

# Modélisation pelvienne

*Perspectives pour la modélisation des troubles de la statique*

M.-E. Bellemare

LSIS UMR CNRS6168

- équipe I&M

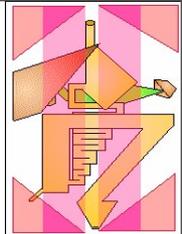
Marseille France

N. Pirró

Hôpital La Timone -

Service de chirurgie digestive

Marseille France

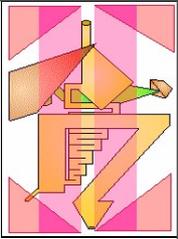


# Plan

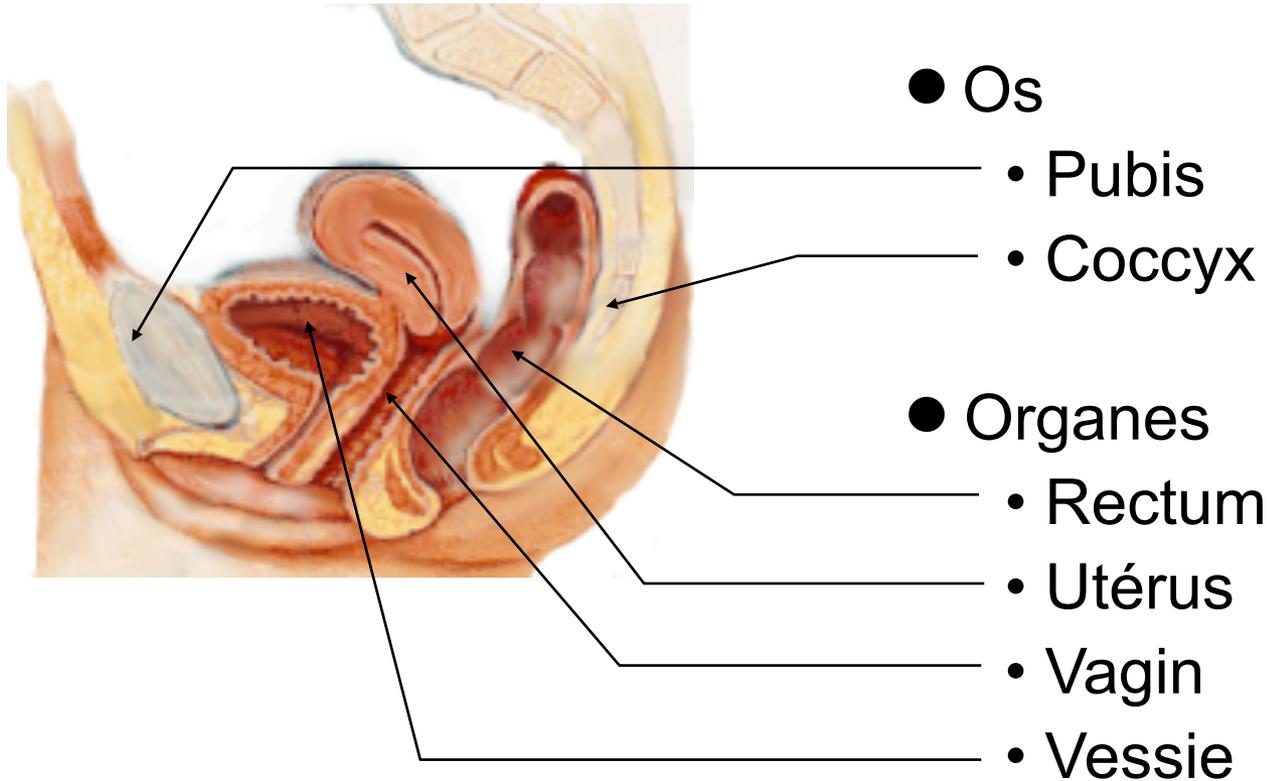
- Contexte médical
  - Pathologies
  - Besoins
- Segmentation
  - Données acquises en routine
  - Analyse
- Modélisations
  - Géométrie
  - Physique
- Évaluation
- Discussion - Conclusion



