



HAL
open science

Modélisation du système urinaire inférieur de l'enfant

Nadia Boudaoud, Lisa Grandjean, Guillaume Dollé, Charlène Messelod,
Stéphanie Salmon, Marie-Laurence Poli Mérol

► **To cite this version:**

Nadia Boudaoud, Lisa Grandjean, Guillaume Dollé, Charlène Messelod, Stéphanie Salmon, et al..
Modélisation du système urinaire inférieur de l'enfant. Congrès de la Société Française de Chirurgie
Pédiatrique (SFCP), 2024, Grenoble, France. hal-04740542

HAL Id: hal-04740542

<https://hal.science/hal-04740542v1>

Submitted on 18 Oct 2024

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.

MODÉLISATION DU SYSTÈME URINAIRE INFÉRIEUR DE L'ENFANT

Nadia Boudaoud 1-2, Lisa Grandjean 3, Guillaume Dollé 3, Charlène Messelod 2, Stéphanie Salmon 3, Marie-Laurence Poli-Merol 1-2
 1 Centre de Recherche en Sciences et Technologies de l'Information et de la Communication (CRéSTIC), EA 3804
 2 Service de chirurgie pédiatrique American Memorial Hospital CHU de Reims
 3 Laboratoire de mathématiques de Reims UMR CNRS 9008

OBJECTIF

Nous pensons qu'il est possible de modéliser le comportement vésical à partir de données cliniques et paracliniques. Notre projet est de reproduire *in silico* des situations normales et pathologiques. Après un travail préliminaire de modélisation du système urinaire inférieur de l'enfant, nous précisons ici le modèle en prenant en compte à la fois le fluide (l'urine) et la structure (le détrusor).

METHODE

Nous avons conceptualisé un modèle de vessie d'enfant pour deux groupes d'âge (5 à 10 ans - 10 à 15 ans) à partir de données anatomiques, cliniques, paracliniques (bilan urodynamique, échographie, cystographie, scintigraphie, scanner abdominopelvien) et de la littérature. Le modèle comprend deux entrées (uretères) et une sortie (urètre). Il peut être rempli jusqu'au volume maximal. Nous l'affinons de façon progressive en passant par différents modèles numériques.

RESULTATS

Nous avons réalisé un maillage de la géométrie et y avons simulé numériquement l'interaction fluide - structure (FSI) selon la technique monolithique. Sur la figure 1, la partie rouge représente les uretères, la vessie et l'urètre où circule le fluide; et la partie noire représente la structure mobile à savoir le dôme du détrusor (la partie basse au contact du pelvis est fixe). Le bord commun à ces deux maillages est l'interface fluide-structure.

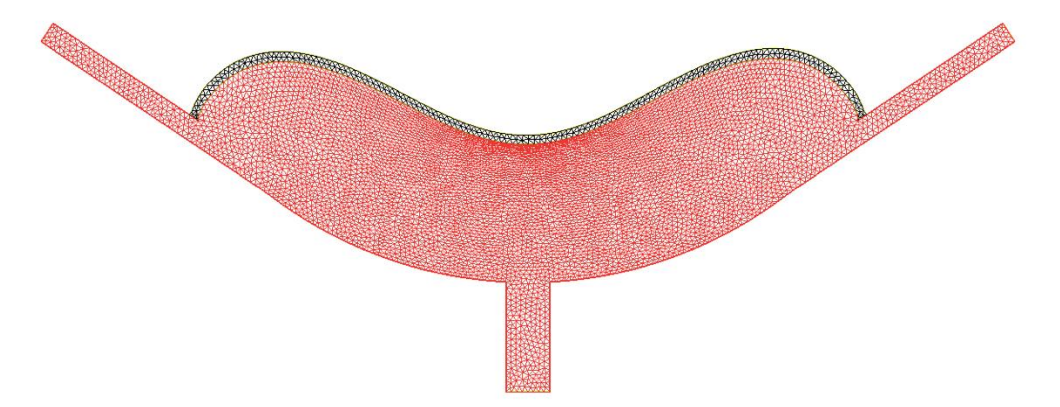


Fig. 1 : Maillage d'interaction fluide - structure.

Modèle avec déplacement imposé

C'est un modèle dit « Arbitrary Lagrangian Eulerian » (ALE), à déplacement imposé qui modélise le remplissage sur 3h et la vidange sur 30 secondes : la structure est passive, le mouvement du dôme est imposé pour reproduire le déplacement observé sur les images de cystographie en vidange (fig. 2) (sur ce modèle, l'évacuation des urines se faisant par aspiration du fluide par l'urètre et non par contraction de la structure) et sur les images de scintigraphie en remplissage (fig. 3). Ces dernières sont en cours d'exploitation.

