

Simulation biomécanique de la descente foetale sans trajectoire théorique imposée

R. Buttin^{1,2}, F. Zara¹, B. Shariat¹, T. Redarce² et G. Grangé³

¹ Université de Lyon, CNRS, Université Lyon 1, LIRIS, équipe SAARA, UMR5205, F-69622, France

² Université de Lyon, CNRS, INSA de Lyon, Laboratoire Ampère, UMR5005, F-69621, France

³ Maternité Port Royal, Groupe Hospitalier Cochin - Saint Vincent De Paul, F-75679, France

Résumé

A l'heure actuelle, le geste médical de l'accouchement est appris par les obstétriciens en réalisant de réels accouchements sous l'oeil attentif d'un expert. Ce geste devient plus compliqué lors des accouchements instrumentés, c'est-à-dire nécessitant l'utilisation de forceps ou de ventouses. L'utilisation d'un simulateur d'accouchement polyvalent prenant en compte différents cas anatomiques et pathologiques permettrait ainsi de compléter la formation des obstétriciens en améliorant la prise en charge de la parturiente. La réalisation d'un tel outil d'apprentissage peut reposer sur une partie logicielle, permettant la visualisation du comportement du fœtus en interaction avec les organes de la parturiente (utérus, abdomen, bassin mou et osseux), et le calcul des efforts produits. Notons qu'en dehors des simulateurs basés sur un mannequin robotisé, qui sont disponibles dans le commerce, très peu d'outils de formation basés sur le calcul numérique des efforts produits ont été élaborés. Et malheureusement, tous ces simulateurs évaluent les forces d'expulsion de l'accouchement en imposant une trajectoire foetale pré-calculée. Ils ont ainsi des possibilités assez limitées et ne répondent pas aux exigences de polyvalence décrites ci-dessus. Par ailleurs, de nombreux travaux de recherches visent à simuler avec précision les effets de l'accouchement sur le dysfonctionnement du plancher pelvien et sur le prolapsus des organes, en se concentrant notamment sur les dommages causés aux muscles releveurs de l'anus. Mais ces modèles basés sur la méthode des éléments finis, ne prennent pas en considération l'ensemble des organes pelviens impliqués dans le processus de l'accouchement.

Pour concilier l'exactitude des résultats et des temps de calcul interactifs, nous proposons une approche qui se situe entre les deux classes de travaux décrits ci-dessus afin d'effectuer une simulation réaliste de la descente du fœtus au cours de l'accouchement. Dans cet article nous présentons la première étape de ce travail en mettant l'accent sur la modélisation géométrique et biomécanique des principaux organes impliqués. A ce stade, afin de vérifier l'exactitude de notre hypothèse, nous utilisons la méthode des éléments finis, en raison de sa fiabilité, sa précision et sa stabilité. La prochaine étape de notre travail portera sur l'optimisation de la simulation numérique pour obtenir du temps interactif afin de permettre son couplage avec un dispositif haptique.

Mots clé : Simulateur médical, accouchement, modèle biomécanique, simulation 3D.

1. Introduction

A l'heure actuelle, le geste médical de l'accouchement est appris par les jeunes obstétriciens en réalisant, sous l'oeil attentif d'un expert, de réels accouchements. Ce geste devient plus compliqué lors des accouchements instrumentés, c'est-à-dire nécessitant l'utilisation de forceps ou de ventouses. Une enquête du réseau AURORE (Association des Utilisateurs du Réseau Obstétrico-pédiatrique REgional) de la région Rhône-Alpes a mis en évidence le nombre de

complications liées à l'utilisation de ces forceps ou ventouses [DSR⁺03]. Il apparaît que sur les 4589 accouchements, près de 150 ont engendré des lésions légères ou plus sérieuses chez le nouveau-né. De plus, près de 90% des médecins ayant participé à cette enquête approuvent l'utilisation d'outils de simulation de gestes médicaux pour la formation des jeunes médecins. En effet, l'utilisation de ces outils d'apprentissage compléterait la formation des obstétriciens en améliorant la prise en charge de la parturiente.

Actuellement de nombreux simulateurs d'accouchement existent. Ils permettent l'apprentissage des gestes nécessaires pour un accouchement instrumenté, dans les cas les

plus répandus. Leur interface haptique est généralement composée de plusieurs pièces articulées (mannequins représentant le pelvis et la tête foetale) qui sont commandées par des moteurs (ou actionneurs), permettant au final la simulation de l'interaction du foetus avec les organes de la parturiente et l'obstétricien. Ainsi, ces dispositifs haptiques permettent de générer des forces résistantes, reproduisant une sensation semblable à celle ressentie par le praticien au cours d'un accouchement. Certains de ces outils permettent plus spécifiquement l'apprentissage de l'utilisation de forceps [MPS⁺07]. D'autres simulateurs sont conçus pour représenter des événements spécifiques responsables de risques et de séquelles chez les nouveau-nés. A titre d'exemple, le dispositif mis en place à l'hôpital Hopkins est orienté vers la simulation de la dystocie de l'épaule [KTM⁺05, All07]; le simulateur Noelle commercialisé par Gaumard, offre un système anthropomorphe robotisé complet, incluant des détails tels que le battement cardiaque du foetus [EEV03].

Cependant, si nous cherchons à mettre en place des scénarios d'apprentissage à différents niveaux de difficultés, pour des cas complexes voire pathologiques, ces outils montrent rapidement leurs limites. Il serait alors intéressant de développer un outil plus adapté, permettant notamment la prise en compte de la morphologie de la parturiente et du foetus. Un tel outil comporterait deux aspects : (1) une partie logicielle basée sur les techniques de la Réalité Virtuelle, portée sur la simulation numérique du processus d'accouchement ; (2) une interface haptique. La mise en place de la partie logicielle passe par la définition d'un modèle biomécanique permettant la prise en compte des différentes structures anatomiques et morphologiques du foetus et de la parturiente, correspondant à différents cas pathologiques. En 2010, un état de l'art a été présenté sur le domaine [LKNN10b] mettant en avant deux classes de simulateurs :

- les simulateurs du pelvis visant à estimer le dysfonctionnement des organes du plancher pelvien, le prolapsus d'organes ou les blessures induites par l'accouchement. Habituellement, ces simulateurs effectuent une modélisation biomécanique détaillée des muscles releveurs de l'anus afin de simuler lors de la phase de travail leur interaction avec une tête foetale rigide.
- les simulateurs d'accouchement basés sur une modélisation biomécanique très simplifiée de l'appareil génital féminin et du foetus. Ici, les forces expulsives sont approximées en imposant des conditions aux limites cinématiques sur la tête du foetus, imitant ainsi la réalité.

Notre objectif est de développer un simulateur d'accouchement paramétrable et polyvalent permettant la proposition de différents scénarios à différents degrés de difficultés. Cependant, nous ne cherchons pas à obtenir une simulation très précise, mais plutôt une simulation convaincante. Malheureusement, les « simulateurs de pelvis » basés sur des modèles biomécaniques ont pour objectif de créer des modèles précis et complexes, au détriment d'un temps de calcul

relativement long. En outre, ils ne considèrent pas tous les organes pelviens impliqués dans le processus de l'accouchement, mais se focalisent sur un organe en particulier. A l'opposé, « les simulateurs d'accouchement » existants sont simplistes et ne tiennent pas correctement compte des conditions aux limites. C'est pourquoi, afin de remplir nos objectifs, nous proposons une approche qui se trouve entre les deux catégories de simulateurs mentionnées ci-dessus. Elle est basée sur un modèle biomécanique simplifié, mais réaliste de tous les organes impliqués dans la deuxième phase de l'accouchement, permettant le calcul des contraintes générées par la descente du foetus, guidée par les contractions cycliques de l'utérus et les poussées abdominales. Les résultats de ce calcul seront envoyés à un dispositif haptique en interaction avec l'apprenti (BirthSIM [SPR⁺04, Mor07, DDD⁺03]).

La première étape de notre démarche est d'assurer le degré de faisabilité de la partie numérique afin d'obtenir une simulation suffisamment réaliste de la seconde phase de l'accouchement. En conséquence, nous proposons dans cet article un modèle biomécanique de l'appareil génital féminin (utérus, abdomen, bassin) en interaction avec le foetus sur la base de la mécanique des milieux continus. La trajectoire foetale au cours de l'accouchement résulte ainsi des interactions qui se produisent entre le foetus et les organes de la parturiente, ainsi que les efforts produits par les contractions et les poussées maternelles, également modélisées. Pour la résolution des équations constitutives, la méthode des éléments finis (MEF) a été choisie en raison de sa stabilité et sa précision, nous permettant de vérifier la pertinence de notre approche. La deuxième étape de ce travail portera sur l'optimisation de notre méthode afin d'obtenir des performances en temps réel.