# Contexte médical



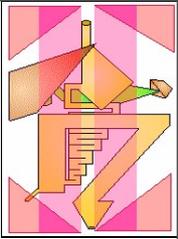
- Région d'intérêt



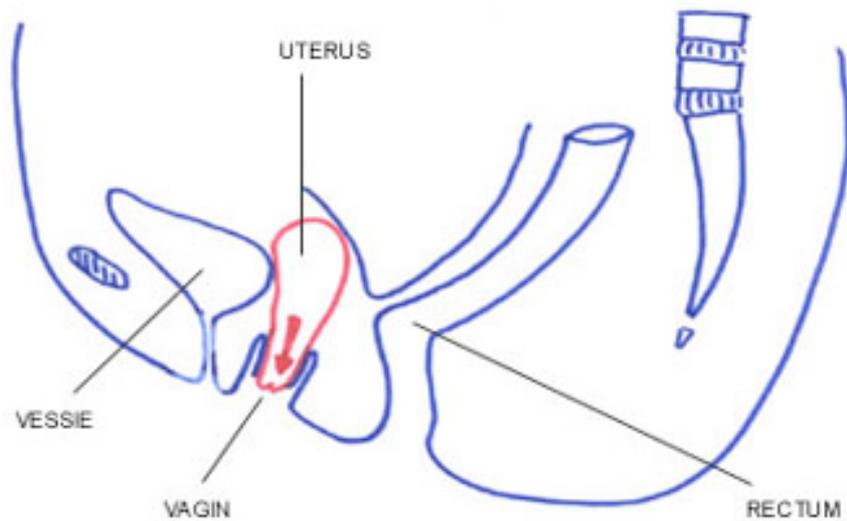
Coupe sagittale du pelvis féminin



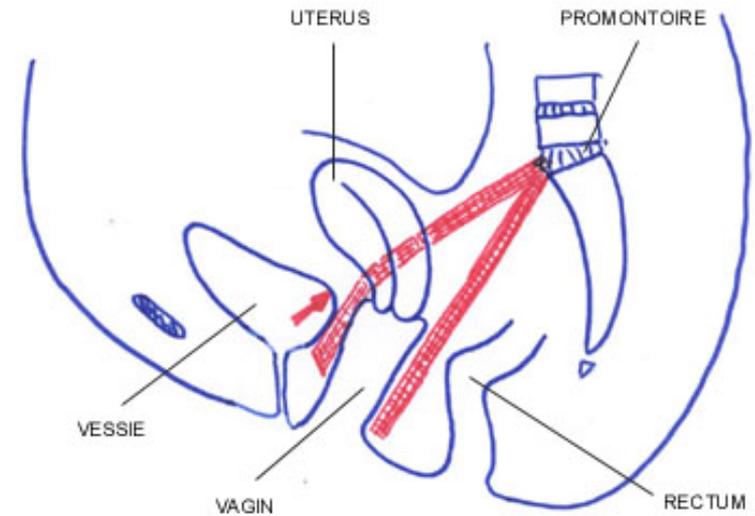
# Contexte médical



- Les troubles de la statique pelvienne



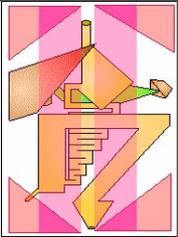
Prolapsus utérin



Colpopexie



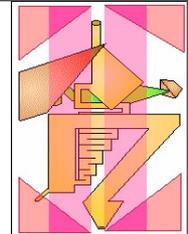
# Contexte médical



- Les origines de ces troubles sont mal connues
  - Rôle des muscles des ligaments ?
  - variabilité et complexité des anomalies anatomiques
  - ⇒ variabilité de la symptomatologie
- Différentes possibilités de prise en charge
  - Dont la chirurgie, la pose de prothèse ...
  - Dépend entre autres, de la spécialité et des habitudes des cliniciens...



# Contexte médical

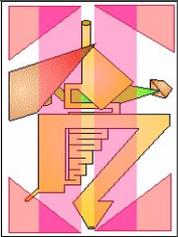


- Besoins
  - Compréhension de la physiopathologie
  - Visualisation des rapports anatomiques complexes
  - Estimation de l'impact fonctionnel du geste envisagé
- Une simulation patient spécifique réaliste apporterait des réponses

