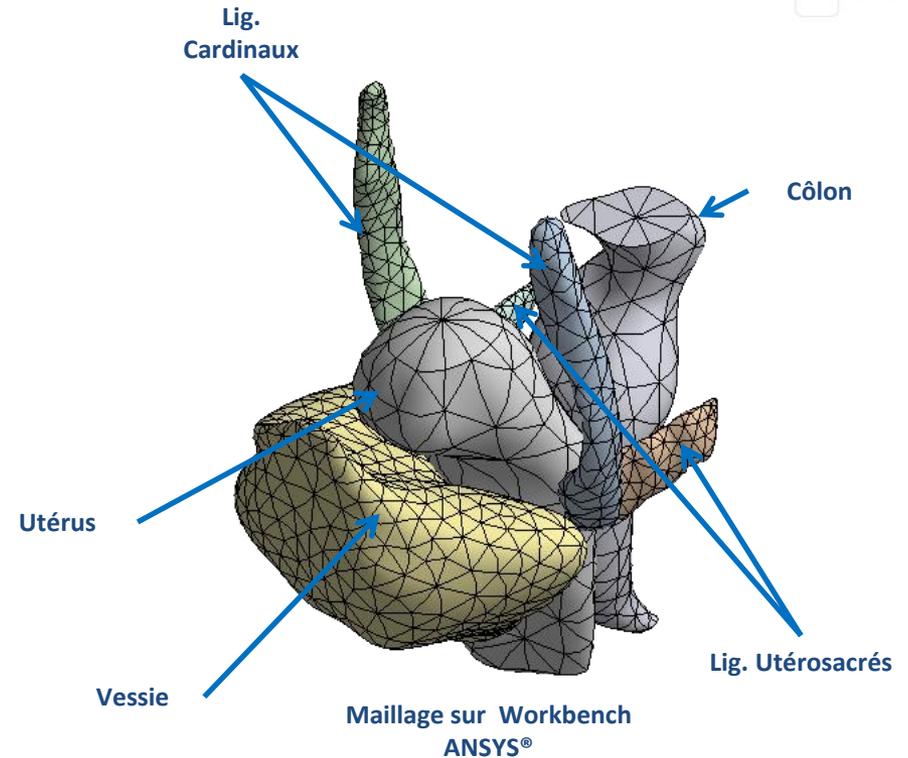
Vue 3D

Length, curvature angle and minimal curvature radius for CL and USL in both control and cases patients

