



HAL
open science

Modélisation du système urinaire inférieur de l'enfant

Nadia Boudaoud, Lisa Grandjean, Guillaume Dollé, Catherine Jolly,
Stéphanie Salmon, Marie-Laurence Poli-Merol

► **To cite this version:**

Nadia Boudaoud, Lisa Grandjean, Guillaume Dollé, Catherine Jolly, Stéphanie Salmon, et al.. Modélisation du système urinaire inférieur de l'enfant. Journée Reimoise des Jeunes Chercheurs en Santé (JRJCS), Oct 2023, Reims, France. hal-04241981

HAL Id: hal-04241981

<https://hal.science/hal-04241981>

Submitted on 17 Oct 2023

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.

MODELISATION DU SYSTÈME URINAIRE INFÉRIEUR DE L'ENFANT

Nadia Boudaoud 1-2, Lisa Grandjean 3, Guillaume Dollé 3, Catherine Jolly 2, Stéphanie Salmon 3, Marie-Laurence Poli-Mérol 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

INTRODUCTION

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 tentant de prendre en compte à la fois le fluide (l'urine) et la structure (le détrusor).

Travail préliminaire

Nous avons conceptualisé un modèle de vessie d'enfant en deux dimensions pour deux groupes d'âge (5 à 10 ans - 10 à 15 ans) à partir de données anatomiques cliniques et de la littérature (diamètres, débits, volumes). Le modèle obtenu est représenté dans la figure 1a. La figure 1b montre le remplissage et la figure 1c la vidange. Les résultats de ce modèle corréle avec les données cliniques confirmant que la fonction crée l'organe.

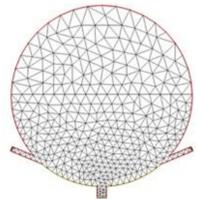
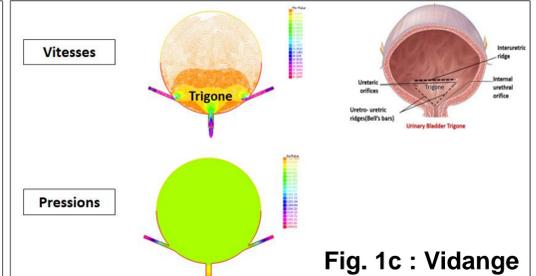
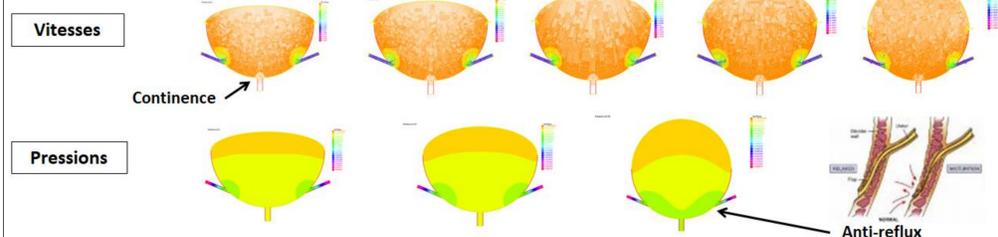


Fig. 1a: Modèle

Fig. 1b: Remplissage



METHODE

Pour modéliser la vidange, les équations de Navier-Stokes en formulation ALE (Arbitrary Lagrangian Eulerian) avec surface libre sont utilisées. Pour modéliser le remplissage, le mouvement du dôme est imposé avec remaillage à chaque itération pour reproduire le déplacement observé sur les images de cystographie. Enfin, nous avons réalisé un modèle 0D à partir de données cliniques pour simuler le comportement de la pression vésicale au cours du remplissage.

RESULTATS

Vidange vésicale

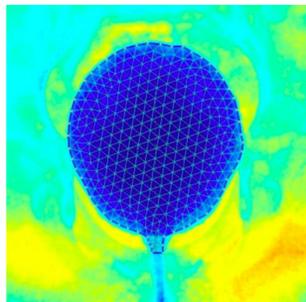


Fig. 2a

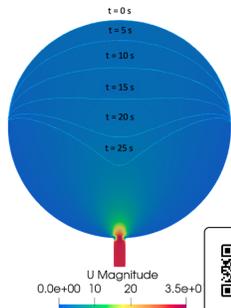


Fig. 2b: Vidange vésicale

La partie basse est fixe, non mobile. Le domaine mobile « avec surface libre » correspond au dôme vésical. La figure 2a correspond au maillage « dynamique » obtenu à partir de cystographies. La vidange se fait en moins d'une minute avec des vitesses élevées en regard du col et de l'urètre (fig. 2b).