Ce papier est organisé comme suit. La section 2 présente un état de l'art sur les simulateurs d'accouchement, et plus particulièrement sur les modèles biomécaniques déjà développés dans ce contexte. Dans la section 3, notre modèle de la deuxième phase de l'accouchement est présenté. Pour chaque organe, son anatomie fonctionnelle et ses modèles géométrique et biomécanique sont décrits. Dans la section 4, nous présentons les résultats obtenus, en analysant le comportement des organes au cours de la simulation. Enfin, la section 5 présente la conclusion et les perspectives de nos travaux.

2. Etat de l'art

L'utilisation de simulateurs pour la formation est d'usage dans de nombreux domaines tels que l'aéronautique [Muf85], mais également en médecine, que ce soit en tant qu'outil instructif de gestes médicaux ou encore d'aide lors d'opérations [ALTV06, Cak03, CDC⁺96, DRM⁺95, ZBD⁺03]. Dans le domaine de la gynécologie et de l'obstétrique, un état de l'art complet sur les simulateurs d'apprentissage existants a été proposé par Gardner [Gar07, GR08]. Une étude plus spécifique à la modélisation de l'ac-

couchement a été réalisée par Li [LKNN10b] en 2010. En outre, en 2002 Letterie [Let02] a exploré la possibilité de l'utilisation de la Réalité Virtuelle pour la formation en gynécologie obstétrique et en a conclu que la Réalité Virtuelle est une méthode potentiellement utile à cette fin.

Le premier simulateur basé sur la Réalité Virtuelle fut réalisé par Boissonnat et Geiger en 1993 [BG93, Gei93]. Le modèle proposé permet de régler différents paramètres géométriques comme la morphologie du bassin ou du foetus. L'objectif de ce simulateur (dépourvu de système de retour haptique et donc d'interaction avec l'utilisateur), n'était pas de former mais d'effectuer un pronostic de l'accouchement en effectuant une simulation de la descente du foetus guidée par une trajectoire imposée. Ainsi, la simulation proposée, suivant une trajectoire théorique imposée, ne tient pas réellement compte de la morphologie des organes.

En 2004, un simulateur couplant un modèle virtuel du foetus et du bassin à un retour haptique (système trois axes) représentant la main du praticien a été réalisé par Kheddar [KDB⁺04]. De façon similaire, Obst *et al.* [OBR04] ont proposé un simulateur basé sur la modélisation biomécanique de l'accouchement. Là encore, dans ces deux modèles les conditions aux limites ne sont pas réalistes et la simulation est basée une trajectoire imposée de la tête du foetus, ne permettant pas la prise en compte de plusieurs types de morphologies ou de cas pathologiques recensés. Or, nous pensons que cet objectif est essentiel pour la réalisation d'un simulateur afin de reproduire différents scénarios types pour la formation.

Par ailleurs, de nombreuses études ont été menées pour déterminer aussi précisément que possible, la déformation de la tête foetale ou les blessures des muscles du plancher pelvien au cours de la deuxième phase du travail [LKNN10b]. Comme indiqué précédemment, ces modèles ne tiennent pas compte de l'ensemble du processus de l'accouchement, mais ils fournissent de précieuses informations sur les aspects fonctionnels et biomécaniques de quelques organes ciblés. Nous présentons ici un aperçu de quelques unes de ces études. En 2001, Lapeer *et al.* [LP01] ont présenté un modèle non linéaire statique par éléments finis de la déformation du crâne du foetus, soumis aux pressions exercées par le col de l'utérus au cours de la première phase du travail. Ce modèle permet l'évaluation de la biomécanique de la déformation de la tête foetale en utilisant un modèle théorique de pressions intra-utérines et de pressions du col de l'utérus sur la tête du foetus. Lapeer [LCV04] a également présenté en 2004 une plateforme de réalité augmentée basée sur une simulation d'accouchement instrumenté (avec forceps). Le but était de placer un forceps réel, traqué par des marqueurs optiques passifs, autour d'une tête foetale virtuelle. Le contact entre le crâne virtuel et le forceps est alors détecté et visible sur le simulateur. Puis, en 2005, il a testé la faisabilité d'un modèle de contact mécanique temps réel pour décrire l'interaction entre l'instrument

et la tête du foetus [Lap05]. Il a conclu qu'un modèle dynamique explicite pour calculer la déformation des principaux os du crâne du foetus, ou un modèle quasi-statique pour calculer la déformation de l'intégralité de la tête foetale peut atteindre des performances en temps réel.

Martins *et al.* [MPP⁺07, RRM⁺04] ont proposé une simulation des muscles releveurs de l'anus (MRA) permettant l'observation des dysfonctionnements du plancher pelvien. Un modèle élément fini utilisant la loi de comportement de Neo-Hooke a été proposé pour les MRA. Ces muscles ont été considérés comme quasi-incompressibles et isotropes avec un sens unique pour la fibre musculaire. Les propriétés des matériaux des muscles du plancher pelvien ont été approchées en utilisant des données obtenues sur des tissus cardiaques. Un modèle réaliste du foetus, représenté par des éléments tétraédriques a également été utilisé. Dans cette étude, le foetus est presque indéformable avec une très grande rigidité. En faisant varier la géométrie du bassin et de la tête du foetus, ainsi que d'autres paramètres tels que la présentation de la tête, le ratio maximum de l'étirement musculaire a été calculé. Récemment Li *et al.* [LKNN10a] ont également étudié l'effet de l'anisotropie mécanique sur la réponse biomécanique des MRA pendant l'accouchement. Ils ont modifié la rigidité relative entre la fibre et les composants de la matrice, tout en maintenant une réponse globale contrainte-déformation constante dans la direction de la fibre. Ensuite, ils ont simulé le passage d'un crâne foetal au travers de deux modèles de plancher pelvien, incorporant les muscles releveurs de l'anus à différents ratios d'anisotropie. Les interactions entre les MRA et la tête du foetus ont été modélisées au cours de la seconde phase du travail en considérant une déformation élastique et un contact mécanique sans frottement. Les résultats ont montré une diminution substantielle de la force nécessaire pour l'accouchement à mesure que l'anisotropie des fibres augmentait.

Mizrahi et Karni [MK75] ont présenté un modèle mécanique de l'utérus en utilisant une approche cinématique. L'expression des gradients de déformation et de la compatibilité de la déformation pour la surface moyenne de la coque est définie dans un système de coordonnées curvilignes obliques. Comme conditions limites, ils ont considéré que les déplacements du col de l'utérus sont nuls durant une contraction et restent constants pendant la seconde phase du travail c'est-à-dire à partir du moment où le col est complètement dilaté. En outre, ils ont supposé que lors de la déformation, le volume délimité par l'organe restait constant, en raison de l'incompressibilité du liquide intra-utérin. Ils ont également présenté [MKP80] une étude visant à améliorer le comportement anisotrope du muscle utérin.

Contrairement à ces approches guidées par la précision ou à ces simulateurs d'accouchement simplifiés, notre travail vise à représenter de manière réaliste les propriétés des matériaux ainsi que les conditions aux limites pour tous les organes impliqués dans la deuxième phase de l'accouchement.

ment [BZSR09]. En outre, notre objectif est de maintenir un équilibre entre la précision et la complexité de calculs. C'est pourquoi, nous avons simplifié nos modèles biomécaniques et géométriques afin de réduire le coût global du calcul.

3. Modélisation de l'accouchement

L'accouchement est un phénomène physiologique complexe faisant intervenir de nombreux organes. Rappelons que l'embryon se développe au cours de la gestation dans l'utérus, puis lors de la phase de travail, les contractions de l'utérus alliées aux efforts de poussées vont l'expulser. Au cours de sa descente, le fœtus va franchir le détroit supérieur du bassin (délimité par la partie antérieure des ailerons du sacrum aux lignes internes des ilium et jusqu'au bord supérieur du pubis) jusqu'au détroit inférieur (délimité sur la partie avant, par le bord inférieur de la symphyse pubienne, sur l'arrière par le sommet du coccyx et latéralement par le bord inférieur des branches ischio-pubiennes). La tête du fœtus, qui est la partie la plus large, va ainsi écarter les muscles du plancher pelvien afin de pouvoir parcourir la filière génitale. A noter que pour notre simulation, nous considérons la présentation de la tête la plus fréquente à savoir la position OA (occiput antérieur).

3.1. Modèle de calcul

Nous présentons brièvement dans cette section nos différents choix concernant les lois de comportement des différents organes impliqués et les caractéristiques mécaniques.