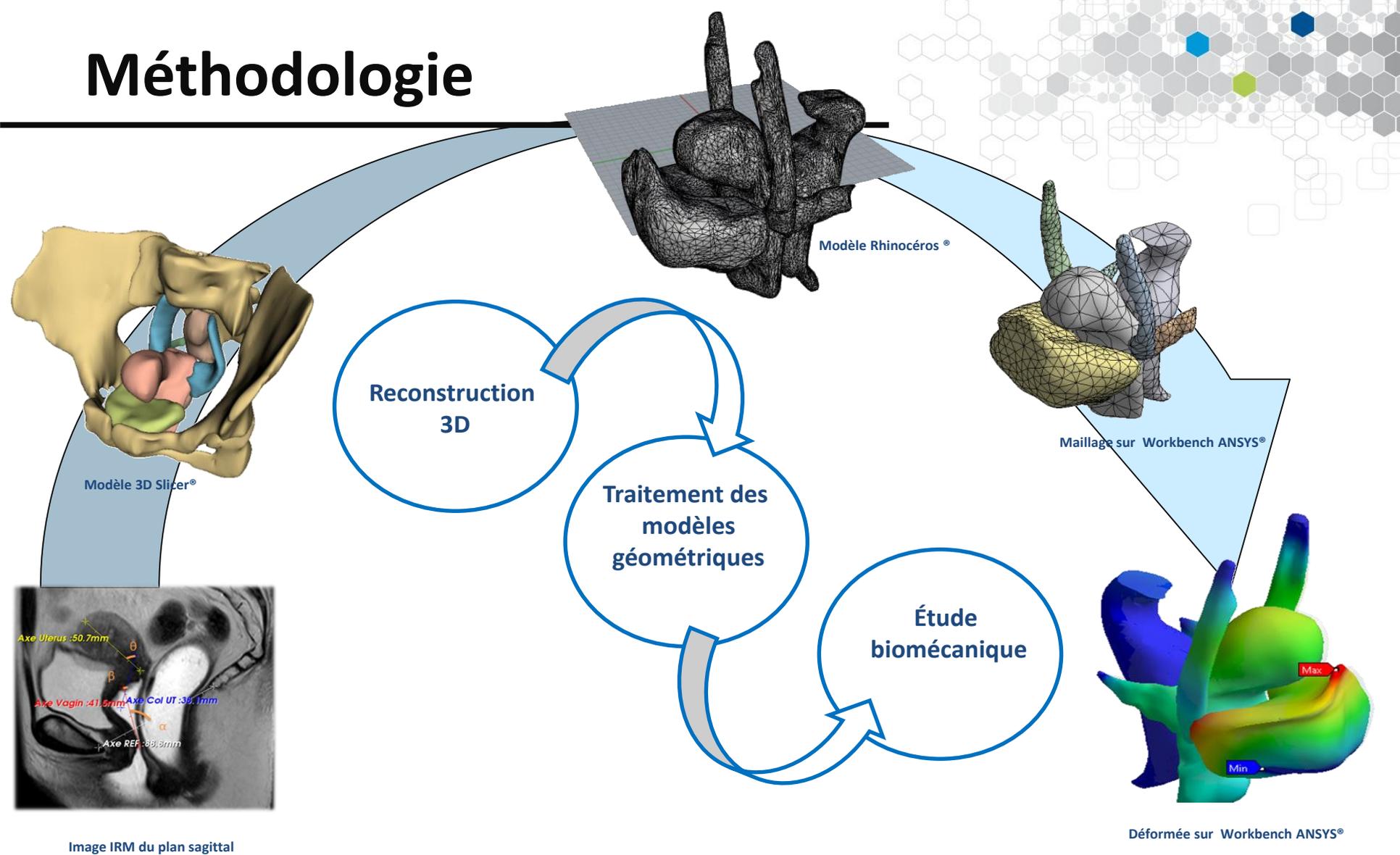
Cardinaux CL	Control (n=19)	Cases (n=19)	Student t test : p	Utero-sacrés USL	Control (n=15)	Cases (n=7)	Student t test : p
Length CL r (mm)	64.2 ± 9.7	77.4 ± 15.2	3.10 ⁻³	Length USLr (mm)	60 ± 9.8	57.9 ± 11.5	0.67
Length CL l (mm)	62.5 ± 11.6	80.2 ± 11.7	3.9.10 ⁻⁵	Length USLl (mm)	67.8 ± 12.5	60.9 ± 6.7	0.19
Curvature angle CL r (degrees)	90.2 ± 15.2	106.2 ± 14.5	1.3.10 ⁻³	Curvature angle USLr (degrees)	102.8 ± 15.2	98.5 ± 12.1	0.66
Curvature angle CL l (degrees)	84.7 ± 17.2	111.1 ± 19.9	2.2.10 ⁻³	Curvature angle USLl (degrees)	106.3 ± 13.2	102.8 ± 11.5	0.66
Curvature radius CL r (mm)	18.9 ± 6	15.1 ± 4.1	26.10 ⁻³	Curvature radius USLr (mm)	21.5 ± 7.3	12.4 ± 4.1	6.10 ⁻³
Curvature radius CL l (mm)	19.1 ± 6.6	13.2 ± 6.6	9.10 ⁻³	Curvature radius USLl (mm)	20.6 ± 5.7	14.4 ± 5,1	22.10 ⁻³

