



HAL
open science

Simulation personnalisée de l'accouchement pour la prédiction des risques lésionnels du plancher pelvien

Guillaume Dufaye, Zoltan Csati, Jean-François Witz, Pauline Lecomte-Grosbras, Michel Cosson, Chrystèle Rubod, Olivier Mayeur

► To cite this version:

Guillaume Dufaye, Zoltan Csati, Jean-François Witz, Pauline Lecomte-Grosbras, Michel Cosson, et al.. Simulation personnalisée de l'accouchement pour la prédiction des risques lésionnels du plancher pelvien. 15ème colloque national en calcul des structures, Université Polytechnique Hauts-de-France [UPHF], May 2022, 83400 Hyères-les-Palmiers, France. hal-03717710

HAL Id: hal-03717710

<https://hal.science/hal-03717710v1>

Submitted on 8 Jul 2022

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.

Simulation personnalisée de l'accouchement pour la prédiction des risques lésionnels du plancher pelvien

G.Dufaye¹, Z.Csati¹, J.Witz¹, P.Lecomte-Grosbras¹, M. Cosson^{1,2}, C.Rubod^{1,2}, O.Mayeur¹

¹ Univ. Lille, CNRS, CentraleLille, UMR 9013- LaMcube - Laboratoire de Mécanique, Multiphysique, Multiéchelle, F-59000 Lille, France

² Service de chirurgie gynécologique - CHU Lille - F-59000 Lille, France

Résumé — L'objectif de cette étude est de réaliser un modèle de simulation numérique de l'accouchement qui soit basé sur une géométrie patiente spécifique, permettant d'obtenir les niveaux de déformations subis par la parturiente et le fœtus en fonction des différents scénarios de présentation céphalique. Pour cela l'originalité de la méthode repose sur l'application de conditions limites de Neumann et de Dirichlet pour l'expulsion de la tête, permettant d'observer les énergies mises en jeu par l'accouchement tout en laissant la possibilité de choisir le scénario de positionnement.

Mots clefs — Eléments finis, Patient spécifique, Hyperélastique

1. Contexte

Si la naissance est un événement courant dans une maternité avec un taux de complication relativement faible, elle n'en demeure pas moins unique et malgré plus de 750 000 naissances par an en France les traumatismes physiques ou psychiques postpartum sont fréquents avec 20% de douleurs chroniques, 5% d'incontinence et 20% de dépression. Si les causes de ces traumatismes peuvent être multiples, les avancées en science pour la santé peuvent aider à mieux comprendre et prédire les risques lésionnels afin d'améliorer l'information et la prise en charge de la parturiente et du nouveau-né. Dans ce couple parturiente/fœtus, ces lésions sont fonctions de la taille de la tête fœtale, notamment le diamètre bipariétal, ainsi que de l'anatomie de la parturiente. La recherche sur ce sujet a déjà montré l'utilité de la simulation numérique à travers des modèles numériques aux approches variés [1] [2] [3] [4], prenant en compte le fœtus entier ou la tête seule, ainsi que différentes représentations de l'anatomie de la parturiente (bassin, muscles, organes, etc.). Les risques lésionnels sont ainsi intrinsèquement liés à la géométrie des structures mais aussi aux types de présentations du fœtus et aux différents scénarios d'accouchement. La présentation de cette tête fœtale par rapport au plan coronal influence également grandement sur l'accouchement [5], on peut cependant noter une prédominance de présentation céphalique en occipito-iliaque gauche antérieure (57%) et occipito-iliaque droit postérieur (33%) [6]. Un praticien peut déterminer par un toucher vaginal ou par échographie la présentation et variété de position de la tête fœtale lors du travail précédent l'accouchement, permettant de proposer un scénario d'accouchement pertinent pour une simulation numérique personnalisée qui pourrait être prédictive suivant le temps de calcul.

Bien que le muscle élévateur de l'anus (LAM) joue un rôle primordial sur la cinématique de l'accouchement et que les lésions se localisent principalement sur les muscles périnéaux, les études précédemment citées ne prennent en compte qu'une description incomplète des muscles et des ligaments. Disposer d'un modèle géométrique complet permettrait de réaliser des évaluations prédictives par la simulation éléments finis personnalisée de scénarios d'accouchement. Ainsi, l'objectif de cette étude est d'évaluer les contraintes et déformations des muscles périnéaux maternels en fonction de la taille et de la variété de présentation de position de la tête fœtale.

Pour cela, une modélisation géométrique tridimensionnelle de la patiente a été réalisée à partir des images IRM. Le modèle est entièrement paramétré par des distances caractéristiques identifiées sur les images IRM de chaque patiente. L'actualisation de ces paramètres permet de déformer un modèle générique des muscles pelviens permettant de reconstruire un modèle géométrique tridimensionnel intégrant les spécificités géométriques de la patiente considérée. Ce modèle fait comprendre le bassin osseux et l'ensemble des muscles périnéaux (figure 1).