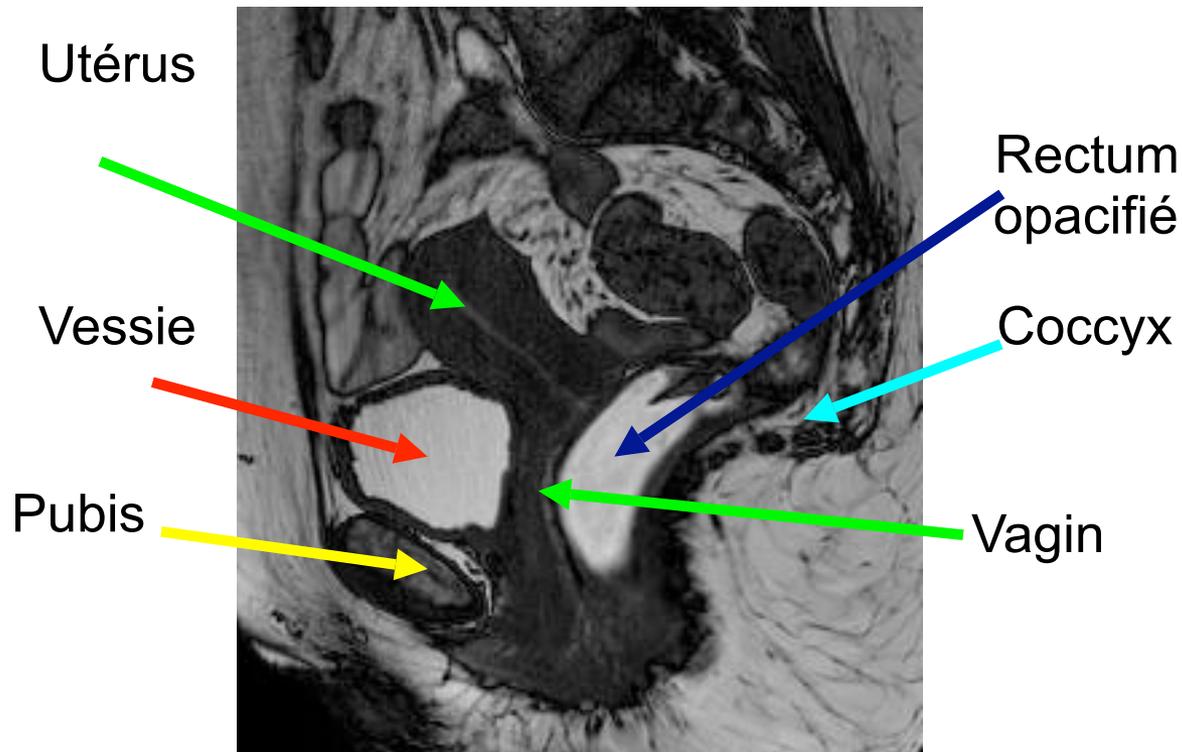
***Il faut d'abord modéliser !***



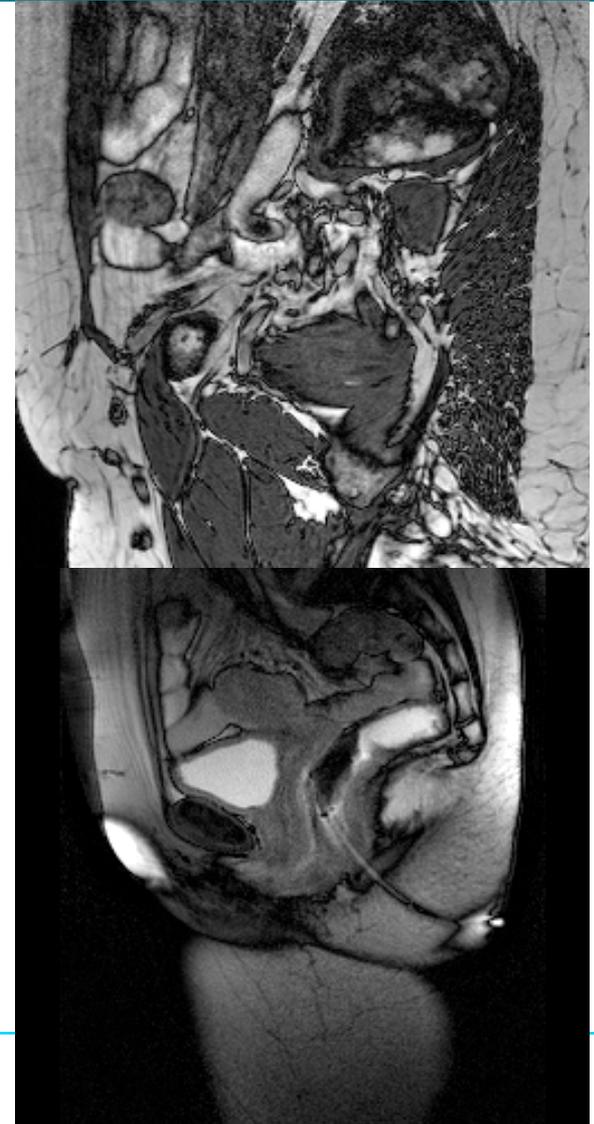
# Segmentation



## Données IRM Volumiques et dynamiques

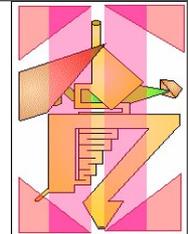


Environ 110 coupes sagittales par patiente  
Épaisseur des coupes : 1mm, voxels 1mm<sup>3</sup>  
Format : 256x256 sur 12 bits (Dicom)



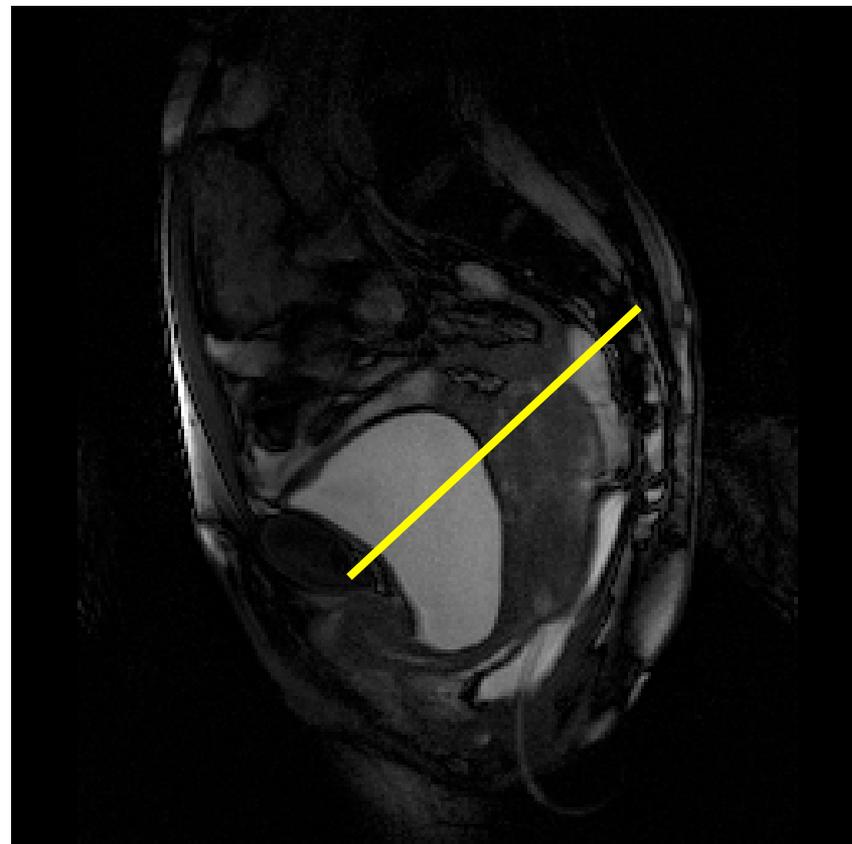


# Segmentation



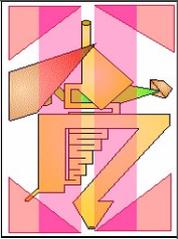
- Difficultés

- Délimitation du rectum même balisé
  - Limite supérieure (vertèbre sacrée)
  - Inhomogénéité
- Visibilité des limites des organes au niveau du plancher périnéal

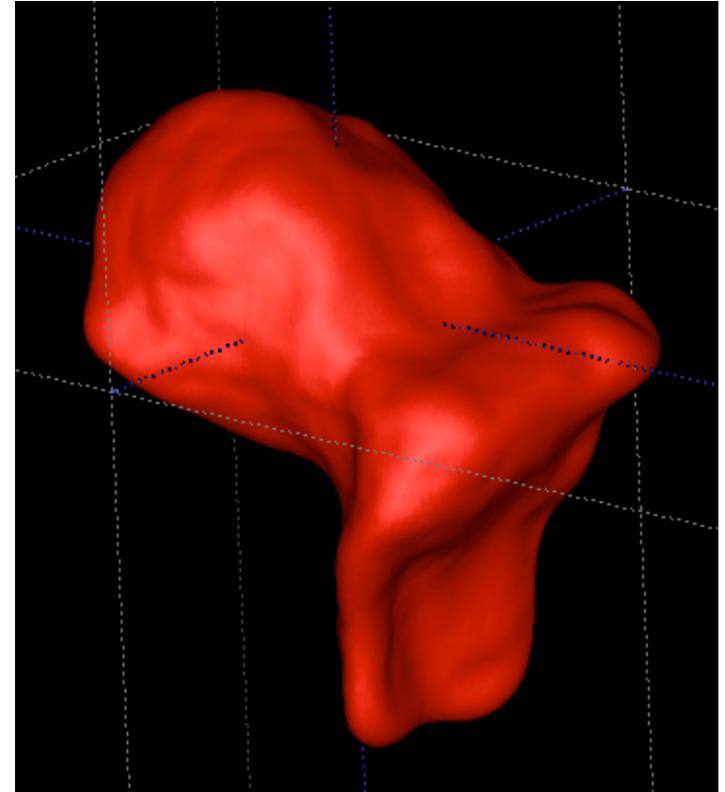
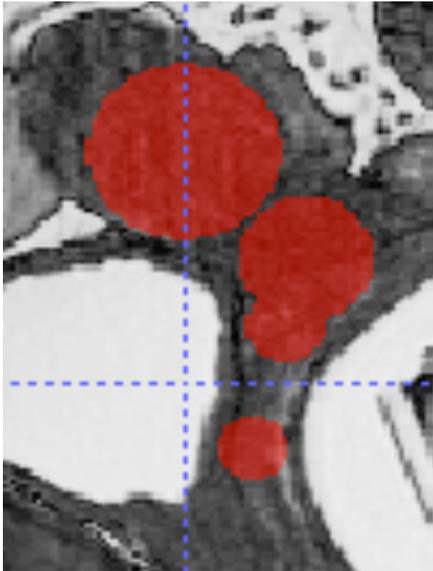