Etude 2 : Analyse par éléments finis des stratégies de correction chirurgicale du prolapsus

- Construction d'un modèle in silico de la région pelvienne
- Positionnement des organes et identification des régions de contact
- (Influence de la mise en place de la prothèse (promontofixation))
- Influence de l'absence ou non d'hystérectomie (ablation de l'utérus) sur le résultat.
- Contraintes et déformations dans les ligaments, les organes et la prothèse



Méthodologie



Étude biomécanique - MEF

Hypothèses de calcul :

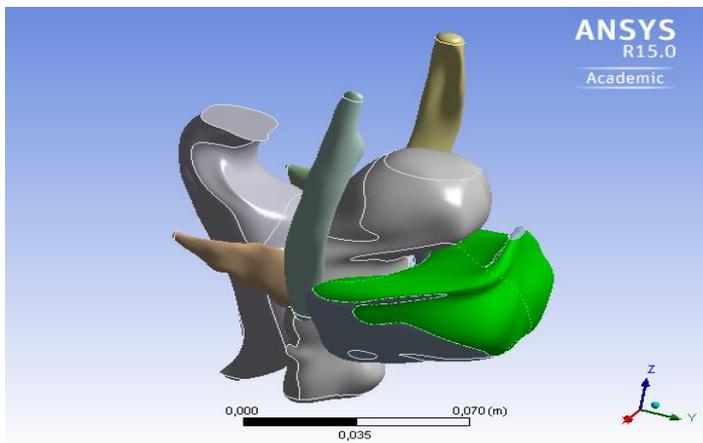
- Modélisation par éléments 3D : Utérus, Vessie, Côlon, LUS et LC.
- Comportement élastique linéaire des organes

$E_{\text{uterus}}=14 \text{ Mpa}$, $E_{\text{colon}}=3,6\text{MPa}$ $E_{\text{vessie}}=2,4\text{MPa}$ $E_{\text{ligaments}}=45\text{MPa}$ $E_{\text{prothese+ligaments}}=54\text{MPa}$

Poisson = 0,45 densité des organes 933kg/m^3

- Conditions aux limites en déplacement
- Conditions aux limites en contrainte (chargement appliqué)
- Conditions de contact : glissement sans frottement entre les organes