3.1.1. Lois de comportement

Pour la simulation des organes, deux lois de comportement ont été utilisées : la loi de Hooke et la loi de Neo-Hooke. La loi de Hooke permet la modélisation d'un comportement élastique linéaire. L'élasticité signifie que l'état des déformations de l'objet dépend uniquement de l'état présent des contraintes. Ainsi, un matériau élastique qui a été déformé sous l'action de certaines forces regagne son état initial une fois les forces disparues et toute l'énergie absorbée est restituée. A cela, nous rajoutons la linéarité, c'est-à-dire que les forces sont proportionnelles aux déformations et l'isotropie, c'est-à-dire que les propriétés de l'objet sont les mêmes dans toutes les directions. Pour les matériaux homogènes et isotropes, la loi de comportement de Hooke est ainsi définie par

$$\sigma = D \cdot \varepsilon$$

avec σ le tenseur des contraintes, ε le tenseur des déformations, et D le tenseur défini par

$$[D] = \begin{bmatrix} \lambda + 2\mu & \lambda & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda + 2\mu & \lambda & 0 & 0 & 0 \\ \lambda & \lambda & \lambda + 2\mu & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \mu & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \mu & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \mu \end{bmatrix},$$

avec λ et μ les coefficients de Lamé définis par

$$\lambda = \frac{E \cdot \nu}{(1 + \nu) \cdot (1 - 2\nu)}, \mu = \frac{E}{2(1 + \nu)},$$

avec E le module de Young et ν le coefficient de Poisson du matériau.

Pour la modélisation d'un comportement incompressible hyper-élastique, le modèle de Mooney-Rivlin est plus proche des données expérimentales que la loi de Neo-Hooke, mais nécessite la connaissance de caractéristiques mécaniques supplémentaires. Pour cette raison, nous avons choisi d'utiliser la loi de Neo-Hooke pour la modélisation d'un comportement hyper-élastique, caractérisée par une énergie de déformation W ne dépendant que de l'état actuel des déformations avec $\sigma = \frac{\partial W}{\partial \varepsilon}$. Cette énergie de déformation est définie pour un matériel compressible par

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + D_1(J - 1)^2$$

et pour un matériel incompressible par

$$W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3)$$

avec $C_{10} = \frac{1}{2}G$ et $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$ le module de cisaillement, $D_1 = \frac{K}{2}$ avec le K module de compressibilité, I_1 le premier invariant du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche défini par $B = F F^T$ où F est le tenseur gradient de la déformation, et $J = \det(F)$.

3.1.2. Propriétés mécaniques

La difficulté principale dans l'emploi de ces lois de comportement, réside dans le choix des valeurs des paramètres mécaniques (E , ν et C_{10} dans notre cas). En effet, il est difficile d'obtenir la valeur exacte de ces paramètres et ces valeurs peuvent varier d'un facteur mille selon le protocole employé. De plus, les valeurs obtenues *in vitro* sont souvent inexactes, et il est difficile de faire des expérimentations *in vivo* selon l'organe concerné.

Dans ce sens, Mazza *et al.* [MNB⁺06] présentent une étude réalisée avec un dispositif d'aspiration permettant de caractériser les propriétés mécaniques du col de l'utérus *in vivo*. Les valeurs moyennes obtenues pour la raideur varient de 0,095 à 0,24 bar/mm, pour des tests effectués sur huit patientes, âgées de 47 à 69 ans ayant eu 1 à 4 enfants. Toutefois, il est difficile d'utiliser ces valeurs obtenues chez des femmes non-enceintes à cause des changements importants qui apparaissent dans les propriétés mécaniques durant la grossesse [Fun93]. C'est pourquoi, Bauer *et al.* [BMJ⁺09] présentent une autre étude réalisée avec le même dispositif, mais sur des femmes enceintes (entre 21 et 36 semaines de gestation). Les valeurs de rigidité obtenues varient entre 0,013 et 0,068 bar/mm confirmant le fait que les tissus de femmes non-enceintes sont significativement plus rigides que ceux de femmes enceintes en traction et en compression.

Dans notre travail, nous avons pour le moment employé les valeurs fournies dans la littérature par [Fun93] et [DP07].

3.1.3. Caractère incompressible des organes

Le corps humain étant constitué à près de 90% d'eau (matériau incompressible), nous avons fait l'hypothèse d'incompressibilité sur tous les organes modélisés (sauf sur le tissu cutané du fœtus). Considérons ainsi l'équation de la conservation de la masse d'un système dans le repère Eulérien :

$$\frac{d\rho}{dt} + \rho \operatorname{div}(U) = 0, \quad (1)$$

avec ρ la densité volumique et U le déplacement. L'hypothèse d'incompressibilité induit que $\frac{d\rho}{dt} = 0$. Nous obtenons donc $\rho = 0$ ou $\operatorname{div}(U) = 0$. Or la masse volumique des organes modélisés ne pouvant pas être égale à 0, nous avons choisi d'imposer la condition $\operatorname{div}(U) = 0$ sur le champ de déplacement des organes.

3.2. Choix des organes à modéliser

Afin de simplifier notre modèle biomécanique de l'accouchement, nous avons considéré uniquement les organes essentiels à la réalisation d'un modèle réaliste, c'est-à-dire l'utérus, l'abdomen et le bassin (mou et osseux) maternels ainsi que le fœtus. Nous n'avons ainsi pas modélisé le placenta, la vessie, ni le rectum.

En effet, le placenta est un organe relativement fin qui est situé à l'intérieur de l'utérus. Au niveau mécanique, cet organe n'apporte qu'une augmentation partielle de l'épaisseur de la paroi utérine au prix d'une forte augmentation du traitement des contacts. Au cours de l'accouchement le placenta est libéré quelques minutes après le fœtus. Cette phase est appelée « délivrance du placenta ». Comme nous ne souhaitons pas simuler cette phase, nous avons fait le choix de ne pas intégrer cet organe dans notre modèle biomécanique.

La vessie est un organe assez imposant, puisque elle peut contenir environ 350 ml de liquide. Or avant le début de l'accouchement, celle-ci est vidée, réduisant significativement sa taille et limitant ainsi son implication sur la simulation des mouvements des organes lors de l'accouchement. C'est pourquoi, cet organe n'a pas été intégré à notre modèle. De la même manière, nous n'avons pas considéré le rectum qui n'a pas un grand rôle durant l'accouchement.

Dans les sections suivantes, nous allons présenter la modélisation des différents organes ainsi que les forces (contractions utérines et forces d'expulsion) impliqués dans notre simulation. A noter que la géométrie des différents organes a été obtenue à partir de données IRM pour les tissus mous (utérus, fœtus, abdomen) et scanners pour les parties osseuses (bassin et rachi sacro-lombaire) de femmes enceintes proches du terme, qui ont été fournies par l'hôpital Saint Vincent de Paul de Paris. La segmentation et la génération du maillage surfacique de l'abdomen, de l'utérus et du fœtus ont été effectuées par J. Anquez [AAB08]. A partir de cette segmentation, ainsi que celle que nous avons réalisée pour obtenir le maillage surfacique du bassin, nous avons

généralisé les maillages volumiques tétraédriques des différents organes.

3.3. Modélisation du bassin

3.3.1. Anatomie fonctionnelle

Le bassin est composé d'une partie osseuse et d'une partie musculaire toutes deux illustrées dans la Fig. 1. La partie osseuse comporte trois os : deux os coxaux gauche et droite et le rachi sacro-lombaire. Ces os sont reliés ensemble par un jeu de ligaments de la partie musculaire (communément appelé « plancher pelvien ») situé au niveau du détroit inférieur du bassin.

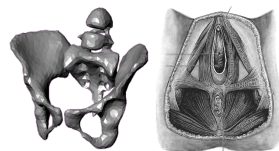


Figure 1: Partie osseuse (gauche) et partie musculaire (droite) du bassin.

Le bassin est un élément capital au cours de l'accouchement avec notamment le plancher pelvien qui vient entourer la partie basse de l'utérus ainsi que la région vaginale. D'un point de vue mécanique, la partie musculaire a un comportement élastique pouvant endurer de larges déformations.

Le bassin osseux joue également un rôle important puisqu'il va guider la tête foetale dans la filière génitale. Le bassin osseux effectue alors un mouvement de nutation composé de 2 rotations dépendantes : une bascule en avant du sacrum au moment où la tête foetale vient s'y loger, ainsi qu'une abduction des ailes iliaques ayant pour conséquence une diminution du diamètre promonto-rétro-pubien ainsi qu'une augmentation du diamètre sous-sacro-pubien. Le but de cette variation de diamètre est de faciliter la descente foetale en permettant l'élargissement du détroit inférieur. D'un point de vue mécanique, le bassin osseux a un comportement élastique avec des petites déformations et petits déplacements.