Pour prédire le risque lésionnel il est nécessaire d'étudier le couple patiente/fœtus. Les études réalisées dans la littérature modélisent généralement la tête fœtale comme un solide rigide bien que les fontanelles ne soient pas encore soudées. Dans cette étude, le modèle de tête fœtale est considéré déformable avec une prise en compte des fontanelles avec une paramétrisation de la taille de la tête et du sens de présentation. La simulation de l'accouchement est ensuite réalisée à partir d'un pilotage en effort imposé sur la tête [7].

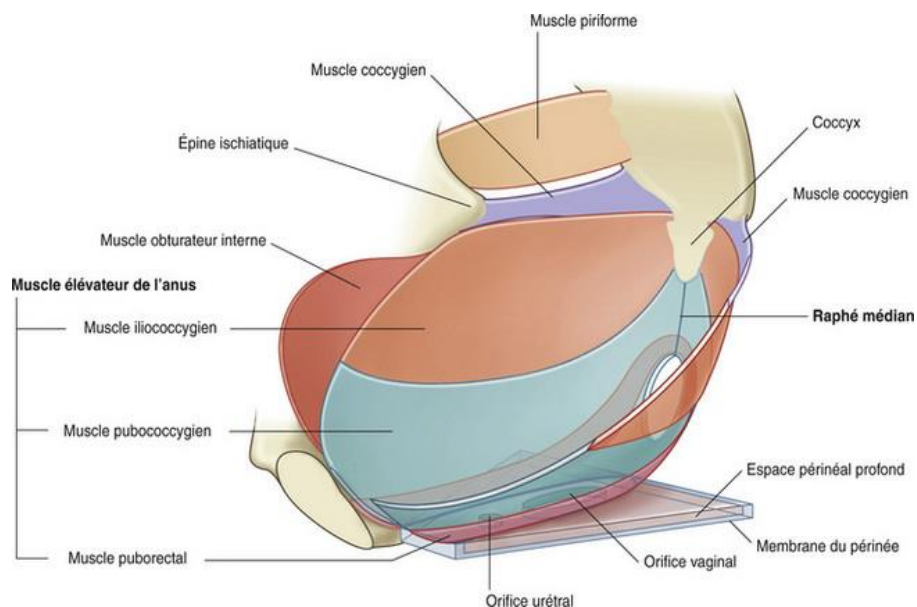


Figure 1 : Muscles du plancher pelvien (extrait de [8])

2. Matériel et méthode

2.1 Modélisation géométrique paramétrée et modèle éléments finis

Les géométries spécifiques des patientes sont basées sur la paramétrisation de grandeurs mesurables sur l'imagerie. Cette approche consiste à adapter sur mesure, de manière semi-automatique, un modèle numérique de la patiente à partir de quelques paramètres mesurés sur les images IRM. Cette méthodologie permet d'obtenir directement des surfaces non facetisées [6][9] contrairement aux méthodes classiquement employées de reconstruction 3D à partir de segmentation d'images médicales. Le modèle géométrique est ainsi directement compatible pour la simulation par éléments finis. La précision de nos modèles surfaciques semi-automatiques a été comparée à des modèles de reconstructions manuelles 3D afin de valider notre approche [10].

Les surfaces ont été discrétisées par des éléments de type membrane comme le montre la figure 2.

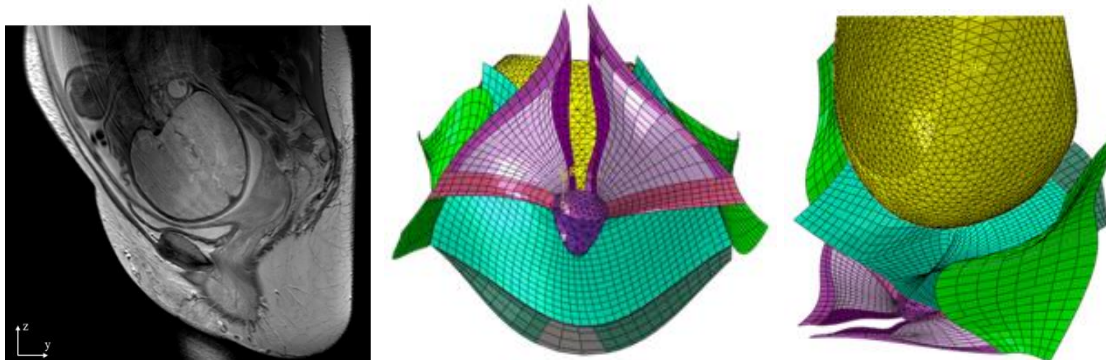


Figure 2 : Image IRM, maillage du plancher pelvien, du LAM et de la tête fœtale.

