

Sur une modélisation par éléments finis de l'interaction entre organes de la région pelvienne

Mohamed B. Boubaker⁽¹⁾, Mohamed Haboussi⁽¹⁾, Brice Collignon⁽¹⁾, Laurent Keros⁽²⁾, Jean-François Ganghoffer⁽¹⁾ & Pierre Aletti⁽²⁾

(1) L.E.M.T.A. U.M.R. 7563 E.N.S.E.M.
2 avenue de la forêt de Hayes, BP160, 54504 Vandoeuvre les Nancy CEDEX
bader.boubaker@ensem.inpl-nancy.fr

(2) Centre Alexis Vautrin
Avenue de Bourgogne 54511, Vandoeuvre Lès Nancy CEDEX

Résumé :

Ce travail concerne le développement par la méthode des éléments finis d'un modèle numérique du mouvement des organes pelviens (prostate, vessie, rectum) et leurs interactions. Le but recherché à travers cette modélisation est la réduction des marges d'irradiation du volume cible au cours d'une séance de radiothérapie - en déterminant l'emplacement de la prostate - afin de ne pas altérer les organes sains avoisinants. En effet, dans le cas particulier de la prostate, les marges sont importantes puisque celle-ci est en déplacement permanent sous l'influence de plusieurs facteurs.

Un premier modèle est construit en se basant sur la géométrie des organes pelviens générée à partir d'images scanner. Les conditions aux limites et les propriétés mécaniques sont définies et le maillage est réalisé. Des comparaisons entre les variations de forme et de position d'organes obtenues par simulation et les mesures effectuées par imagerie scanner ont permis d'asseoir la pertinence du modèle.

Abstract :

In the present paper, pelvic organ motions and interactions are modelled by the mean of Finite Element method. The purpose of the predictive model of the prostate motion is the shrinking of the margins around the clinical target volume (C.T.V.) while radiation therapy in order to keep away the neighboring organs from any hazardous radiation. Actually, if the C.T.V. is the prostate for instance (which is the case in our work), the margins are initially important due to the gland motion.

The model geometry is generated from scanner images. After that, boundary conditions, constitutive laws are defined and the meshing is processed. The numeric results are compared to experimental measures of the organ displacements, and the model relevance is thereby assessed.

Mots-clefs :

Organes pelviens ; Modélisation par éléments finis ; Radiothérapie

1 Introduction

Ce travail concerne le développement, par la méthode des éléments finis, d'un modèle numérique du mouvement des organes pelviens (prostate, vessie, rectum) et leurs interactions. Ce modèle prédictif devrait nous permettre une meilleure compréhension des facteurs influant sur le mouvement de ces organes et leurs localisations précises connaissant la déformation.

Le but ultime recherché par cette modélisation est la réduction des marges d'irradiation du volume cible – par la détermination de l'emplacement de la prostate – au cours d'une séance de radiothérapie, afin de ne pas altérer les organes sains avoisinants. En effet, dans le cas particulier de la prostate, les marges sont importantes puisque celle-ci est en déplacement permanent

sous l'influence des variations des volumes rectal, vésical et pulmonaire, et des contractions musculaires dans la zone du plancher pelvien. Un premier modèle qui s'appuie sur un travail expérimental mené au centre Alexis Vautrin et décrivant le mouvement des organes pelviens, a été implémenté dans le code de calcul Marc, selon les étapes suivantes :

1. Acquisition de la géométrie de ces organes dans une configuration de référence à partir de données issues de l'imagerie médicale. Celle-ci a fourni les enveloppes de ces organes et non les formes volumiques réelles.
2. Identifier les propriétés mécaniques, les lois de comportement des matériaux biologiques à étudier ainsi que les conditions aux limites auxquelles ils sont soumis. Dans une première approche, des valeurs approximatives de ces paramètres ont été considérées afin de pouvoir simuler numériquement les interactions entre organes (réplétions rectale et vésicale).
3. Incorporer les données précédentes dans un calcul mécanique, qui simule l'évolution des positions de chaque organe au cours du temps, lors d'une radiothérapie.

Des comparaisons entre les variations de forme et de position d'organes obtenus par simulation et les mesures effectuées par imagerie scanner ont permis d'asseoir la pertinence du modèle. Nous avons ainsi pu simuler numériquement l'effet du remplissage de la vessie et/ou du rectum, et l'impact de l'environnement sur les déplacements de la prostate.