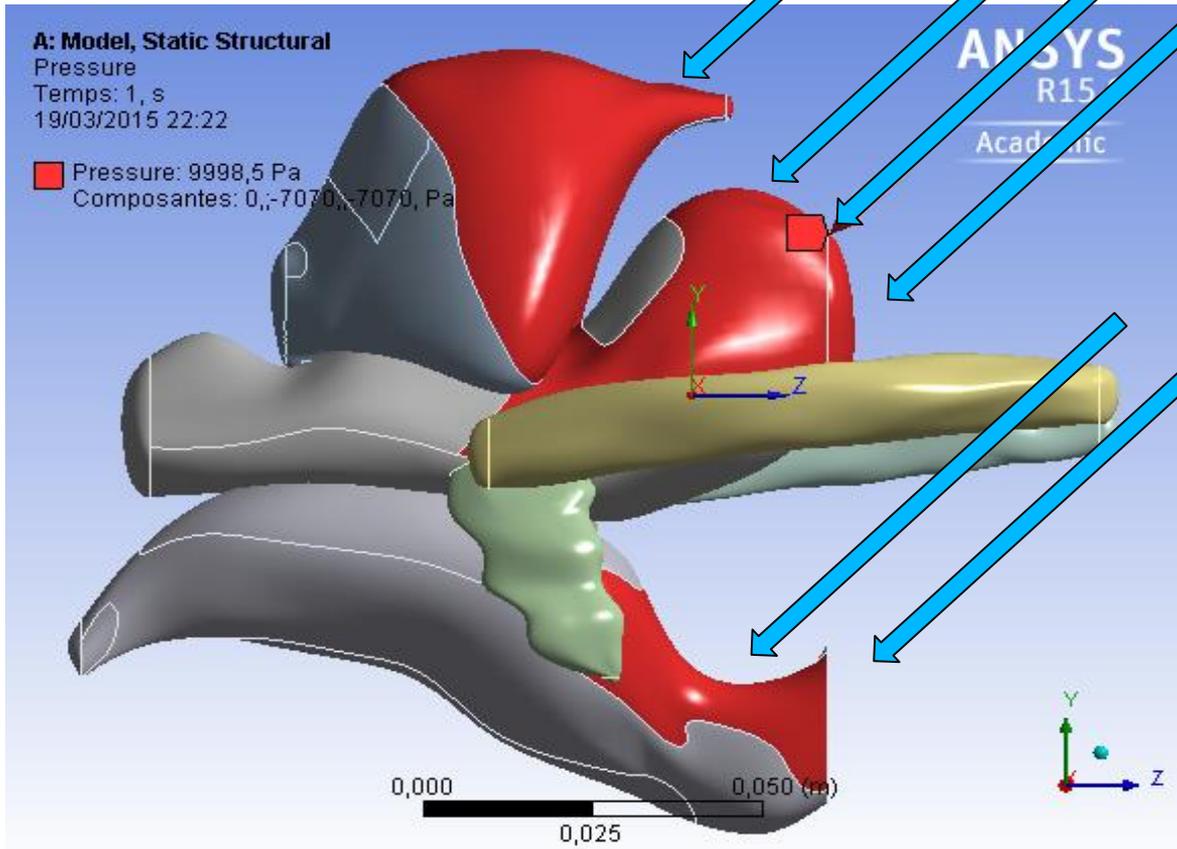
Conditions aux limites en déplacement :



Encastrement :

- des extrémités des ligaments,
- de la zone de contact de la vessie avec le bassin,
- de la zone de contact du plancher pelvien avec le côlon et l'utérus (zone inférieure).

Chargement appliqué



dans cette étude :

« Pression » intra-abdominale à 45° du plan axial sur la surface exposée du côlon, l'utérus et la vessie.

P = 10 kPa

Forte variabilité de la pression appliquée :