3.3.2. Modèle géométrique

Nous avons vu que le bassin est composé de deux parties. Pour des raisons de simplification de calculs, la partie musculaire du bassin a été incorporée dans la modélisation de l'abdomen de la parturiente. Pour la partie osseuse, le maillage directement obtenu à partir des données scanners est très complexe et bruité (1 752 152 noeuds). C'est pourquoi, nous l'avons lissé [AF06] pour obtenir un maillage de 18 300 noeuds. Pour réduire le temps de calculs de la simulation, nous avons encore simplifié ce maillage afin de supprimer les arêtes vives, tout en conservant ses caractéristiques essentielles telles que les épines ischiatiques, la pointe du coccyx ainsi que la zone du pubis. Pour cela, nous avons tout

d'abord réalisé un maillage très grossier qui s'appuie sur les boîtes englobantes des différentes parties connexe du bassin et au final, nous obtenons un maillage comportant 1750 noeuds (cf. Fig 2).

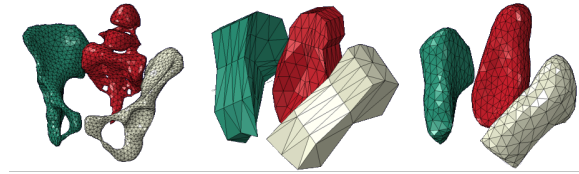


Figure 2: Simplification du maillage du bassin osseux (de gauche à droite) : maillage lissé (18 300 noeuds), boîtes englobantes, maillage final (1 750 noeuds).

3.3.3. Modèle biomécanique

Nous avons considéré les ailes iliaques du bassin osseux comme des organes fixes et indéformables, le rachis comme fixé et nous n'avons ainsi laissé mobile que la bascule au niveau inférieur. La Fig. 3 présente ces conditions limites.

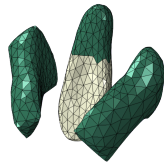


Figure 3: Conditions limites du bassin osseux (en vert les parties fixées).

Pour le comportement mécanique, Fung [Fun93] rappelle les expériences réalisées par Yamada [Yam70] qui suggèrent que la loi de Hooke est applicable aux os dans le cadre de contraintes limitées. C'est pourquoi, nous avons utilisé la loi de Hooke pour la modélisation du bassin osseux permettant de petites déformations. Pour le module de Young de l'os, Dufour et Pillu [DP07] présentent une valeur moyenne de 15 à 19 MPa comprenant les parties trabéculaire et cortical de l'os. L'os cortical étant beaucoup plus dense que l'os trabéculaire (la partie spongieuse de l'os), nous avons choisi un module de Young $E = 23$ MPa afin de se concentrer sur l'os cortical. Le coefficient de Poisson pour l'os étant compris entre 0,2 et 0,3 [DHOVE93], nous avons choisi une valeur $\nu = 0,3$ pour le bassin osseux. En outre, nous avons estimé la valeur de la densité à 1000 kg/m³, proche de celle de l'eau.

3.4. Modélisation du foetus

3.4.1. Anatomie fonctionnelle

Intéressons-nous désormais au foetus. D'un point de vue mécanique, il peut être considéré comme un humain de très petite taille. Par conséquent, il est constitué de différents matériaux ayant chacun leurs propres lois de comportement,

leurs propres propriétés mécaniques et une densité. D'un point de vue anatomique, les proportions entre les différentes parties du foetus ne sont pas les mêmes que pour un adulte ou un enfant. En effet, la tête du foetus est beaucoup plus importante en comparaison du reste de son corps, et elle est composée de plusieurs os avec un comportant globalement plastique [SRMU07,LP01].

3.4.2. Modèle géométrique

Considérons désormais la géométrie du foetus. A l'intérieur de l'utérus, le foetus prend une position recroquevillée afin de diminuer son encombrement. Dans cette position, sa hauteur est approximativement de 30 cm pour une largeur de 12 cm avec un poids moyen de 3,5 kg [SRMU07]. Une première simplification du modèle géométrique du foetus a été faite afin de lisser le maillage et d'éliminer les éléments complexes (cf. Fig. 4). Le nombre de noeuds du maillage a ainsi été réduit de 21500 à 2800 noeuds.

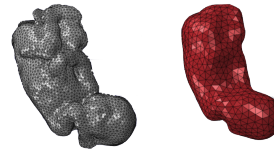


Figure 4: Simplification du modèle géométrique du foetus : passage de 21500 noeuds (gauche) à 2800 noeuds (droite).

3.4.3. Modèle biomécanique

D'un point de vue complexité, il n'est pas possible de modéliser l'intégralité des différents organes du foetus. C'est pourquoi nous avons créé trois zones au sein du foetus représentant le crâne, le corps et le tissu cutané (cf. Fig. 5). A noter que le crâne et le corps sont inclus dans le tissu cutané (avec plusieurs noeuds en commun) afin d'éviter d'avoir à traiter des collisions entre ces trois parties.

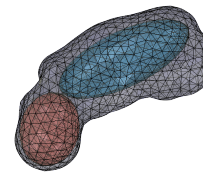


Figure 5: Modélisation du foetus en 3 parties : crâne (rouge), corps (bleu) et tissu cutané (blanc).

D'un point de vue mécanique, le crâne est considéré comme un objet déformable puisque celui-ci subit d'importantes déformations au cours de l'accouchement. Le corps est ainsi considéré comme un objet légèrement déformable afin de permettre à l'arrière du foetus de pouvoir se déplacer librement et de simuler les différentes articulations. Le tissu cutané est considéré comme plus élastique que le corps et le crâne c'est-à-dire avec un module d'élasticité moins élevé.

Par ailleurs, notons que le tissu cutané est le seul organe compressible de notre modèle, caractéristique permettant de réduire les forces de répulsions induites par le contact entre le fœtus et l'utérus.

Les trois parties du fœtus ont été modélisés avec la loi de comportement de Neo-Hooke avec $C10 = 130$ kPa pour le tissu cutané, $C10 = 75$ kPa pour le crâne et $C10 = 70$ kPa pour le corps. Par ailleurs, en considérant qu'un fœtus possède une densité musculaire moins importante qu'un adulte, nous avons choisi de prendre une densité moyenne foetale légèrement plus faible que 1000 kg/m³ avec une densité de 400 kg/m³ pour le tissu cutané, et une densité similaire de 950 kg/m³ pour le crâne et le corps. Cette modélisation nous permet de simplifier considérablement le fœtus, tout en gardant une articulation au niveau de la tête induite par la déformation du tissu cutané (cf. Fig. 6).

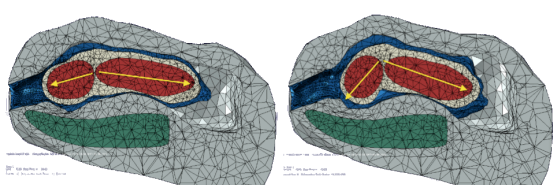


Figure 6: Articulation de la tête foetale induite par la déformation du tissu cutané.

3.5. Modélisation de l'abdomen

3.5.1. Anatomie fonctionnelle

Considérons maintenant l'abdomen maternel qui est constitué d'un grand nombre d'organes (vessie, rectum, colonne vertébrale, côtes, foie, etc.). Durant la grossesse, son volume augmente significativement et va diminuer durant l'accouchement. La position des organes internes est également modifiée au cours de la grossesse (afin de laisser de la place pour le fœtus). Puis, au cours de l'accouchement, lors de la descente du fœtus, ces organes reprennent leur position initiale grâce à la présence d'une pression interne assurant la cohésion des organes.

3.5.2. Modèle géométrique

Pour des raisons de temps de calcul évidentes, nous ne pouvons pas modéliser individuellement tous les organes présents dans l'abdomen. C'est pourquoi, nous avons considéré l'abdomen comme un organe unique, dont le contour a été défini à partir d'images IRM et l'intérieur a été maillé à l'aide de tétraèdres en ôtant les autres organes déjà modélisés (bassin, utérus et fœtus).

Pour passer d'un maillage initial de $38\ 863$ noeuds à un maillage de $3\ 268$ noeuds, nous avons utilisé le même processus de simplification que pour le fœtus (cf. Fig. 7).

© REFIG 2011.

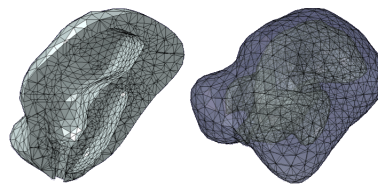


Figure 7: Maillage de l'abdomen de la parturiente (à droite) avec visualisation de sa coupe sagittale (à gauche).