2 État de l'art

2.1 Modélisation des organes pelviens : bibliographie

Il y a eu déjà plusieurs approches de modélisations du mouvement des organes de la région pelvienne. Mohamed Ashref et al. (2002) ont assimilé la région pelvienne à un volume homogène isotrope hyperélastique incompressible, là où baigne la prostate de petite volume ayant le même comportement, mais avec une élasticité initiale de 2 KPa, 10 fois moins de celle de l'entourage. Le rectum est modélisé par un cylindre, et les autres organes par des conditions aux limites.

Jessica Crouch et al. (2003) ont construit un modèle éléments finis 3D volumique avec un matériau supposé isotrope élastique linéaire quasi-incompressible (Module d'Young = 60 KPa et coefficient de Poisson = 0.495).

Dans une autre approche, E.F., Di Yan et al. (1999) ont généré le volume du rectum à partir des images coupes C.T. en tenant compte de sa paroi et de son épaisseur. Puis ils ont construit le modèle éléments finis en utilisant un comportement isotrope élastique linéaire et compressible (Module de Young $E = 0.5$ Pa et coefficient de Poisson = 0.3)

Le point commun de ces approches est la simplicité de la loi de comportement utilisée. Nous avons conservé ce cadre de modélisation dans une première approche, avec une loi de comportement qui est élastique isotrope. On note la variabilité importante des propriétés élastiques ; nous ferons alors une étude paramétrique des mouvements des organes, en variant le module d'Young.

2.2 Anatomie de la région pelvienne

La région pelvienne est une zone complexe (Fig. 1) où l'on trouve la prostate et les vésicules séminales en son centre, juste au dessous de la vessie et devant le rectum qui se situe dans la partie postérieure de la région. Le diaphragme uro-génitale et les glandes de Cowper résident à

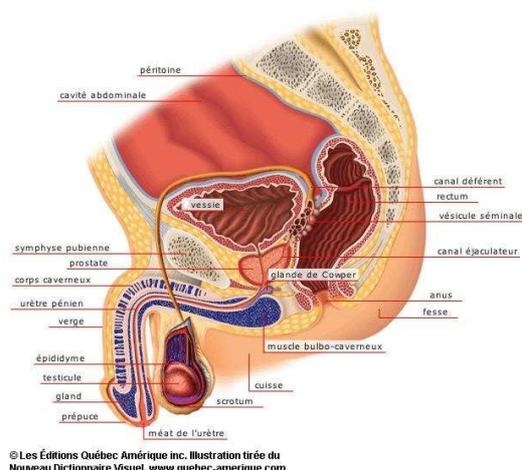


FIG. 1: Anatomie de la région pelvienne

la partie inférieure de l'ensemble. Enfin, l'os de pubis qui se trouve dans la partie antérieure du pelvis vient juste devant la prostate et dans la partie inférieure de la vessie.

Ces différents organes interagissent entre eux de manière concomitante. A cela s'ajoutent principalement l'action des poumons, les contractions des muscles du plancher pelvien et les mouvements des membres inférieures. Par conséquent, le mouvement de la prostate est multifactoriel, difficile à analyser et nécessite donc des hypothèses dans la modélisation.

En plus des interactions, les lois de comportements des organes pelviens ne sont pas facile à déterminer, vu la complexité de la composition des tissus biologiques. En effet, la caractérisation mécanique des tissus biologiques doit à priori tenir compte de l'hétérogénéité, de l'anisotropie et du caractère visqueux du matériau. Les compliances rectale et vésicale, les pressions internes exercés par des gaz, des selles ou des liquides et qui assurent la distension (réplétion) de ces organes sont difficiles à déterminer exactement.

3 Modélisation par éléments finis

3.1 Création du modèle E.F.

La génération du modèle met en oeuvre les étapes suivantes :

- Acquisition des images scanner de la région pelvienne d'un patient, fournies par le Centre Alexis Vautrin, (Nancy) et faire la délimitation (contour des organes : la prostate, le rectum et la vessie) par un expert ou par un programme ;
- Conversion des contours en un nuage de points contenant les coordonnées en 3D ;
- Transfert des nuages de points dans un logiciel CAO (Catia) et construction des géométries des organes ;
- Transfert des géométries dans un code Élément Finis : définition des conditions aux limites, des chargements, des surfaces de contact, des matériaux, du maillage.

3.2 Définition du modèle

Le premier modèle est surfacique 3D (coque) et il représente trois corps distincts, mais potentiellement en contact : la prostate, la vessie et le rectum (Fig. 2).

L'élément choisi est une coque de forme triangulaire avec une épaisseur de 5 mm.

La loi de comportement adoptée est celle d'un matériau élastique, isotrope, compressible.

Le module d'Young est de l'ordre de 0.5 MPa pour les trois organes générés ; le coefficient de Poisson vaut 0.3.