# Segmentation

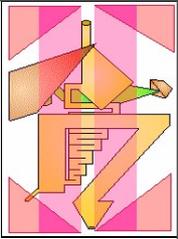


- Contrôlée par l'expert
  - Contours actif 3D
  - Initialisés par germes

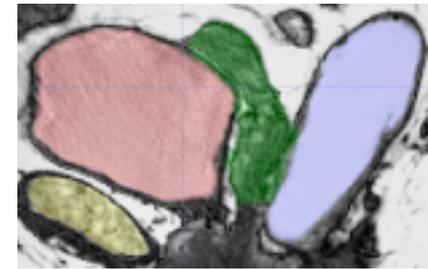
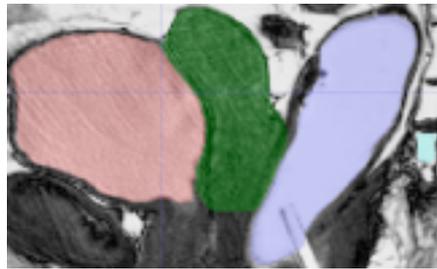
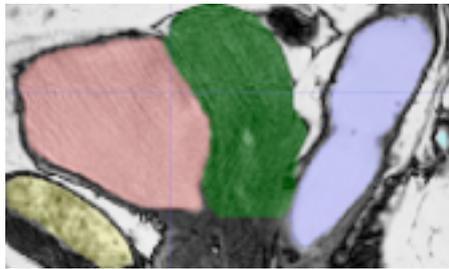




# Segmentation

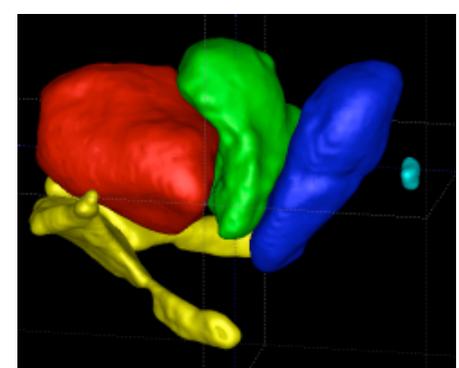
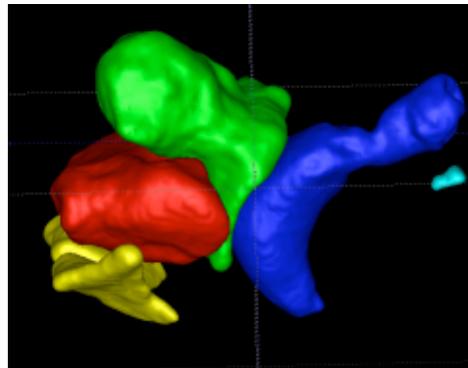
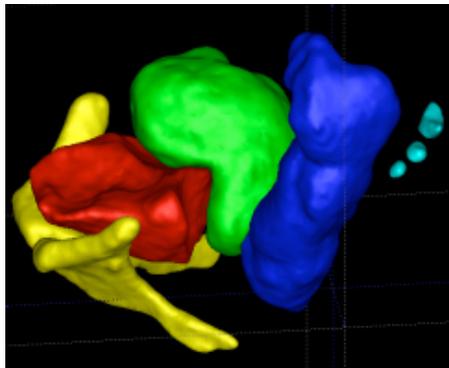


- Résultats sur 3 cas
  - Vues sagittales



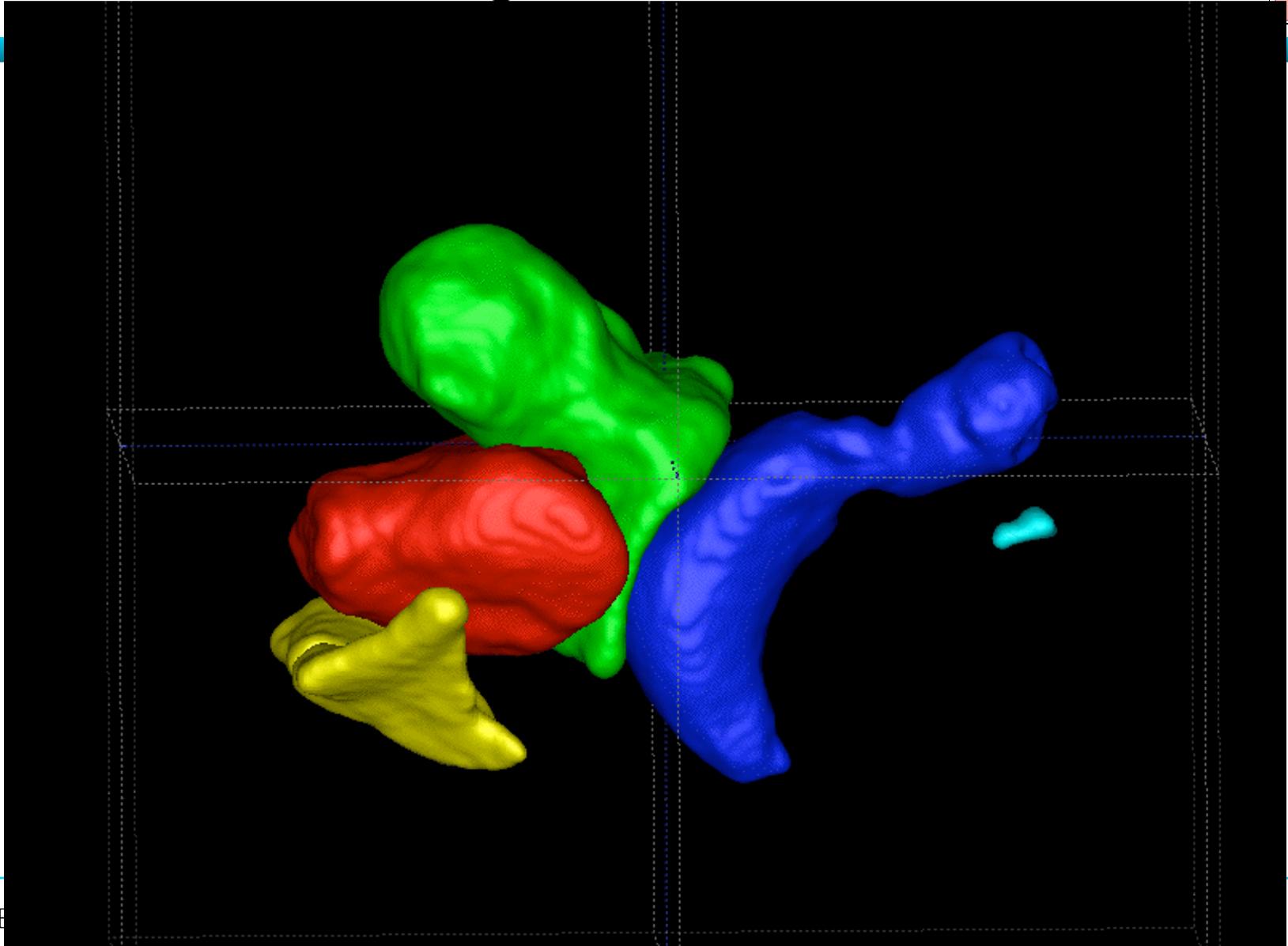
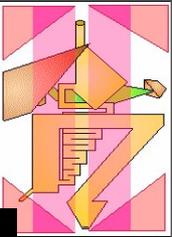
-Vue 3D, validée par l'expert qui contrôle l'outil,