3.5.3. Modèle biomécanique

Nous avons vu précédemment que le plancher pelvien a été intégré dans le modèle de l'abdomen. Ainsi, nous avons donné un comportement mécanique assez proche des propriétés des tissus musculaires du bassin mou à notre abdomen, c'est-à-dire élastique et compressible. Ces propriétés permettent le re-positionnement des éléments de l'abdomen autour de l'utérus au cours de la descente du fœtus. Au final, l'abdomen a été modélisé comme un matériel hyperélastique en utilisant la loi de Neo-Hooke avec une densité de 2500 kg/m³ et $C10 = 5$ kPa.

Pour les conditions limites, nous avons fixé l'arrière de l'abdomen afin de prendre en compte la position de la parturiente durant l'accouchement (assise avec le dos fixe). Mais nous ne pouvons pas imposer un déplacement nul à l'ensemble du contour de l'abdomen maternel. En effet, en fixant la partie basse de l'abdomen maternel, la sortie du fœtus ne serait pas autorisée. Cette dernière condition est réglée en autorisant uniquement les déplacements latéraux sur la partie basse de l'abdomen maternel autour de la zone vaginale (cf. Fig. 8).

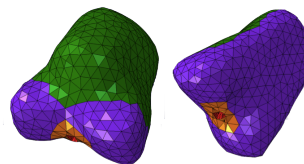


Figure 8: Conditions limites de l'abdomen : (violet) parties fixées, (orange) étirement possible, (rouge) déplacements verticales interdits, (vert) pas de contrainte.

De plus, afin d'assurer une cohésion entre les organes modélisés (utérus, bassin et fœtus) à l'intérieur de l'abdomen, nous avons ajouté une légère pression, représentant le tonus musculaire résiduel. La Fig. 9 présente l'effet de cette pression en 2D.

Pour la gestion des contacts, le bassin osseux étant inclus dans l'abdomen avec plusieurs noeuds en commun, nous n'avons pas à traiter les collisions entre ces deux organes.

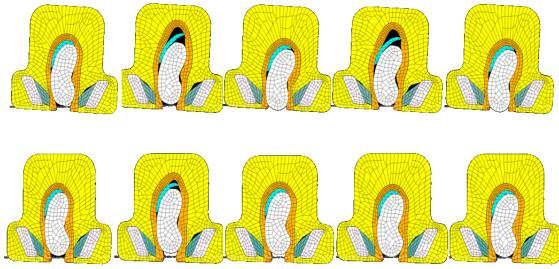


Figure 9: Comportement des organes sans pression interne (haut) et avec pression interne (bas).

3.6. Modélisation de l'utérus

3.6.1. Anatomie fonctionnelle

Considérons désormais l'utérus. Sa paroi est un muscle dans lequel le foetus se développe tout au long de la grossesse. Ses dimensions moyennes pour une femme non gravide sont environ de 65 mm de longueur, 45 mm de largeur pour une épaisseur approximative de 30 mm. Son volume intérieur augmente de presque 170 fois par rapport à sa valeur initiale en fin de grossesse. Cette surtension constante du tissu musculaire au cours des 9 mois de grossesse modifie considérablement ses propriétés mécaniques rendant leurs évaluations difficiles.

Lors de l'accouchement, l'utérus est l'organe le plus important du système pelvien, puisqu'il est le support de tous les efforts appliqués par les autres organes. L'utérus va ainsi venir exercer une pression sur la paroi externe du corps du foetus, le poussant vers la filière génitale. Ainsi, les parois intérieures de l'utérus se plaquent sur celles du foetus diminuant le volume utérin tout au long de l'accouchement, jusqu'à ce que sa hauteur finale soit approximativement de l'ordre du tiers de sa hauteur initiale. D'un point de vue mécanique, l'utérus a un comportement élastique avec de grandes déformations.

3.6.2. Modèle géométrique

Nous avons modélisé l'ensemble, utérus, col utérin et canal vaginal comme un seul et même objet.

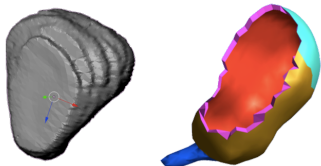


Figure 10: Modèle géométrique de l'utérus : (gauche) maillage obtenu à partir des données médicales, (droite) maillage après lissage et reconstruction du col de l'utérus.

La Fig. 10 présente son modèle géométrique : à gauche le maillage issu des données médicales comportant 42 811 noeuds, et à droite le maillage obtenu après lissage et reconstruction manuelle du col de l'utérus à partir de l'anatomie [SRMU07, Kam06] en considérant une dilatation complète.

3.6.3. Modèle biomécanique

Les travaux de Mizrahi ont montré que le comportement des muscles utérins changeait lors de l'accouchement, avec un comportement isotrope dans les premières phases de l'accouchement et un comportement anisotrope durant la progression du travail [MKP80]. Pour simplifier notre modèle, nous avons considéré un comportement anisotrope pour la membrane utérine. Ainsi, l'utérus a été modélisé comme un matériau hyper-élastique en utilisant la loi de comportement de Neo-Hooke, avec une densité de 950 kg/m³ et $C10 = 30$ kPa. Comme conditions limites, les déplacements du canal vaginal sont limités dans le plan transversal pour permettre l'ouverture et la fermeture du canal vaginal, en évitant la descente des organes.

Les contacts entre l'utérus et le foetus sont considérés sans frottement. Cette hypothèse est due au fait que lorsque la phase de travail commence, la poche utérine se vide du liquide amniotique mais les parois internes n'en restent pas moins très humides engendrant un comportement extrêmement lubrifié. Les contacts entre l'utérus et l'abdomen ont également été considérés sans frottement pour prendre en compte le phénomène visqueux existant entre tous les organes de l'abdomen.

3.7. Modélisation des contractions utérines et des forces d'expulsions

3.7.1. Anatomie fonctionnelle

Nous avons vu que la paroi de l'utérus est un muscle. Par contre, au lieu de modéliser le comportement du muscle, nous avons choisi de modéliser ses conséquences à savoir les contractions utérines (CU).

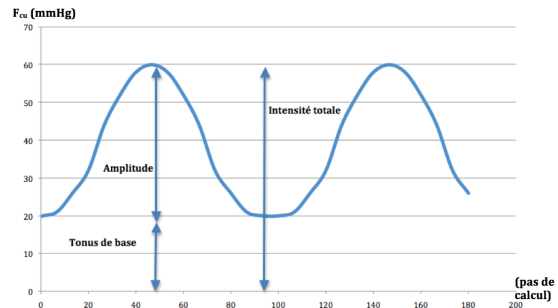


Figure 11: Contraction utérine (mmHg) en fonction du temps.

Ces contractions utérines sont involontaires. Elles ont une fréquence d'environ 3 ou 4 par dix minutes et la durée moyenne d'une contraction au cours d'une période est de 90 secondes. L'amplitude de la contraction va varier entre le « tonus de base » (pression régnante dans l'utérus causée par sa forte déformation) et « l'intensité de la CU ». L'intensité vraie est la différence entre ces deux amplitudes. Elle correspond aux efforts effectifs de poussée des contractions utérines au cours de l'accouchement (cf. Fig. 11) [SRMU07].

Mais cette poussée est insuffisante pour permettre l'effacement des muscles pelviens et la sortie du foetus. C'est pourquoi lors de l'accouchement, la parturiente doit effectuer une série de poussées abdominales importantes qui doivent être synchronisées avec les contractions utérines. En effet même si ces forces (appelée forces d'expulsion) sont environ 4 fois plus importantes, elles doivent absolument s'ajouter aux CU pour permettre de franchir le seuil de résistance du plancher pelvien (cf. Fig. 12).

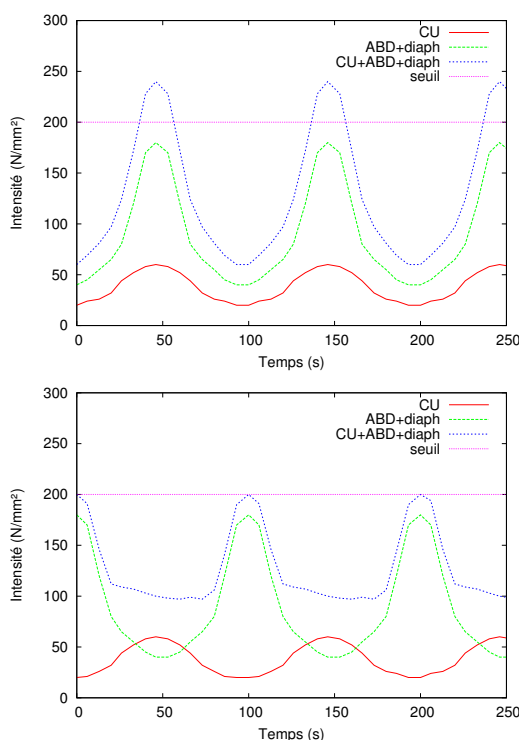


Figure 12: Evolution des différentes forces utérines : forces synchronisées (haut) et forces non synchronisées (bas). La ligne correspond au seuil permettant l'expulsion du foetus.