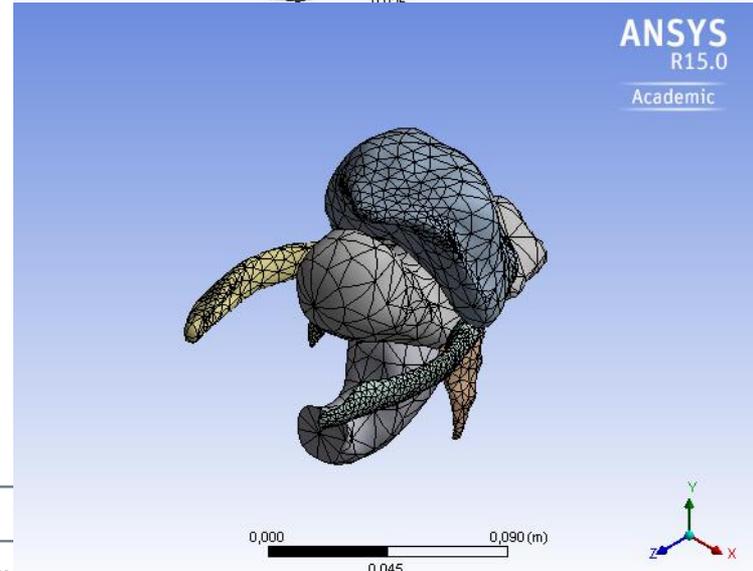
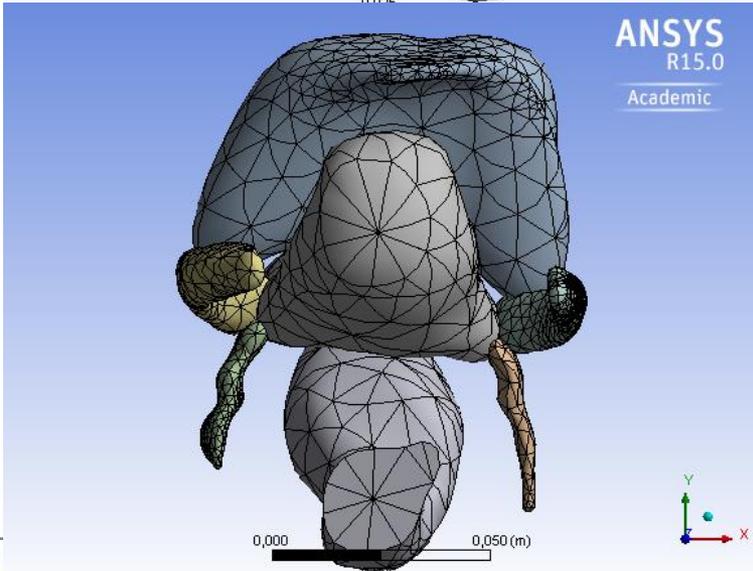
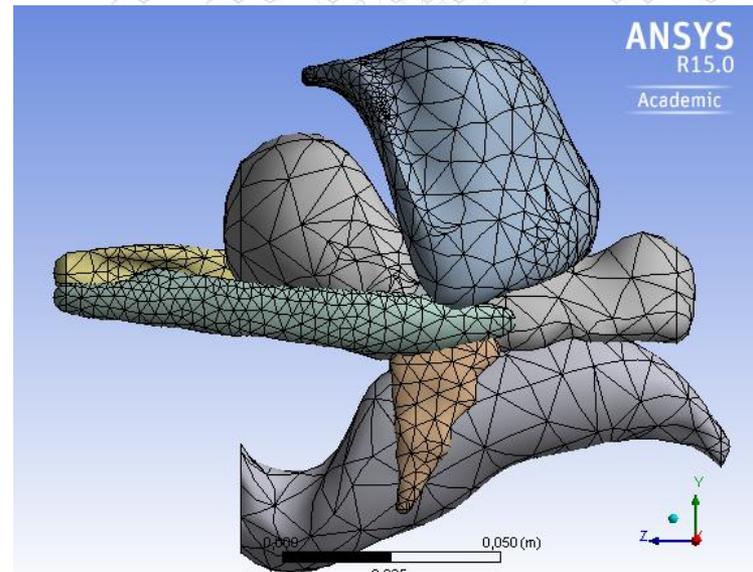
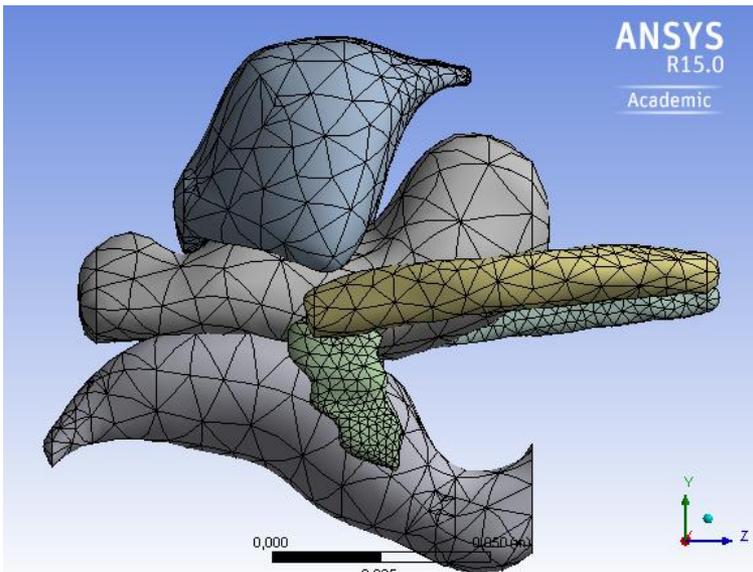
Diallo et al (2013) P= 10 MPa à 45°