Remplissage vésical

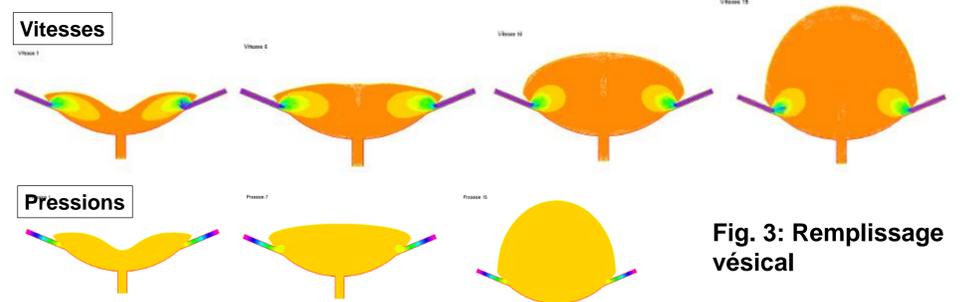
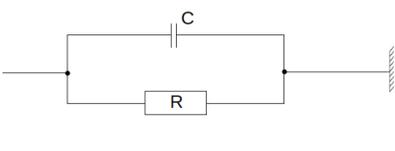


Fig. 3: Remplissage vésical

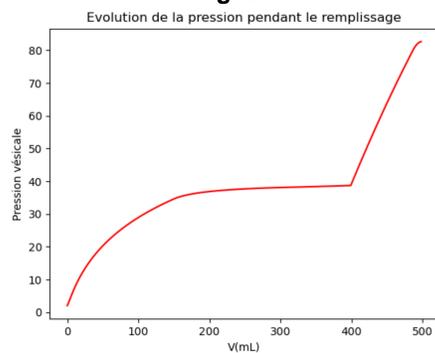
Le remplissage se fait progressivement jusqu'au volume maximal avec des pressions qui restent stables et basses au sein de la vessie.

Fig. 4 : Modèle électrique du fonctionnement vésical.



R : résistance de l'urètre
 C : compliance de la vessie

Fig. 5



Modèle 0D

On utilise un modèle 0d basé sur un modèle électrique (figure 4) pour simuler le comportement de la pression vésicale au cours du remplissage. Le modèle prend en compte un débit Q , une résistance R qui représente la pression urétrale, ainsi qu'une compliance C qui représente la capacité du détrusor à se distendre pour accueillir l'urine dans la vessie. Lors du remplissage, le sphincter urétral étant fermé, on retrouve une résistance R élevée et donc la compliance C reçoit l'énergie. Elle permet de maintenir un niveau de pression raisonnable: la pression augmente lentement au cours du remplissage, jusqu'à atteindre un certain seuil qui correspond au volume maximal où la pression au sein de la vessie dépasse celle au sein des uretères (40 cmH₂O), ce qui va déclencher la vidange ou engendrer un reflux (figure 5). Sans cette compliance, la courbe obtenue aurait été une droite constante et croissante ($y=x$).

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. Ce modèle peut être appréhendé de deux manières différentes sur le plan mathématique : la méthode monolithique ou la méthode partitionnée. La première demande la résolution simultanée de la dynamique des fluides et des structures. La seconde traite de façon alternative le fluide et la structure: la résolution numérique peut alors être instable, en particulier lorsque la densité de la structure est très proche de celle du fluide. Dans notre travail préliminaire, la structure (le détrusor) était imposée. Nous cherchons par ces travaux un modèle d'interaction fluide-structure qui nous permettrait d'obtenir les mêmes résultats sans que cette dernière soit imposée. Nous avons essayé plusieurs modèles mais aucun ne nous a satisfait pour le moment. Le challenge étant de trouver un modèle d'interaction fluide-structure réversible (remplissage et vidange) sur deux échelles de temps complètement différentes.

Concernant le modèle 0 D, ses données de base sont issues de données cliniques. Ce modèle aide à simuler des situations pathologiques (hautes pressions vésicales, hypertonie sphinctérienne...). Il donne une idée de la compliance de la vessie dans les cas simples et dans les cas pathologiques.

CONCLUSION

Actuellement, la vidange est provoquée « par aspiration du fluide » et non par contraction du détrusor. Une piste serait d'exploiter notre modèle électrique (fig. 4). Nous cherchons actuellement un modèle d'interaction fluide/structure qui soit réversible pour pouvoir passer ensuite à un modèle de vessie en 3 dimensions. La difficulté étant de reproduire le mouvement réel et actif du détrusor.

PERSPECTIVES

Nous réalisons un maillage avec interaction fluide/structure selon la technique partitionnée (Splitting). Sur la figure 6a, la partie en rouge représente la vessie où « vit » le fluide et la partie noire représente la structure, le détrusor. Le bord commun à ces deux maillages est l'interface fluide-structure. Nous avons modifié les paramètres d'élasticité de la structure et avons obtenu les modèles de situations pathologiques présentées dans la figure 6 b.

Fig. 6a: Maillage



Fig. 6b : Modulation de l'élasticité de la structure