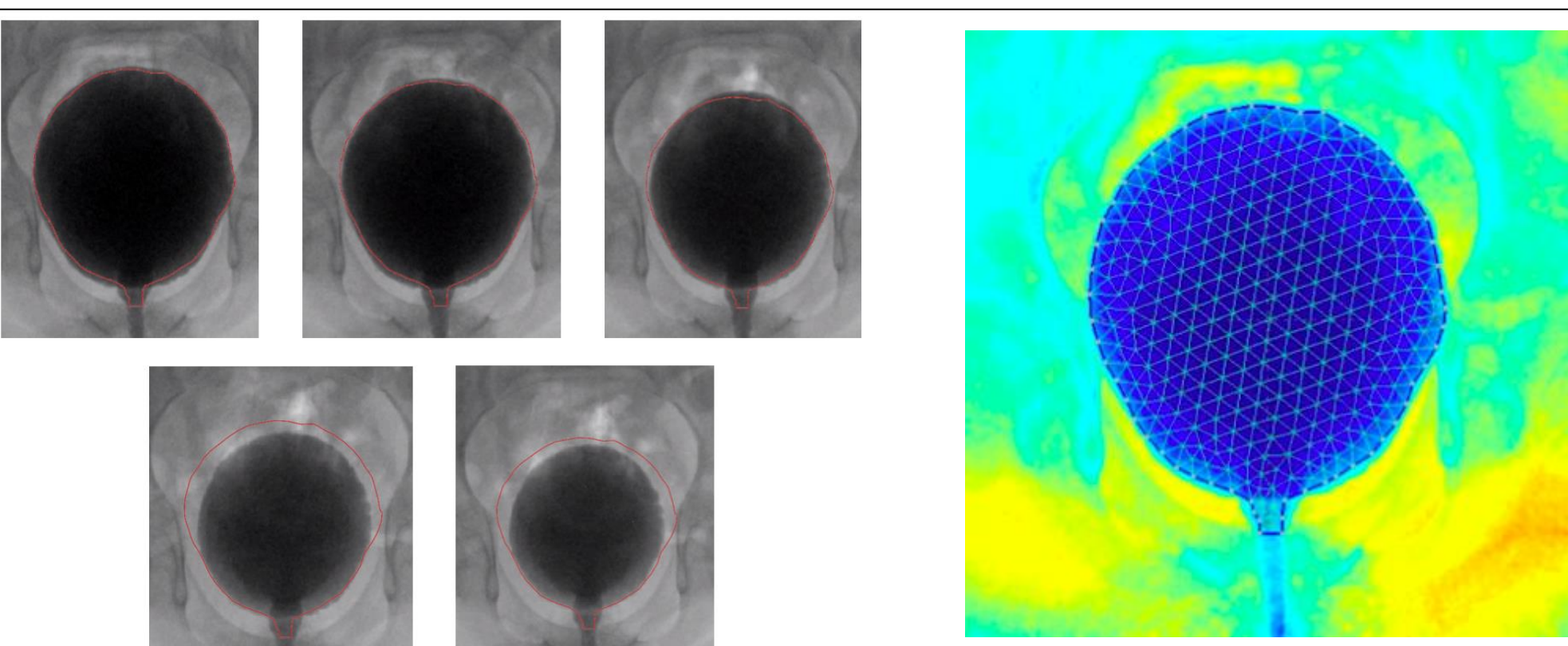


Fig. 2 : Maillage « dynamique » obtenu à partir de cystographies pour le modèle FSI en vidange.