Rao et al (2010) P = 2.5 MPa à 0°

Chen et al (2011) P = 10 Pa à 0°

Maillage EF

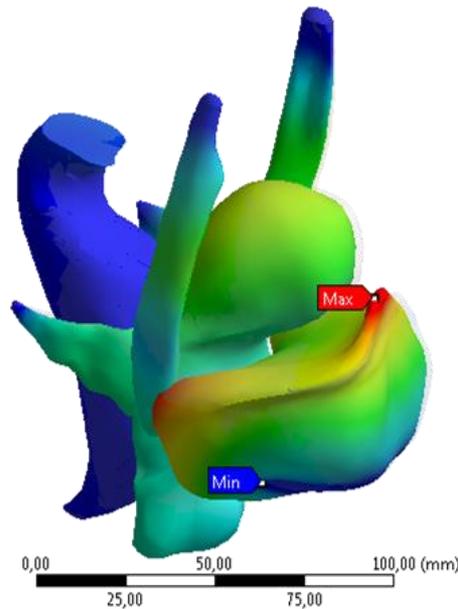
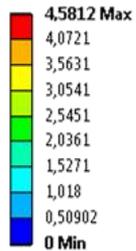
Axe z : axe cranio-caudal



Patiente A (hystérectomie)

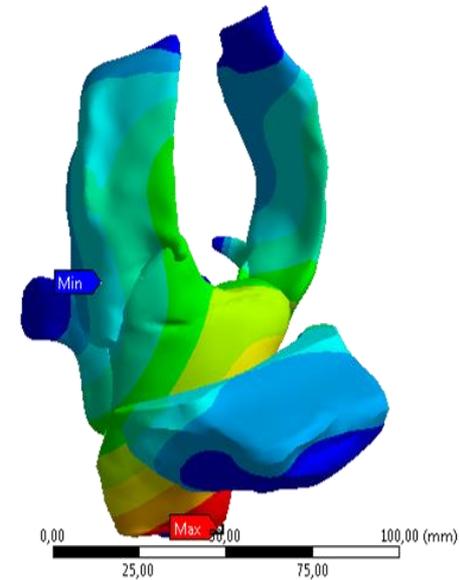
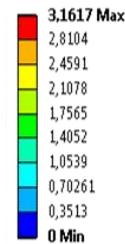
$$\text{Déplacement total } u = \sqrt{u_x^2 + u_y^2 + u_z^2}$$

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
10/07/2014 20:01



Pré-opératoire

A: Static Structural
Total Deformation
Type: Total Deformation
Unit: mm
Time: 1
10/07/2014 20:21