- Les os sont des amers anatomiques



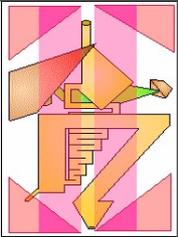


# Segmentation





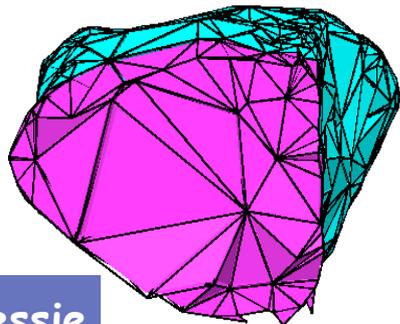
# Modélisations



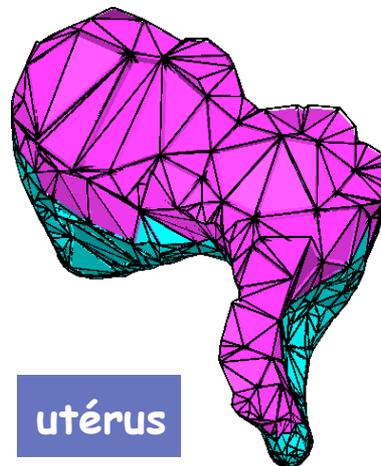
- Géométrie

Organes dont on veut tenir compte des propriétés volumiques

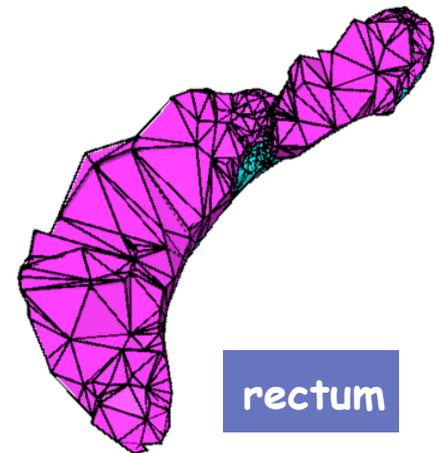
- Unité de volume tétraédrique
- Méthode de Delaunay



vessie



utérus

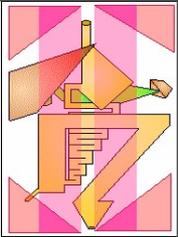


rectum

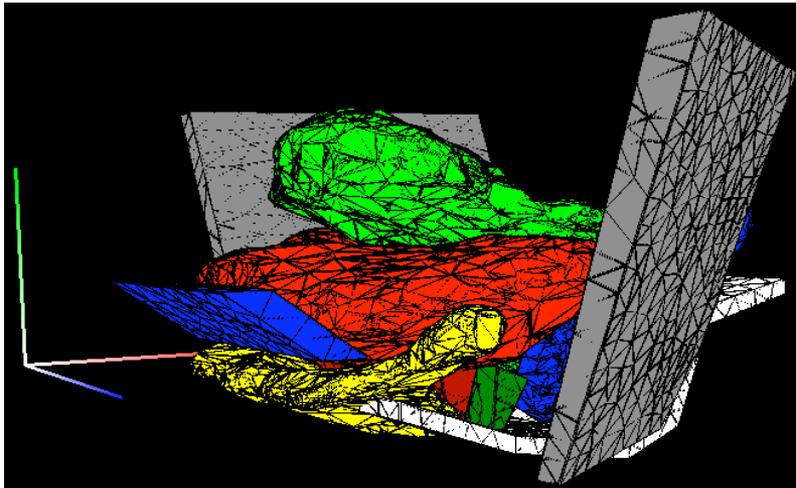
De 3000 à 7000 tétraèdres par organe



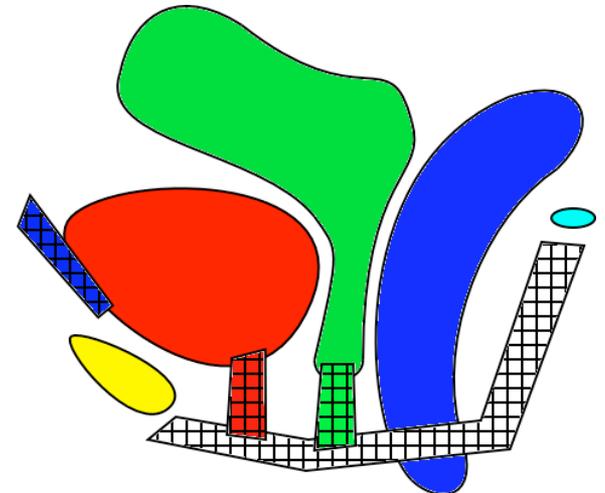
# Modélisation géométrique



- Complétée par des structures simples
  - Positionnées à l'aide d'amers repérés sur le volume IRM