Ces forces d'expulsion sont provoquées par la contraction des abdominaux et du diaphragme. Rappelons que les abdominaux sont des muscles situés sur la partie antérieure de l'abdomen, mais qui se retrouvent rehaussés à cause de la présence du foetus. Les muscles ainsi étirés viennent englober la surface utérine et exercent une pression uniforme sur

la partie supérieure de l'utérus. Le diaphragme pousse également le foetus dans le canal vaginal. Au final, la descente du foetus est provoquée par la combinaison des forces de contractions utérines et des forces d'expulsion (forces abdominales et du diaphragme) appliquées sur l'utérus, rétrécissant les parois utérines et causant ainsi une force expulsant le foetus dans le canal vaginal.

3.7.2. Modèle biomécanique

Conformément à la réalité [SRMU07], les contractions utérines et les forces d'expulsion ont été modélisées comme deux champs de pression périodiques, uniformes sur la surface interne et externe de l'utérus, avec 12 périodes pour une durée de travail de 30 à 40 minutes. La Fig. 13 présente ces deux champs de forces : en gris la partie de l'utérus sur laquelle sont appliquées les forces représentant les CU ; en vert la partie de l'utérus sur laquelle les forces représentant les CU, les forces de poussées abdominales et du diaphragme sont appliquées.

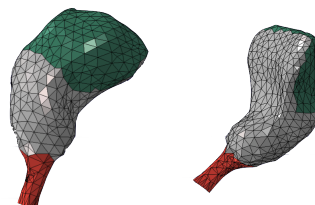


Figure 13: Champs de forces appliqués sur l'utérus : (vert) champs de forces des CU ; (gris) champs de forces correspondant aux CU, poussées abdominales et diaphragme.

3.8. Résumé

La Fig. 14 illustre l'intégralité de notre modèle en mettant en avant les conditions limites des différents organes.

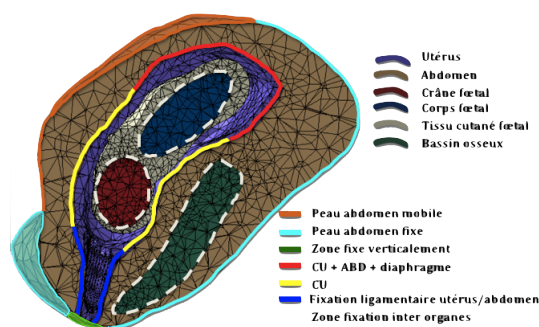


Figure 14: Schéma global du modèle biomécanique de l'accouchement. ABD : poussées abdominales, CU : contractions utérines.

4. Résultats

La validation de notre modélisation est rendue difficile par le fait que nous ne pouvons pas comparer directement nos résultats avec des données issues dans réel accouchement, pour des raisons éthiques évidentes. C'est pourquoi, nos partenaires médicaux ont mis en avant un certain nombre de paramètres (taille de l'utérus, comportement du bassin osseux, etc.) afin de valider nos résultats.

4.1. Comportement général de la simulation

La simulation de notre modèle biomécanique a été faite en utilisant le progiciel d'éléments finis Abaqus développé par Dassault Système. Nous avons utilisé le schéma d'intégration d'Euler explicite avec 250 pas de calculs. La deuxième phase de l'accouchement dure 32 minutes dans notre simulation (avec une vitesse moyenne de descente du foetus de 0.09 mm/s), ce qui est conforme à la réalité, avec une durée moyenne de 30 à 45 minutes. Le temps d'exécution est de 45 minutes sur un PC Intel Core duo, 2.4 Ghz, 4 Go RAM. La Fig. 15 présente quelques images de la simulation. Nous avons également inclus à cet article, une vidéo contenant différentes vues de la simulation afin d'illustrer au mieux nos résultats.

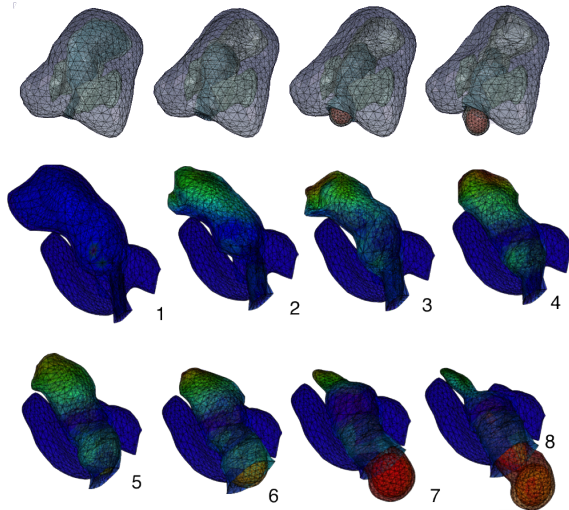


Figure 15: Différentes phases de la simulation.

4.2. Paramètres cinématiques

Les travaux antérieurs effectués dans le domaine approximent les efforts exercés sur l'utérus et l'abdomen en imposant les conditions limites cinématiques, c'est-à-dire en imposant la trajectoire de la tête foetale. Dans notre travail, le comportement cinématique du crâne du foetus est calculé en fonction des efforts exercés.

La Fig. 16 montre ainsi l'évolution de la tête foetale selon les 3 axes. Nous pouvons voir que le déplacement principal s'effectue selon l'axe sagittal/coronal. L'amplitude de déplacement de la tête est en effet de 51,5 mm le long de l'axe coronal/transversal, 63,5 mm le long de l'axe sagittal/transversal et 184 mm pour l'axe sagittal/coronal. Si nous nous concentrons sur le comportement selon l'axe sagittal/coronal, nous pouvons observer que la vitesse de la tête foetale n'est pas linéaire. En effet, la parturiente ne pousse pas en continu, impliquant ainsi des augmentations ou diminutions de vitesse de la tête foetale au cours de l'accouchement.

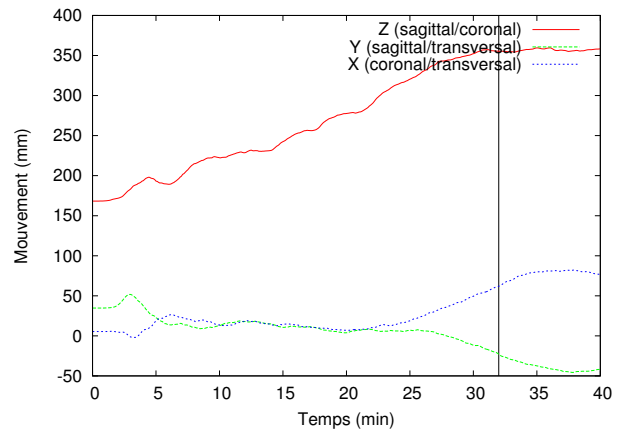


Figure 16: Déplacement de la tête foetale le long des axes coronal/transversal, sagittal/transversal, sagittal/coronal.

Ce comportement est plus visible dans la Fig. 17 qui présente l'évolution de la vitesse de la tête foetale dans l'axe sagittal/coronal. Les parties négatives de cette courbe correspondent ainsi au mouvement inverse de la tête.

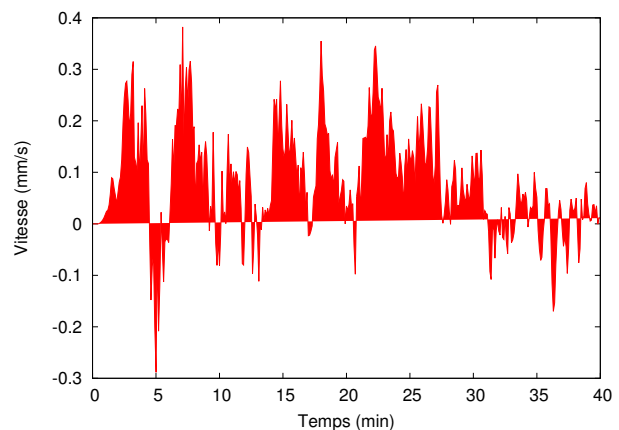


Figure 17: Vitesse de la tête foetale le long de l'axe sagittal/coronal.

4.3. Comportement de l'utérus

Par ailleurs, nous avons vu qu'à la fin d'accouchement, l'utérus voyait sa dimension diminuer de $2/3$ environ. Ce phénomène peut être vérifié en suivant l'évolution de la trajectoire sagito-frontal d'un point au sommet de l'utérus au cours du temps et de la comparer à un point de la partie basse de l'utérus. Sur la Fig. 18, nous pouvons observer que cette différence est de 230 mm au début de la phase de travail et de 80 mm à la sortie du fœtus ce qui nous donne approximativement une diminution de sa taille de l'ordre de $2/3$, en concordance avec la réalité.