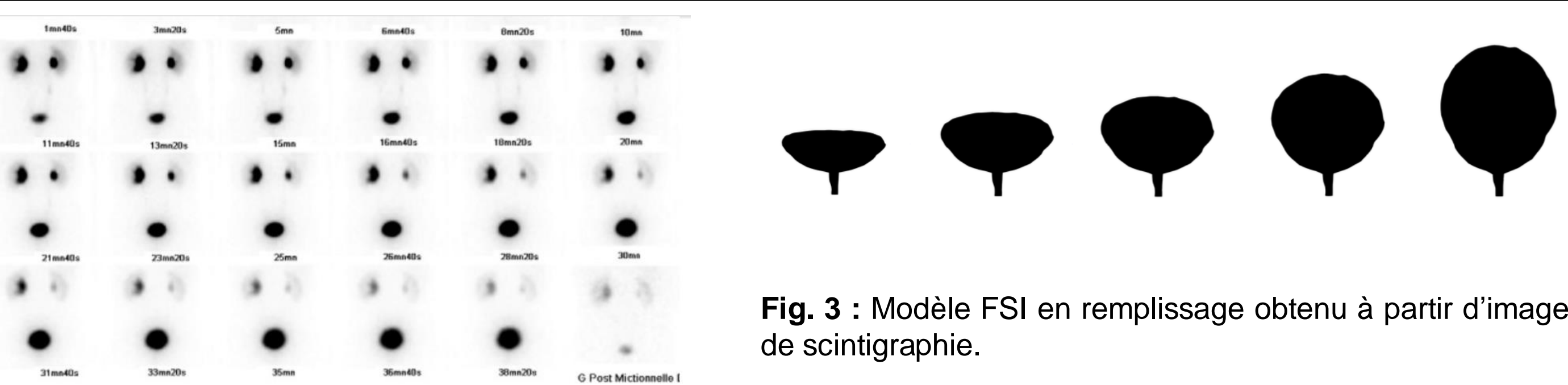


Fig. 3 : Modèle FSI en remplissage obtenu à partir d'images de scintigraphie.

Modèle d'interaction fluide structure

Il s'agit d'un modèle d'interaction fluide - structure en formulation ALE. En remplissage, la structure est passive; et en vidange, la structure est active pour modéliser la contraction du détrusor.

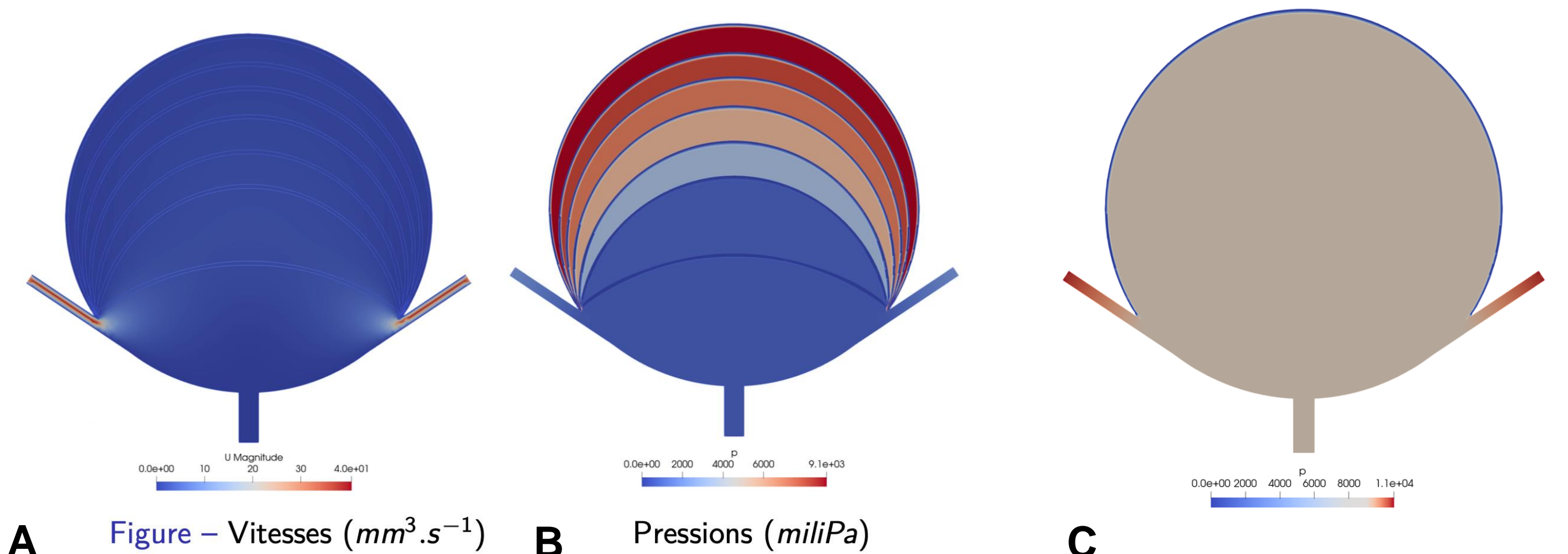


Fig. 4 : Modèle FSI en remplissage. A Vitesses au cours du remplissage. B Pressions au cours du remplissage. C Pression vessie pleine.