Vue 3D du modèle complet:  
muscles élévateur en gris

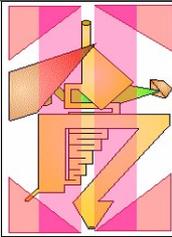


Modèles simplifiés pour :

- Le périnée
- L'ouraque
- La partie inférieure de la vessie
- La partie inférieure du vagin



# Modélisation

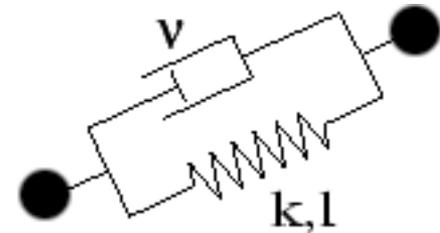


- Physique

- Réseau masses-ressorts

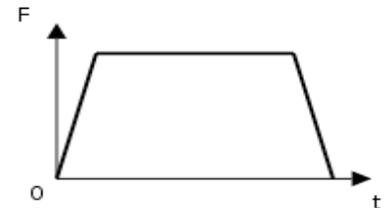
- Modèle volumique
      - rapide en théorie, implémentation simple
    - Paramètres physiques (modèle de Voigt-Kelvin)
      - ressort
      - amortisseur
    - Contrôlé par une équation simple

$$m \ddot{\vec{x}} = \sum_{j \in J} \vec{F}_{j \rightarrow i} + \vec{F}c_i + \vec{F}e_i$$



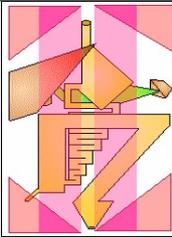
- Contraintes :

- poussées abdominale / diaphragmatique
    - évolution dans le temps





# Modélisation physique



- Efforts

- Collisions

- Boîtes englobantes pour limiter les recherches

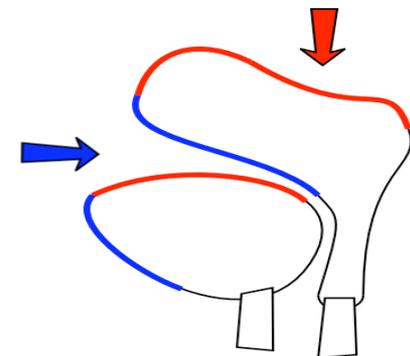
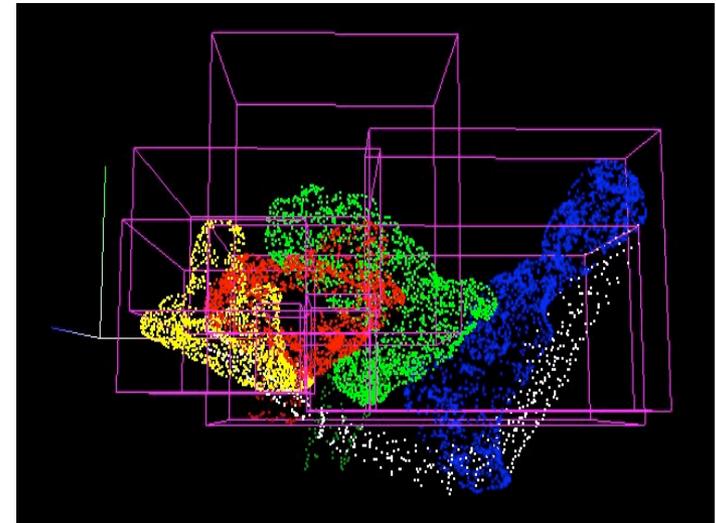
$$\vec{F}_{C_i} = \sum \vec{F}_{b \rightarrow a}$$

- Liaisons avec le périnée

$$d\mu'_{ij}$$

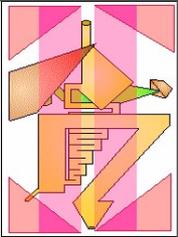
- Externes

- Force abdominale
    - Force diaphragmatique

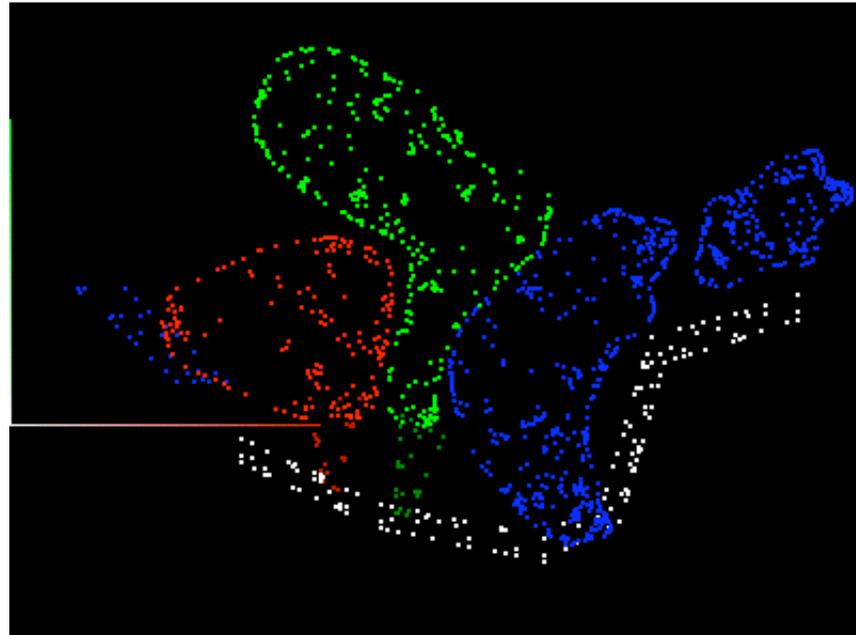




# Évaluation

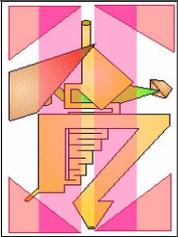


- Qualitative
  - Simulation de cas pathologiques
    - Comportement réaliste
    - Validation qualitative encourageante