2.2 Modèle mécanique

Les tissus pelviens présentent un comportement hyper-élastique [11] et subissent de grandes déformations, en particulier lors de l'accouchement. Un comportement hyper-élastique isotrope de type Yeoh a été considéré en première approximation dont la densité d'énergie est définie ci-dessous:

$$W = \sum_{i=1}^3 C_i (I_1 - 3)^i + D(J - 1)^2$$

Où C_i est une constante du matériau, I_1 le premier invariant du tenseur de Cauchy-Green gauche et D le module de compressibilité et correspond en petites déformations à $C_1 = \frac{1}{2}G$ avec $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$, enfin $J = \det(\bar{F})$ où \bar{F} est le tenseur gradient de la déformation.

L'anisotropie de comportement des muscles, leurs variations d'épaisseurs, sont en cours d'implémentation et d'étude d'influence. Les propriétés mécaniques actuellement utilisées ont déjà fait l'objet de publication [6], cependant des études paramétriques présentant leurs influences sont en cours.

2.3 Conditions limites et contact

Lors du calcul explicite les étapes menant à l'expulsion sont décomposées comme suit : poussée durant 500s, rotation de la tête durant 500s suivant le scénario choisi et les éventuelles interventions de l'équipe mécanique (via forceps notamment), puis une poussée finale durant 500s de nouveau, l'influence de ces temps de poussées est également en cours d'études. Afin de représenter la poussée exercée par la parturiente lors de l'accouchement, une pression $P = 0.1\text{kPa}$ est appliquée au niveau de la nuque du fœtus, conformément aux relevés habituellement utilisés et mesurés dans la littérature [7]. Le contact est supposé parfait sans frottement. Le plancher pelvien est quant à lui encastré sur les parties osseuses, comme au niveau du pubis ou du bassin (Figure 1-2).

3. Résultats

On observe des gradients de déformations lors du passage de la tête fœtale. Ces concentrations se localisent autour du centre tendineux (figure 3), qui est une zone de lésion potentielle. Les travaux en

cours tendent à étudier l'influence de l'anisotropie sur les concentrations de contraintes et de comparer ces résultats à un critère lésionnel.

En outre l'approche consistant à ne pas imposer de trajectoire permet une évaluation du niveau de pression nécessaire au passage d'une tête pour une géométrie donnée. Enfin le crâne déformable en cours de développement, ainsi que la possibilité de placer ce dernier suivant différentes orientations permet de trouver une trajectoire optimum minimisant les énergies en jeu.

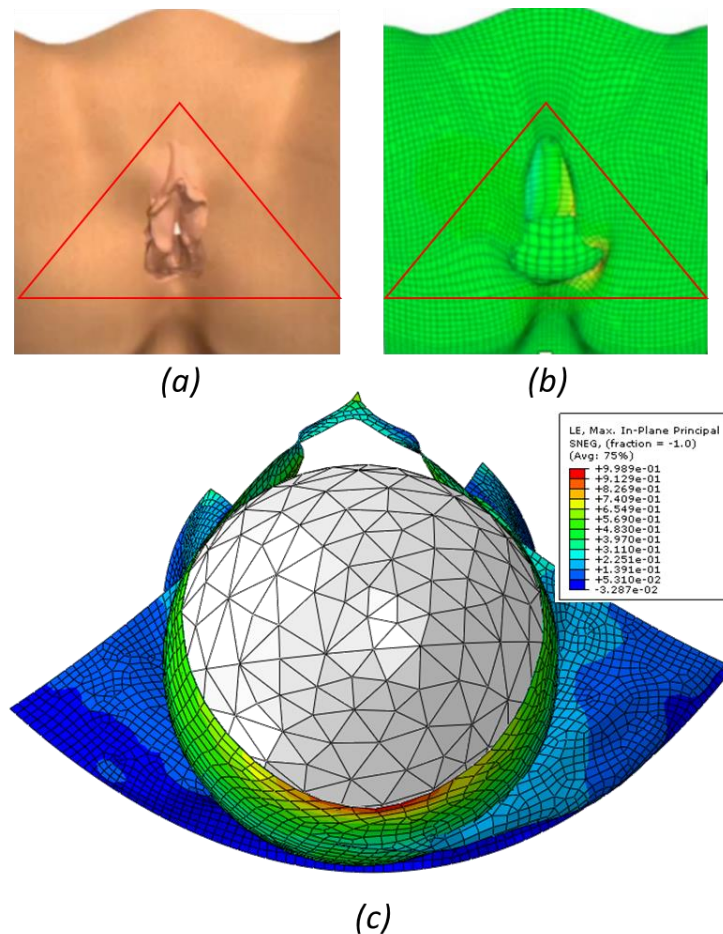


Figure 3 : cartographie des déformations du plancher pelvien suivant un scénario d'accouchement avec (a) la vulve (b) le maillage et (c) les déformations du plancher pelvien au moment du passage de la tête fœtale