Le remplissage se fait en 3 heures. La pression augmente de manière uniforme, avec un gradient de pression faible de 9 Pa, entre le début et la fin du remplissage : c'est un modèle très compliant. La pression vésicale reste inférieure à celle des uretères ce qui évite le reflux (fig. 4).

Pour rendre la structure active, un terme mathématique est ajouté dans l'expression du tenseur ainsi qu'un vecteur qui indique la direction des fibres musculaires.

La vidange se fait en 30 secondes. Lors de la vidange, la pression vésicale augmente uniformément lors de la première phase de vidange. Elle est supérieure à celle de l'urètre (fig. 5).

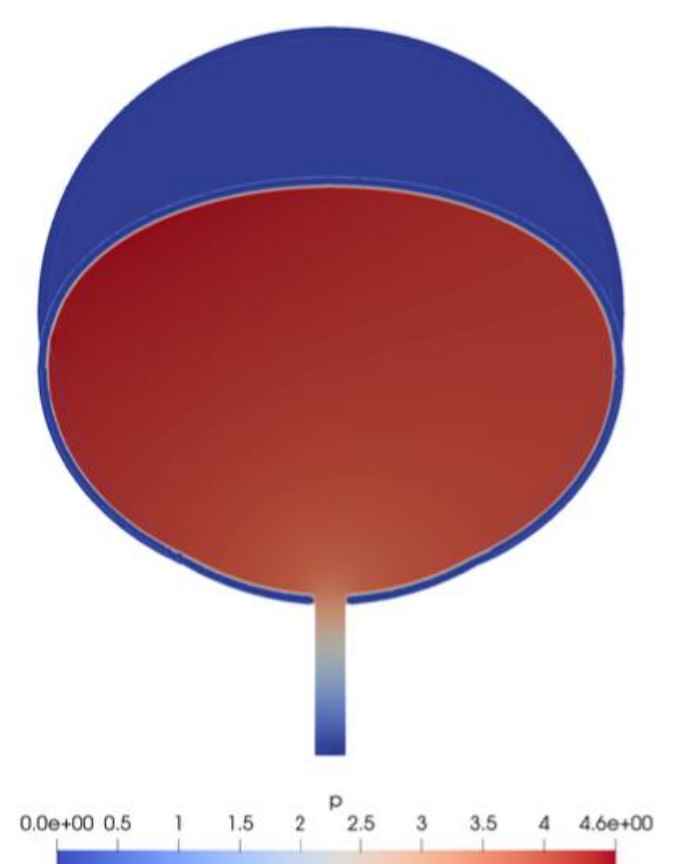
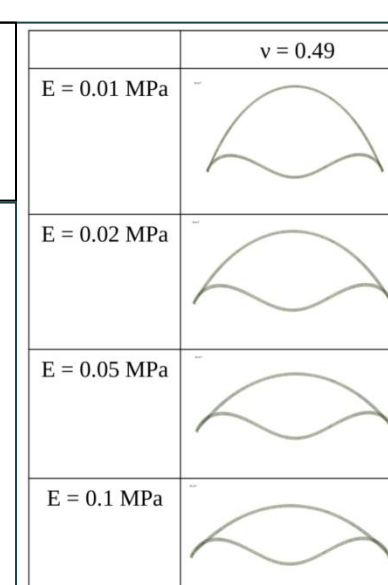


Fig. 5 : Modèle FSI en vidange, structure active

Modulation des paramètres de structure

Nous avons modifié les paramètres d'élasticité de la structure et avons obtenu les modèles de situations pathologiques présentées dans la figure 6.

Fig. 6 : Modification du module « d'élasticité » de Young (E). ν = coefficient de Poisson (= 0,49 pour les tissus incompressibles)