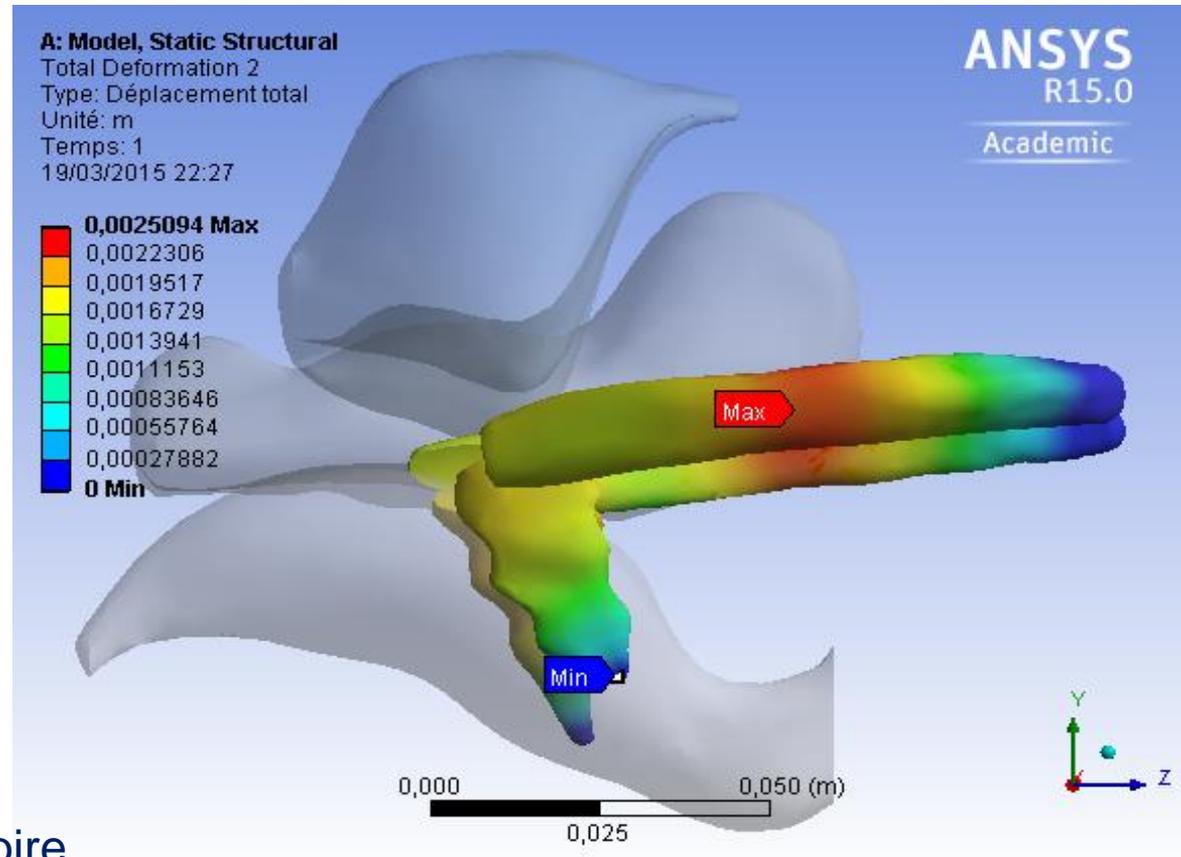


Post-opératoire

Patiente A (hystérectomie)

Déplacement total Focus dans les ligaments

Valeur maximale au milieu du ligament : $u_{max} = 2,51 \text{ mm}$



Pré-opératoire

INTERÊT de la modélisation biomécanique:

- Modèle réaliste et personnalisé de la région pelvienne
- Compréhension du processus de prolapsus
- Outil numérique d'aide à la décision pour le chirurgien et de simulation pédagogique
- Real time Finite element modélisation

LIMITES :

- Nombreuses données incertaines ou méconnues et nombreuses hypothèses
- Etat des organes différent entre pré et post-opératoire

PERSPECTIVES :

- Sensibilité des résultats aux paramètres d'entrée
- Mesures expérimentales pour accéder aux paramètres du modèle – design exp.
- Interactions fluide-structure – réduction de modèles

Conclusion

Modèle simplifié construit à partir de géométries issues d'images IRM de patientes atteintes de prolapsus et de paramètres mécaniques issus de la bibliographie

Possibilité d'analyse des déformations, des contraintes maximales et contraintes VM dans les ligaments

Corrélation avec des résultats d'opérations passées.

Données géométriques incertaines (IRM) et méconnaissances d'une partie de la physique → Construction d'indicateurs de confiance

Modèles Complexes : Interfaces, Couplages, Comportements → Méthodes de calculs avancées avec l'aide de collaborations extérieures.

outil numérique d'aide à la décision pour le chirurgien par analyse biomécanique à partir des images IRM de patientes



Merci de votre attention