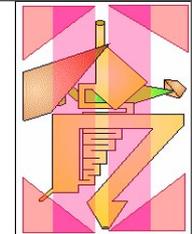
# Évaluation



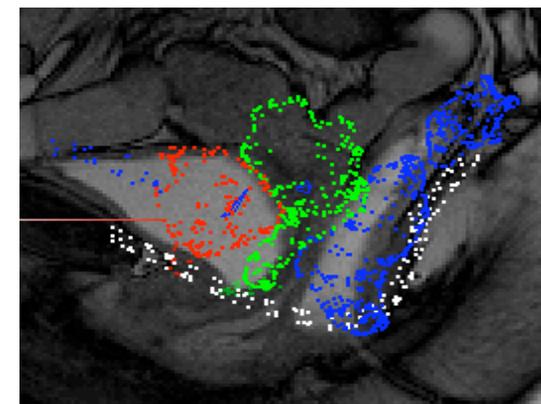
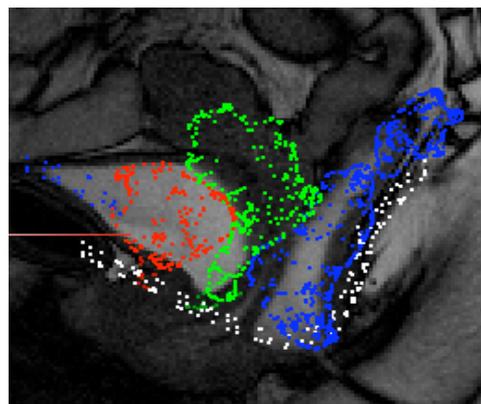
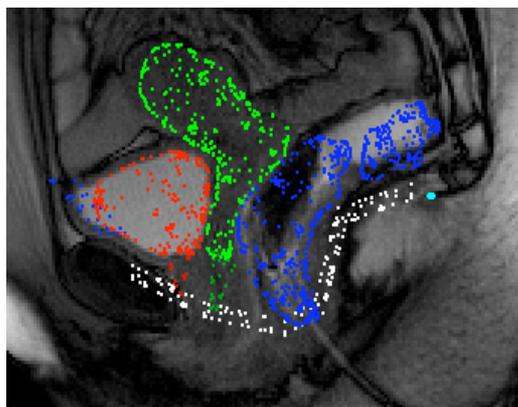
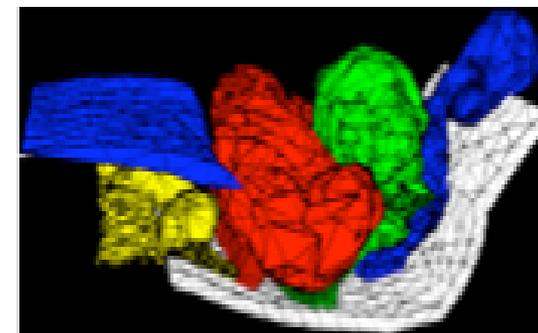
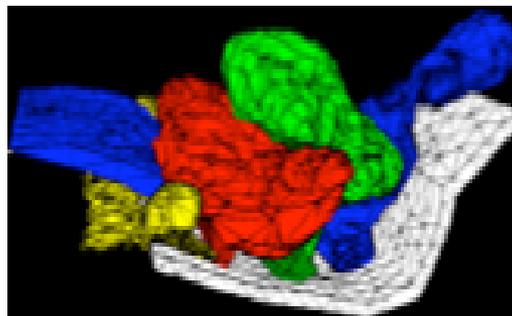
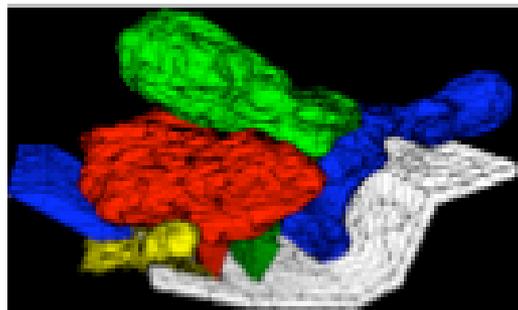
- La réalité des caractéristiques mécaniques des différents organes est peu accessible
  - Pour des problèmes éthiques
  - À cause de la détermination même des données à définir (pb. des échantillons, généralisation des résultats)...
  - Le réglage du réseau repose sur des heuristiques et une difficile estimation itérative des paramètres
- Toutefois on dispose d'une observation de la réalité
  - IRM dynamique
    - Mais 2D sagittale



# Évaluation

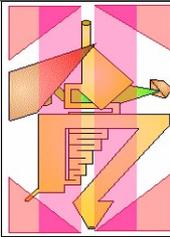


- Mise en correspondance observation/simulation
  - Recalage de la coupe homologue du simulateur sur la coupe IRM sagittale

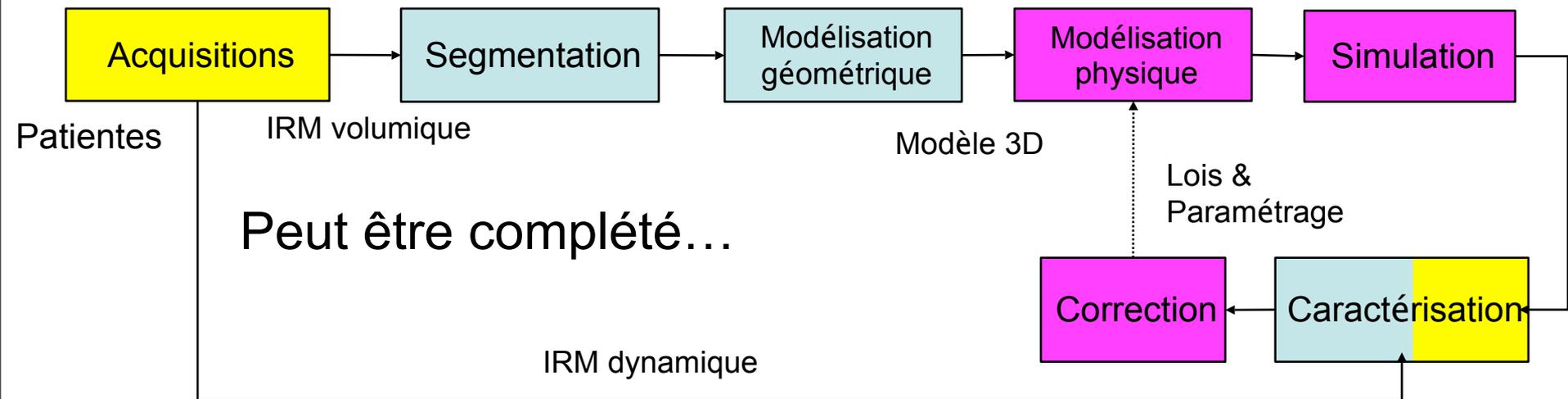




# Évaluation



- Le schéma classique en boucle ouverte...