DISCUSSION

Le modèle faisant interagir le fluide et la structure est un modèle plus complexe : le fluide agit sur la structure et la structure agit sur le fluide. Par ailleurs, les temps caractéristiques de la vidange (30 s) et du remplissage (3h) sont très différents. Il est difficile de modéliser un cycle complet du fonctionnement de la vessie avec un même problème mathématique. Nous avons conçu un modèle fluide - structure validé sur le plan mathématique. Il s'agit d'un modèle avec une structure incompressible non linéaire : nous considérons le tissu vivant comme incompressible car principalement composé d'eau. Nous précisons actuellement ce modèle fluide - structure pour modéliser la contraction du détrusor avec une structure active lors de la vidange. Concernant le remplissage, nous souhaiterions partir d'une vessie vide (interface fluide - structure plus basse en début de remplissage). Se pose la question du choix de nos paramètres de structure : le paramètre d'élasticité (module de Young) dont nous disposons est issu de données de la littérature, obtenues à partir de mesures sur l'animal, le cadavre ou l'adulte. Il est fixé à 10 kPa. Il n'existe pas de données chez l'enfant. L'élastographie, moyen de mesure de ce module n'est pas envisageable sur une vessie, la paroi vésicale étant trop fine. Au total, notre modèle reproduit le comportement de la vessie, mais ses valeurs de pression ne sont pas superposables aux données cliniques, cela pouvant s'expliquer par des données structures à préciser et dévoile les limites de ce modèle en deux dimensions.

CONCLUSION

Nos premiers modèles sont intéressants mais critiquables : la structure y est imposée et la vidange vésicale ne se fait pas par contraction du détrusor.

Nous développons un modèle d'interaction fluide - structure plus proche de la réalité physiologique avec une structure active en vidange.

PERSPECTIVES

Nous allons déduire la valeur du module de Young par résolution du problème inverse : le calcul du déplacement observé à partir d'images nous permettra d'en déduire les données structures.

Nous avons réalisé des reconstructions de vessie d'enfant en 3D à partir d'image de TDM (figure 7), à des âges et des remplissages différents. Des maillages en 3D seront réalisés à partir de ces images (figure 8). Nous allons en extraire une coupe sagittale et une coupe

frontale pour réaliser dans un premier temps une simulation dans ces deux plans de l'espace.