4 Limites et discussion

Les résultats de simulations montrent des résultats encourageants sur la capacité de l'approche à simuler le passage de la tête fœtale pour une prédiction personnalisée du risque de lésion lors de l'accouchement. Cependant, il existe peu de données sur les propriétés mécaniques du plancher pelvien en particulier au cours de la grossesse. Par ailleurs l'anisotropie de comportement des muscles, leurs variations d'épaisseurs, sont en cours d'implémentation et d'étude d'influence. Les énergies en jeu sont également grandement influencées par les propriétés mécaniques du plancher et de la tête, ce qui influence bien entendu la valeur de la pression nécessaire à l'expulsion.

De la même manière l'hypothèse de contact parfait est à valider et l'influence d'un coefficient non nul devrait être quantifiée.

Il faut cependant noter que l'emploi de propriétés mécaniques précises, corrélé par les pressions appliquées en condition limite pour permettre l'éjection, permettra l'utilisation de critères lésionnels pertinents pour la prédiction d'un accouchement eutocique.

L'ensemble de cette approche doit être validé par une confrontation avec des données médicales de patientes pour confronter les prédictions simulées à l'accouchement réel.

Remerciement :

Cette étude a été réalisée dans le cadre du projet Start'Airr Mater financé par L'I-SITE Université Lille Nord-Europe et la région Hauts de France. Cette étude utilise les ressources informatiques du Pôle AIP-PRIMECA Nord pas de Calais.

Références

- [1] M. Baillet, E. Promayon, F. Zara, Modèles biomécaniques pour la simulation interactive de l'accouchement, Mémoire de Thèse, HAL Id: tel-01158380, 2014
- [2] D. Jing, J. A. Ashton-Miller, J. O.L. DeLancey, A subject-specific anisotropic visco-hyperelastic finite element model of female pelvic floor stress and strain during the second stage of labor, *Journal of Biomechanics* 45 455–460, elsevier, 2012
- [3] D. Oliveira, M. P.L. Parente, B. Calvo, T. Mascarenhas, R. M. Natal Jorge, Numerical simulation of the damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth , *Journal of Biomechanics* 49 594–601, elsevier, 2016
- [4] L. Havelkova, L. Krofta, P. Kochova, V. Liska, V. Kalis, J. Feyereisl. Persistent occiput posterior position and stress distribution in levator ani muscle during vaginal delivery computed by a finite element model
- [5] J.P. Schaal. Mécanique et Techniques Obstétricales. Sauramps Médical, 2007. ISBN 9782840234715.
- [6] O. Mayeur, E. Jeanditgautier, J.F. Witz, P. Lecomte-Grosbras, C. Rubod, M. Cosson, M. Brieu. Evaluation of strains on levator ani muscle: damage induced during delivery for a prediction of patient risks, *Computational Biomechanics for Medicine*, 135-146, 2017.
- [7] R. Buttin, F. Zara, B. Shariat, T. Redarce, G. Grangé. Simulation biomécanique de la descente foetale sans trajectoire théorique imposée. *Revue Électronique Francophone d'Informatique Graphique*, Volume 5, Numéro 2, pp. 1–13, 2011.
- [8] Gray's Anatomie - Le Manuel pour les étudiants, p. 421, Fig. 5.7
- [9] Z. Jiang, O. Mayeur, J.F. Witz, P. Lecomte-Grosbras, J. Dequidt, M. Cosson, C. Duriez, M. Brieu. Virtual image correlation of magnetic resonance images for 3D geometric modelling of pelvic organs. *Strain* Volume 55, Issue3, 2019.
- [10] Z. Jiang, O. Mayeur, L. Patrouix, D. Cirette, J.F. Witz, J. Dumont, M. Brieu , Patient-Specific Modeling of Pelvic System from MRI for Numerical Simulation: Validation Using a Physical Model. In: M. Nash, P. Nielsen, A. Wittek, K. Miller, G. Joldes. *Computational Biomechanics for Medicine*. Springer, 2019, p19-30.
- [11] C. Rubod, M. Brieu, M. Cosson, G. Rivaux, J.C. Clay, L. de Landsheere, B. Gabriel. Biomechanical properties of human pelvic organs. *Urology*. Epub 2012.