N.B. Le choix de la compressibilité est inspiré des propriétés du silicone, soit un matériau synthétique dont on pense qu'il se rapproche des tissus biologiques. La valeur du module d'Young (5 MPa celle du silicone) est cependant largement supérieure à celle des tissus mous. Par suite, on a choisi un module dix fois plus petit, dans l'attente des données expérimentales plus précises

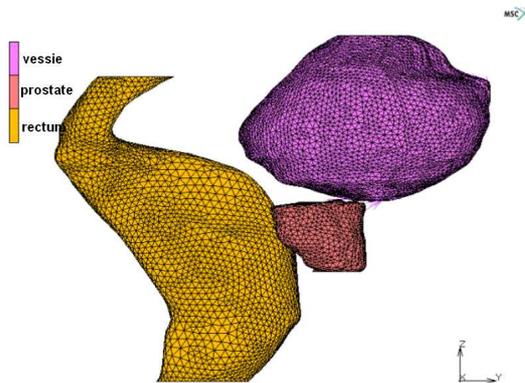


FIG. 2: modèle créé et maillé

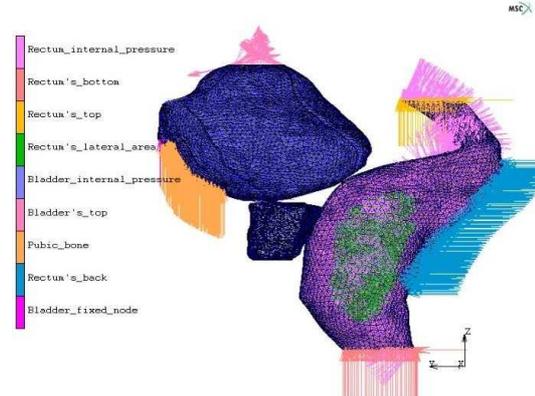


FIG. 3: Les conditions aux limites du modèle

Les conditions aux limites sont modélisées (Fig. 3) fidèlement à l'anatomie telle qu'elle est décrite pour la région pelvienne dans le paragraphe 2. Les pressions internes rectales et vésicales sont appliquées d'une façon monotone de 0 à 10 KPa.

3.3 Simulations

Le calcul est effectué en variant la valeur du module élastique qui joue le rôle d'un paramètre : les simulations ainsi effectuées (Fig. 4) reproduisent le mouvement de la région pelvienne sous l'effet des réplétions rectale et vésicale et des autres conditions aux limites cinématiques.

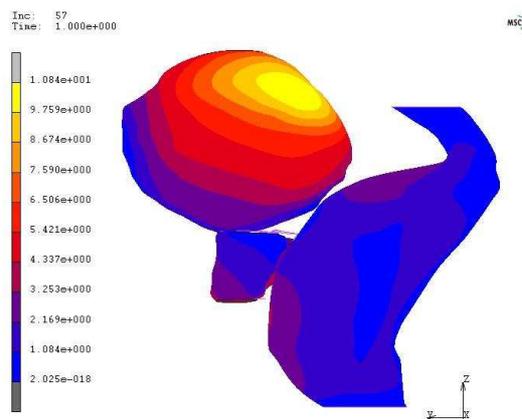


FIG. 4: Les déplacements

Les résultats numériques sont comparés aux mesures expérimentales (voir tableau 1).

Plus le module de Young est petit (on se rapproche plus de l'élasticité réelle des tissus biologiques), plus on se rapproche des valeurs expérimentales des déplacements trouvées par Laurent Keros et al. (2005) dans une étude antérieure.

Zone du déplacement			Déplacements (mm)			
			Simulation numérique			Mesures de Laurent Keros
Organes	Noeud	Face (de l'organe)	E=0,5MPa	E=0,4MPa	E=0,3MPa	
Vessie	5655	haut de la vessie	2,42	2,78	3,94	8,00
Prostate	3250	inféro-postérieur	4,23	4,91	7,02	8,00
	3390	inféro-antérieur	3,80	4,57	6,62	7,00
Rectum	680	Antérieur	3,54	4,43	6,08	9,00
	1930	Postérieur	3,38	4,23	5,82	7,00

TAB. 1: Evaluation des déplacements des organes dans la simulation numérique et par les mesures expérimentales de Laurent Keros sur une personne défunte

4 Discussion

Le travail de modélisation mené jusque là a pour but d'étudier la faisabilité d'un modèle prédictif qui réponde à l'attente des radiophysiciens. On peut juger notre premier modèle comme satisfaisant puisqu'il a permis de :

- confirmer la faisabilité d'une création des géométries 3D à partir d'images scanner (Computed Tomography C.T. scan) ou d'images IRM (Imagerie par Résonance Magnétique),
- simuler les réplétions vésicale et rectale,
- déterminer ses limitations en vue de créer des modèles plus fins.