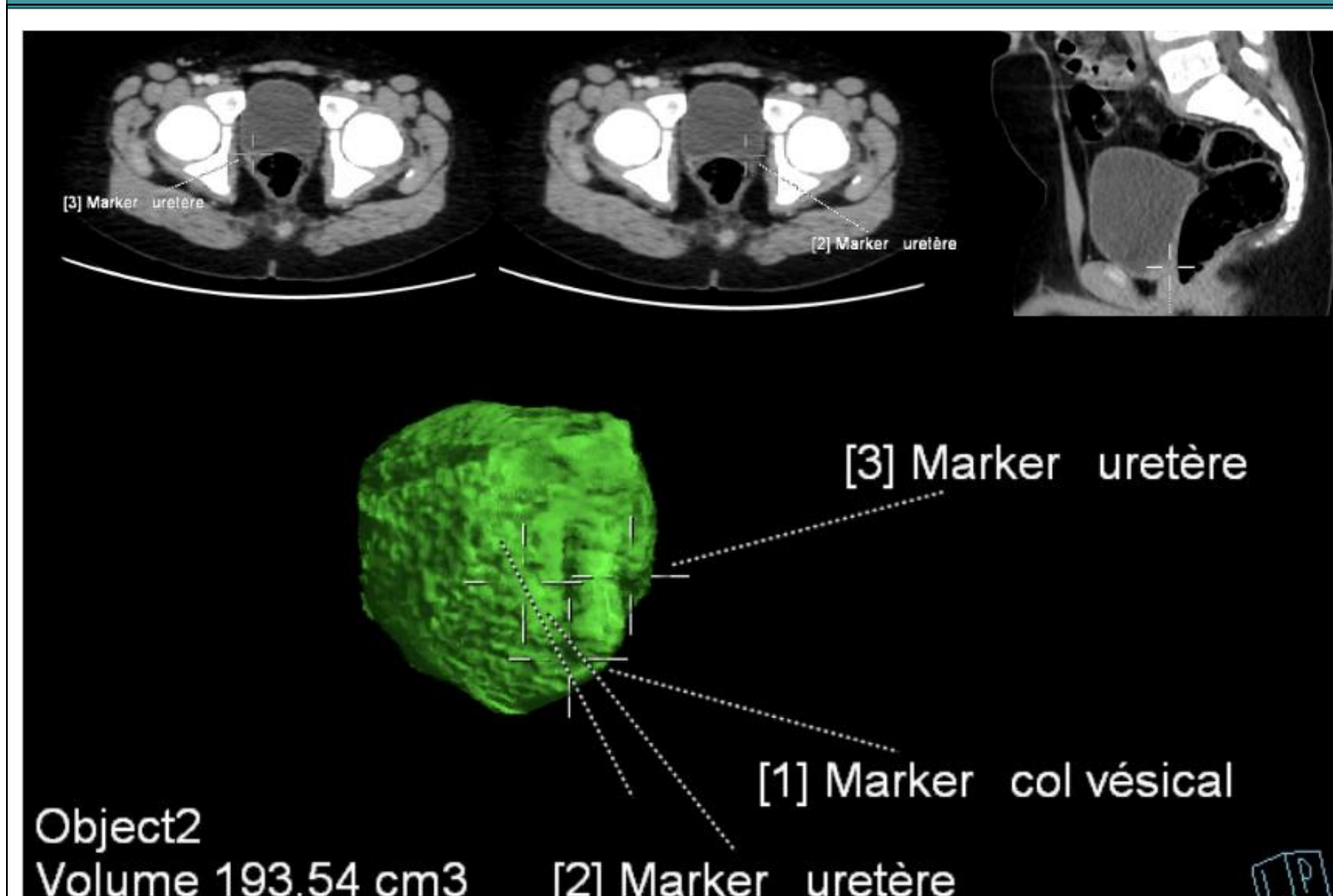


Fig. 7 : Reconstruction 3D de vessie à partir de TDM via Syngovia. Garçon 10 ans, volume 194 mL (60% de la capacité maximale théorique).

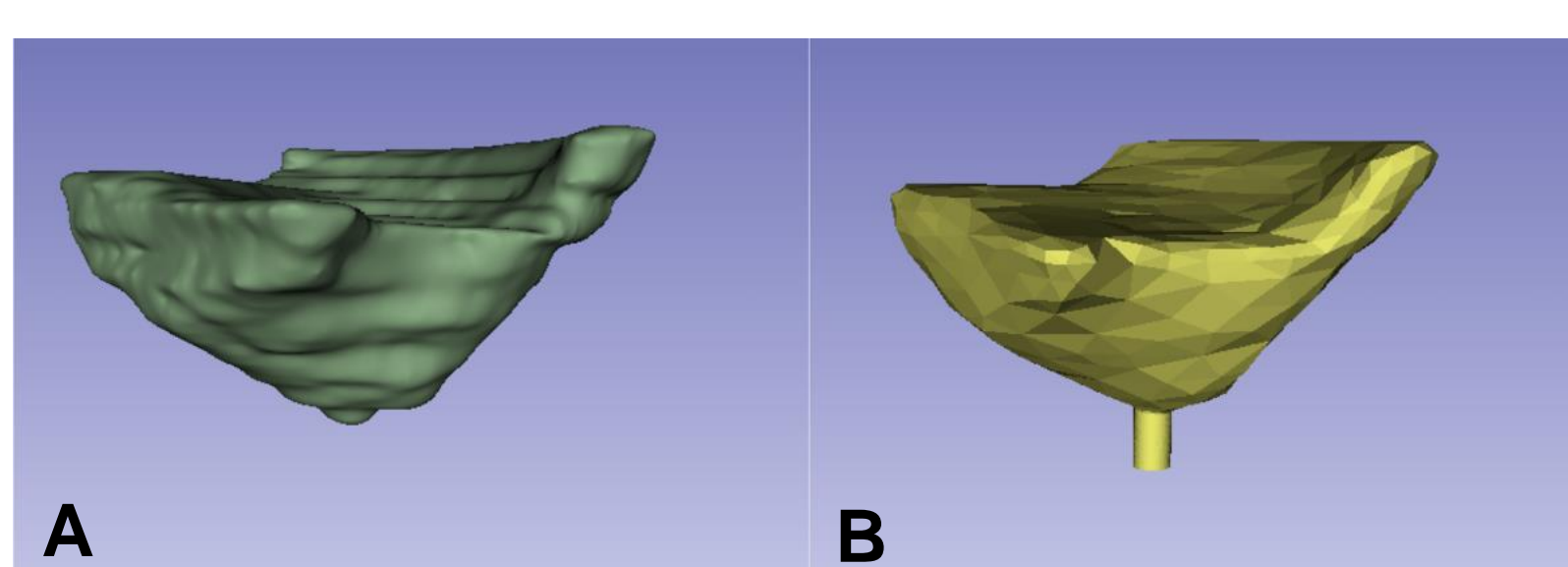


Fig. 8 : A. Reconstruction 3D de vessie d'enfant à partir de TDM à l'aide du logiciel 3D Slicer. Garçon 6 ans, volume 60 mL (remplie à 30% de la capacité maximale théorique). B. Maillage en 3D.