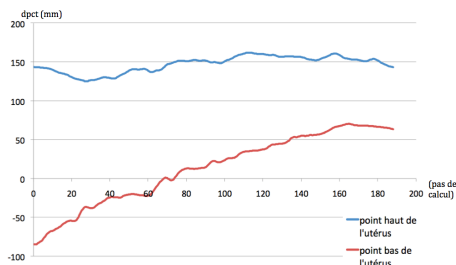


Figure 18: Evolution de la trajectoire sagito-frontal d'un point de l'utérus.

En outre, les contractions utérines exercées sur l'utérus vont diminuer son volume durant la descente du fœtus. Pour vérifier ce comportement, nous considérons deux points de l'utérus choisis dans le plan transversal (cf. Fig 19). La Fig. 20 montre le mouvement de ces deux points lors de la simulation dans l'axe coronal/transversal. Nous pouvons voir que les déplacements de ces deux points suivent des directions opposées. Par conséquent, le comportement de l'utérus correspond bien au comportement des contractions utérines.

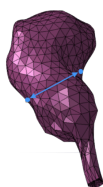


Figure 19: Points de l'utérus suivis durant la simulation.

4.4. Comportement du bassin osseux

Un autre paramètre d'analyse concerne la bascule du sacrum. La Fig. 21 présente ainsi l'évolution angulaire de la pointe du sacrum dans le plan sagittal. Nous constatons deux pics sur cette courbe. Le premier correspond au premier contact de la tête avec le sacrum, qui est poussé en arrière par les os du crâne du fœtus. Puis, lorsque la tête commence à entrer dans le canal vaginal, le second pic est causé par le passage du reste du corps du fœtus. En outre, en concordance avec la réalité, nous pouvons noter qu'à la fin du travail (32 minutes plus tard), le bassin ne revient pas à sa position initiale.

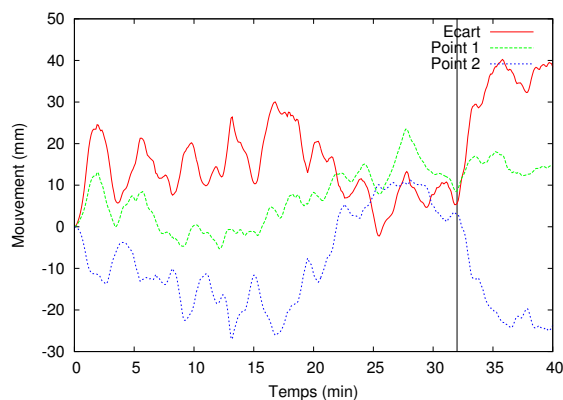


Figure 20: Déplacement de 2 points de l'utérus durant la simulation.

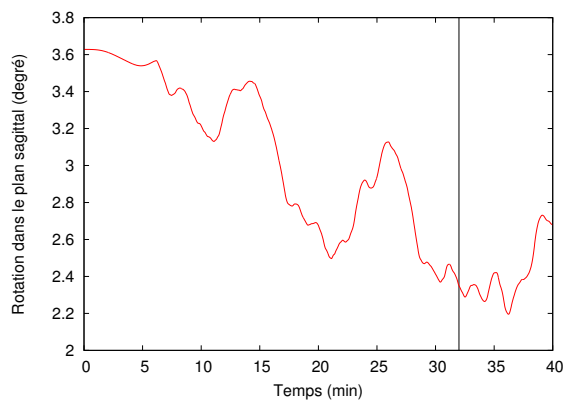


Figure 21: Evolution angulaire de la pointe du sacrum dans le plan sagittal.

4.5. Comportement de la tête foetale

La Fig. 22 montre les déformations de la tête foetale durant la simulation. Cette déformation est causée par la compression des muscles pelviens. Ainsi, même si nous n'avons pas modélisé un comportement plastique pour la tête du fœtus, le modèle hyper-élastique employé permet l'obtention de ce type de déformation durant la descente du fœtus, augmentant ainsi le réalisme de la simulation.

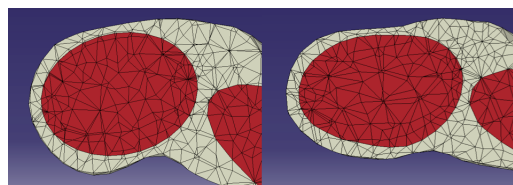


Figure 22: Ecrasement de la tête foetale au cours de la simulation.

5. Conclusion et perspectives

Cet article présente une modélisation biomécanique des interactions entre le fœtus et les principaux organes de la parturiente impliqués durant l'accouchement. Contrairement à tous les simulateurs de Réalité Virtuelle existants qui imposent une trajectoire pré-calculée du fœtus [BG93, KDB⁺04], notre modèle biomécanique permet une simulation réaliste de la descente du fœtus dans le canal vaginal au cours de la seconde phase de l'accouchement. Cette simulation permet le calcul de la trajectoire réelle du fœtus en tenant compte de la morphologie des organes.

Afin de diminuer le temps de calcul de la simulation, nous n'avons considéré que les principaux organes impliqués dans l'accouchement à savoir le fœtus, l'utérus, l'abdomen et le bassin. Le modèle géométrique des organes est créé à partir de données médicales (CT-scan et IRM) de femmes en fin de grossesse. La simulation est basée sur les principes de la mécanique des milieux continus en utilisant la méthode des éléments finis.

Le modèle biomécanique du fœtus a été décomposé en trois parties : crâne, tissu cutané et corps. La loi hyper-élastique de Neo-Hooke a été utilisée pour la modélisation du fœtus, de l'abdomen et de l'utérus maternel. La loi élastique de Hooke a été utilisée pour la simulation du bassin. Les contractions utérines et les poussées maternelles (forces abdominales et du diaphragme) ont été modélisées comme des champs de pression uniformes sur la surface interne et externe de l'utérus, entraînant la descente du fœtus. A ces champs de force, une force de pression a été ajoutée afin de conserver une bonne cohésion entre les organes internes.

Notons que la validation de la simulation est rendue difficile par le fait que nous ne pouvons comparer directement nos résultats avec des images acquises durant un réel accouchement. C'est pourquoi, nos partenaires médicaux de l'hôpital Saint Vincent de Paul de Paris et de la maternité de Port Royal (Dr G. Grangé et Pr C. Adamsbaum) ont mis en évidence différents points de validation (comportement de l'utérus, déformation de la tête du fœtus, mouvement du bassin, etc.). Notre modèle permet l'obtention de résultats en concordance avec la réalité.

Au niveau des perspectives, ce premier travail nous a permis de vérifier la faisabilité d'un tel modèle. Il va désormais falloir le compléter (pour prendre en compte différents paramètres morphologiques par exemple), et l'optimiser pour respecter les contraintes de temps réel nécessaires à son intégration dans un simulateur interactif [CTA⁺08, HRF⁺10, Her10, HRF09]. Nous sommes également entrain de travailler sur son couplage avec l'interface haptique Birth-SIM [MPS⁺07], afin de vérifier la trajectoire obtenue auprès des médecins partenaires de ce projet.

Remerciements

Ce travail de recherche est en partie financé par le projet GM-CAO du cluster ISLE de la région Rhône-Alpes. Remerciements spéciaux à Jérémie Anquez (TELECOM ParisTech, CNRS, UMR-5141, LTCI) pour la segmentation des données médicales fournies par Pr C. Adamsbaum (Hôpital St Vincent de Paul, Paris).