Le modèle construit a plusieurs limitations qui sont citées ci-dessous.

1. loi de comportement

Le même comportement élastique isotrope compressible est utilisé pour les trois organes.

Cependant, les tissus biologiques mous, tels que le cerveau, les reins, la prostate, sont des matériaux viscoélastiques non-linéaires anisotrope et quasi-incompressibles compte tenu des teneurs en eau (environ 80% du poids) (Fung (1993)). Des modèles hyperélastiques tels que le modèle d'Ogden et le modèle de Mooney Rivlin sont utilisés pour représenter les lois de comportements hyperélastiques (Ogden (1984)).

Dans la littérature, plusieurs approches expérimentales ont été faites afin de caractériser le comportement mécaniques de quelques tissus biologiques mous. Ainsi, Qiao et al. (2005) ont montré l'orthotropie et l'hyperélasticité de la paroi rectal d'un porc. Krouskop et al. (1998) ont prouvé l'hétérogénéité de la prostate suite à une excitation mécanique vibratoire, et un comportement différent du tissu pathologique tumoral. Erkamp et al. (2000) ont mis en évidence l'hyperélasticité de la prostate.

A la lumière de ces résultats, il est nécessaire d'identifier les lois de comportements des organes pelviens à partir des données expérimentales adéquats.

2. Les conditions aux limites

D'après l'avis d'un urologue, (CHU Nancy), les conditions aux limites cinématiques doivent être optimisées en bloquant la prostate en bas et en modifiant les contacts prostate/vessie et rectum/vessie.

3. Les interactions

Notre modèle ne prend pas en compte toutes les interactions décrites par Laurent Keros et al. (2005) : en effet, la respiration, les contractions des muscles pelviens, les mouvements des

membres inférieures affectent d'une façon non-négligeable l'emplacement de la prostate. Il sera nécessaire de modéliser ces interactions dans l'avenir.

4. La géométrie

Le modèle créé est surfacique et ne reflète pas la réalité, notamment en ce qui concerne la prostate. Par conséquent, il sera préférable d'adopter un volume plein pour cette glande.

5 Conclusions et perspectives

Ce premier modèle est assez satisfaisant, mais il nécessite d'être amélioré en lui apportant les modifications mentionnées ci-dessus.

L'objectif, à long terme, est de mettre en oeuvre un logiciel de planification intégré à la radiothérapie qui permettra d'estimer les marges adéquates ainsi que les configurations pelviennes pour suivre les mouvements de la prostate. On identifiera le comportement mécanique des organes par des essais adéquats. Les validations des simulations seront menées en collaboration avec le Centre Alexis Vautrin.

Références

- Crouch J., Pizer S., Mageras G., Cohen G., Zaider M., Joshi S., Chaney E., Validation of method for non-rigid registration of prostate images using finite element analysis.
- Fung Y.-C., 1993. Biomechanics ; Mechanical properties of living tissues. *Springer-Verlag*.
- Keros L., octobre 2005. Evaluation du mouvement et des interactions des organes de la région pelvienne ; conséquences dosimétriques en radiothérapie externe et modélisation. *Ph.D. thesis, Université Paul Sabatier*.
- Ashref M., Davatzikos C., Taylor R., 2002. A combined statistical and biomechanical model for estimation of intra-operative prostate deformation. In : *Proceedings, fifth International Conference on Medical Image computing and Computer assisted Intervention MICCAI*. pp. 452 – 460.
- Ogden R., 1984. Non-linear elastic deformations. *Dover*.
- Qiao Y., Pan E., Chakravarthula S., Liang F.H.J., Gudlavallet S., 2005. Measurement of mechanical properties of rectal wall. *Journal of Materials Science : Materials in Medicine* **16**, 183 – 188.
- Krouskop T.A., Wheeler T.M., Kallel F., et al, 1998. Elastic modulus of breast and prostate tissues under compression. *Ultrasonic Imaging* **20**, 260 – 274.
- Yan D., Jaffray D.A., Wong J.W., 1999. A model to accumulate fractionated dose in a deforming organ. *International Journal : Radiation Oncology biol. Phys.* **44 - 3**, 665 – 675.
- Erkamp R.Q., Emelianov S.Y., Skovoroda A.R., Chen X., O'Donnell M., 2000. Exploiting strain-hardening of tissue to increase contrast in elasticity imaging. In : *IEEE Ultrasonics Symposium*. pp. 1833-1836.