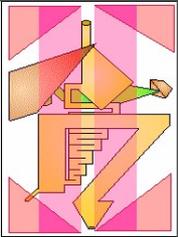
Domaine :

- Clinique
- Physique
- Image

Résolution du problème inverse ?



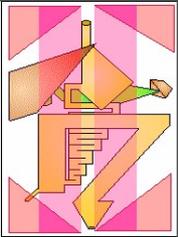
# Évaluation



- Estimation de la précision de la simulation

*Il s'agit alors de réaliser une simulation qui correspond le plus possible à une « réalité » dont certaines caractéristiques observées sont reproductibles.*

... avec la modélisation la plus réaliste possible

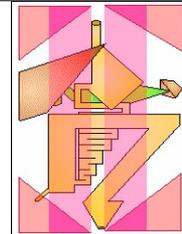


# Discussion

- La segmentation même experte est difficile  
⇒ nécessité d'un système robuste pour envisager son automatisatisation
- Le choix des modèles géométriques
  - Discret vs Implicite
  - Devrait être associé au choix du modèle physique soutenant la simulation
- Le modèle physique
  - Prise en compte des frottements
  - Éventuellement les grandes déformations ⇒ non linéarité
  - Choix de lois de comportement réalistes et efficaces



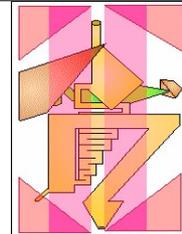
# Discussion



- Évaluation par caractérisation de l'observation
  - Hypothèses:
    - ✓ Les mouvements dans le plan transverse sont négligés
    - ✓ Les organes sont correctement segmentés en 2D
    - ✓ La caractérisation est robuste
  - On peut alors comparer les 2 sources d'images
    - Définition d'une métrique



Segmentation experte  
d'une séquence



# Discussion

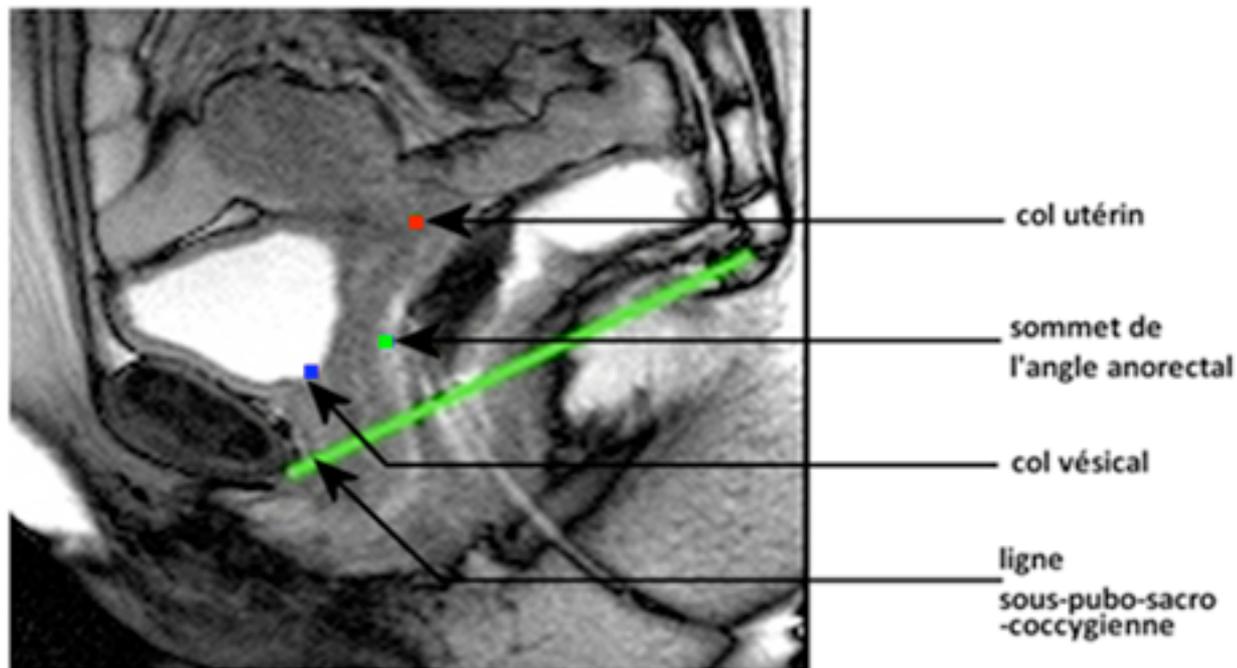
- Identification des repères anatomiques utilisés par les cliniciens pour la caractérisation

Pb:

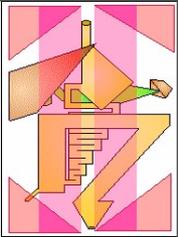
Peu visibles

Peu de caractéristiques  
« image »

Détermination opérateur  
dépendant



⇒ Automatisation de leur détection difficile

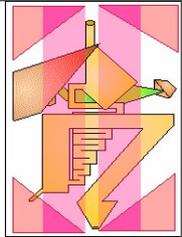


# Conclusion

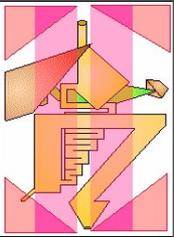
- Intégration dans le bilan clinique
  - Pour les acquisitions IRM
  - Apprentissage par le clinicien acceptable pour la segmentation
- Les résultats montrent la faisabilité de la simulation
  - Validation par les cliniciens de l'intérêt
    - Pédagogique
    - Clinique



# Perspectives



- Développement en cours
  - Segmentation automatique des séquences dynamiques
  - Mesures physiologiquement significatives
  - Robustesse
  - Recalage dynamique
- À poursuivre
  - Détermination des paramètres du modèle physique
  - Validité des hypothèses en 3D
  - Optimisation des calculs
  - Intégration du geste chirurgical
    - Spécification des procédures
    - Interactions des outils



---

Merci de votre attention