Références

- [AAB08] J. Anquez, E.D. Angelini, and I. Bloch. Segmentation of fetal 3D ultrasound based on statistical prior and deformable model. In *5th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI'2008)*, pages 17–20. IEEE, 2008.
- [AF06] M. Attene and B. Falcidieno. ReMESH : An interactive environment to edit and repair triangle meshes. In *Shape Modeling and Applications (SMI)*, pages 271–276, 2006.
- [All07] R. H. Allen. On the mechanical aspects of shoulder dystosia and birth injury. *Clinical obstetrics and gynecology*, 50(3) :60723, 2007.
- [ALTV06] D. Aulignac, C. Laugier, J. Troccaz, and S. Vieira. Towards a realistic echographic simulator. *Medical Image Analysis*, 10 :71–81, 2006.
- [BG93] J.-D. Boissonnat and B. Geiger. 3D simulation of delivery. In G. M. Nielson and D. Bergeron, editors, *Visualization 93*, pages 416–419, San Jose CA, 1993. IEEE Computer Society Press.
- [BMJ⁺09] M. Bauer, E. Mazza, M. Jabareen, L. Sultan, M. Bajka, U. Lang, R. Zimmermann, and G. A. Holzapfel. Assessment of the in vivo biomechanical properties of the human uterine cervix in pregnancy using the aspiration test : A feasibility study. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology*, 144 :S77–S81, 5 2009.
- [BZSR09] R. Buttin, F. Zara, B. Shariat, and T. Redarce. A biomechanical model of the female reproductive system and the fetus for the realization of a childbirth virtual simulator. In *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC'09)*, sep 2009.
- [Cak03] H. K. Cakmak. Advanced Surgical Training in Laparoscopy with VEST Simulators. In *Zeme Workshop on Basic Anatomy and advanced Technology in Laparoscopic Surgery*, Kiel Allemagne, 2003.
- [CDC⁺96] S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clement, V. Tassetti, J. Marescaux, and N. Ayache. Volumetric deformable models for simulation of laparoscopic surgery. In *International Symposium on Computer and communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Computer Assisted Radiology*, Paris, France, 1996.
- [CTA⁺08] O. Comas, Z.A. Taylor, J. Allard, S. Ourselin, S. Cotin, and J. Passenger. Efficient nonlinear FEM for soft tissue modeling and its GPU implementation within the open source framework SOFA. *Lecture Notes in Computer Science*, 5104 :28, 2008.
- [DDD⁺03] O. Dupuis, A. Dittmar, G. Delhomme, T. Redarce, M. Betemps, and R. Silveira. Simulateur fonctionnel et anatomique d'accouchement, aug 2003. French Licence. Licence Number : 0309569.
- [DHOVE93] M. Dalstra, R. Huiskes, A. Odgaard, and L. Van Erning. Mechanical and textural properties of pelvic trabecular bone. *Journal of biomechanics*, 26(4-5) :523–535, 1993.

- [DP07] M. Dufour and M. Pillu. *Biomécanique fonctionnelle : Membres-Tête-Tronc*. Masson, 2007.
- [DRM⁺95] P. Dubois, J.-F. Rouland, P. Meseure, S. Karpf, and C. Chaillou. Simulator for laser photocoagulation in ophthalmology. *IEEE Transaction in Biomedical Engineering*, 42(7), 1995.
- [DSR⁺03] O. Dupuis, R. Silveira, T. Redarce, A. Dittmar, and R.-C. Rudigoz. Operative vaginal delivery rate and neonatal associated complications in 2002 in the AURORE hospital network. *Gynécologie Obstétrique et Fertilité*, 2003.
- [EEV03] J. S. Eggert, M. S. Eggert, and P. Vallejo. Interactive education system for teaching patient care. patent no. us2003/0081968a1, May 2003.
- [Fun93] Y.C. Fung. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. Springer, second edition, 1993.
- [Gar07] R. Gardner. Simulation and simulator technology in obstetrics : past, present and future. *Expert Review in Obstetrics & Gynecology*, 2(6) :775–90, nov 2007.
- [Gei93] B. Geiger. *Three-dimensional modeling of human organs and its application to diagnosis and surgical planning*. PhD thesis, Ecole des Mines de Paris, 1993.
- [GR08] R. Gardner and D. B. Raemer. Simulation in obstetrics and gynecology. *Obstetrics and gynecology clinics of North America*, 35(1) :97–127, mar 2008.
- [Her10] E. Hermann. *Simulations Physiques Interactives sur des Architectures Multi-Core et Multi-GPU*. PhD thesis, Université de Grenoble, June 2010.
- [HRF09] E. Hermann, B. Raffin, and F. Faure. Interactive physical simulation on multicore architectures. In *Eurographics Workshop on Parallel and Graphics and Visualization, EGPGV'09, March, 2009*, pages 1–8, Munich, Allemagne, March 2009.
- [HRF⁺10] E. Hermann, B. Raffin, F. Faure, T. Gautier, and J. Al-lard. Multi-GPU and multi-CPU parallelization for interactive physics simulations. In *Europar 2010, September, 2010*, Ishia-Naples, Italie, 2010.
- [Kam06] P. Kamina. *Anatomie clinique : anatomie générale, membre*. Maloine, third edition, 2006.
- [KDB⁺04] A. Kheddar, C. Devine, M. Brunel, C. Duriez, and O. Sidony. Preliminary design of a childbirth simulator haptic feedback. In *IEEE/RSJ, International Conference on Intelligent Robots and Systems*, volume 4, pages 3270–3275, 2004.
- [KTM⁺05] E. J Kim, P. Theprungsirikul, M. K McDonald, E. D Gurewitsch, and R. H Allen. A biofidelic birthing simulator. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 24(6) :34–39, 2005.
- [Lap05] R. J. Lapeer. A mechanical contact model for the simulation of obstetric forceps delivery in a virtual/augmented environment. *Studies in Health Technology and Informatics*, 111 :284–289, feb 2005.
- [LCV04] R. J. Lapeer, M. S. Chen, and J. Villagrana. An Augmented Reality based Simulation of Obstetric Forceps Delivery. In *Third IEEE and ACM International Symposium on Mixed and Augmented Reality (ISMAR 2004)*, pages 274–275, nov 2004.
- [Let02] G. S. Letterie. How virtual reality may enhance training in obstetrics and gynecology. *American journal of obstetrics and gynecology*, 187 :S37–S40, sep 2002.
- [LKNN10a] X. Li, J. A. Kruger, M. P. Nash, and P. M. Nielsen. Anisotropic effects of the levator ani muscle during childbirth. *Biomechanics and modeling in mechanobiology*, aug 2010.
- [LKNN10b] X. Li, J. A. Kruger, P. Nash, and M.F. Nielsen. Modeling childbirth : elucidating the mechanisms of labor. *Wiley Interdisciplinary Reviews : Systems Biology and Medicine*, 2(4) :460–470, aug 2010.
- [LP01] R. J. Lapeer and R. W. Prager. Fetal head moulding : finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour. *Journal of Biomechanics*, 34 :1125–1133, 2001.
- [MK75] J. Mizrahi and Z. Karni. A mechanical model for uterine muscle activity during labor and delivery. *Israel Journal of Technology*, 13 :185–191, 1975.
- [MKP80] J. Mizrahi, Z. Karni, and W. Z. Polishuk. Isotropy and anisotropy of uterine muscle during labor contraction. *Journal of Biomechanics*, 13(3) :211–218, 1980.
- [MNB⁺06] E. Mazza, A. Nava, M. Bauer, R. Winter, M. Bajka, and G. A. Holzapfel. Mechanical properties of the human uterine cervix : an in vivo study. *Medical Image Analysis*, 10(2) :125–136, sep 2006.
- [Mor07] R. Moreau. *Le simulateur BirthSIM : un outil complet pour la formation sans risque en obstétrique*. PhD thesis, Institut National des Sciences Appliquées, Lyon, France, 2007.
- [MPP⁺07] J. Martins, M. Pato, E. Pires, R. Natal-Jorge, M. Paraente, and T. Mascarenhas. Finite element studies of the deformation of the pelvic floor. *Ann N Y Academy of Sciences*, doi :10.1196/annals.1389.19 :316–334, 2007.
- [MPS⁺07] R. Moreau, M.-T Pham, R. Silveira, T. Redarce, X. Brun, and O. Dupuis. Design of a new instrumented forceps : Application to safe obstetrical forceps blade placement. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 7(54), july 2007.
- [Muf85] R.-J Muffler. AV-8B HARRIER II training capabilities. In *AIAA Flight Simulator Technologies Conference*, pages 11–15, St Louis, MO, USA, 1985.
- [OBRR04] T. Obst, R. Burghart, E. Ruckhberle, and R. Reiner. The delivery simulator : A new application of medical VT. In *MMVR 2004, Newport Beach*, pages 281–287, 2004.
- [RRM⁺04] D. Riethmuller, P. Roth, A. Martin, R. Maillet, and J.-P. Schaal. Benefits of ultrasonography in the delivery room. *Gynécologie, Obstétrique et fertilité*, 2004.
- [SPR⁺04] R. Silveira, M.-T Pham, T. Redarce, M. Btemps, and O. Dupuis. A new mechanical birth simulator : BirthSIM. In *IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS'04)*, pages 3948–3954, Sendai, Japan, 2004.
- [SRMU07] J.-P Schaal, D. Riethmuller, R. Maillet, and M. Uzan. *Mécanique et Technique Obstétricales*. sauramps medical, third edition, fev 2007.
- [Yam70] H. Yamada. *Strength of biological materials*. Williams & Wilkins in Baltimore, 1970.
- [ZBD⁺03] P.-Y Zambelli, C. Bregand, S. Dewarrat, G. Marti, C. Baur, and P. Leyvraz. Planning and navigation solution in re-surfacing hips surgery : a way to reduce the surgical approach. In *Poster session, 3rd Annual meeting of the International Society Orthopaedic Surgery*, Marbella, Spain, 2003.