

Simulation bio-mécanique de la descente foetale sans trajectoire théorique imposée

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

Abstract—A l’heure actuelle, les jeunes obstétriciens apprennent le geste médical de l’accouchement lors de réels accouchements. Ce procédé accélère leur formation jugée souvent trop courte. C’est pourquoi, l’utilisation d’outils virtuels, permettant une première formation du geste médical de l’accouchement, permettrait de compléter la formation des jeunes obstétriciens. La réalisation d’un tel outil virtuel passe par la définition d’un modèle bio-mécanique complet de l’appareil reproductif féminin au cours de l’accouchement, ainsi que le calcul des efforts engendrés par la descente du fœtus. Nous présentons dans cet article un modèle bio-mécanique, basé sur la méthode des éléments finis, permettant la simulation du comportement des organes impliqués au cours de l’accouchement (utérus, abdomen maternel, bassin mou et osseux) en contact avec le fœtus. Cette simulation permet ainsi l’obtention de la trajectoire du fœtus au cours de sa descente et de son dégagement.

I. INTRODUCTION

A l’heure actuelle, le geste médical de l’accouchement est appris par les jeunes obstétriciens en réalisant, sous l’œil 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 AUREOLE (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. Il apparaît que sur les 4589 accouchements, près de 150 se sont terminés par des lésions du bébé légères ou plus sérieuses. 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 limitant le risque pour 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. Le plus souvent leurs interfaces haptiques sont commandées par la variation des consignes électriques appliquées à leurs moteurs (ou actionneurs). 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.

¹ Université de Lyon, CNRS, Université Lyon 1, LIRIS, SAARA team, UMR5205, F-69622, France firstname.name@liris.cnrs.fr

² Université de Lyon, CNRS, INSA de Lyon, Laboratoire Ampère, UMR5005, F-69621, France tanneguy.redarce@insa-lyon.fr

³ Maternité Port Royal, Groupe Hospitalier Cochin - Saint Vincent De Paul, F-75679, France gilles.grange@cch.aphp.fr

Il serait alors intéressant de développer un outil paramétrable plus adapté, permettant la prise en compte des différents types anatomiques dépendant de la morphologie de la parturiente et du fœtus. Un tel outil comportera deux aspects : une partie virtuelle simulant le processus d’accouchement et une interface haptique. La mise en place de la partie virtuelle pourrait passer par la définition d’un modèle bio-mécanique complet de l’appareil génital féminin au cours de l’accouchement, permettant le calcul des efforts engendrés par la descente du fœtus. Les résultats de ce calcul seraient ensuite envoyés au dispositif haptique. Un point important du développement d’un tel outil consiste à obtenir une simulation en temps interactif, nécessitant une simplification du modèle employé et une optimisation des calculs.

Dans cet article, nous proposons un modèle bio-mécanique de l’appareil génital féminin basé sur la mécanique des milieux continus qui permet la simulation du comportement des différents organes impliqués au cours de l’accouchement (utérus, abdomen maternel, bassin mou et osseux) en contact avec le fœtus. Cette simulation permettra l’obtention de la trajectoire foetale au cours de l’accouchement qui est issue des interactions qui se produisent entre le fœtus et les organes de la parturiente.

Cet article est décomposé de la manière suivante. La section II présente un état de l’art sur les simulateurs d’accouchement et plus particulièrement sur les modèles bio-mécaniques déjà réalisés dans ce cadre. Dans la section III, nous détaillons le modèle géométrique pour ensuite présenter dans la section V le modèle bio-mécanique proposé. Puis la section VI présente nos résultats concernant la simulation de la descente foetale. Enfin, la section VII présente la conclusion et les perspectives concernant le travail présenté.

II. 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 l’obstétrique, des simulateurs ont déjà été proposés pour l’apprentissage du geste. Le premier simulateur virtuel fut réalisé par Boissonnat en 1993 [BG93]. Le modèle proposé permet de régler différents paramètres géométriques comme la morphologie du bassin ou du fœtus. 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 pronostique

de l'accouchement en effectuant une simulation de la descente du fœtus 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 fœtus et du bassin à un retour haptique (système trois axes) représentant la main du praticien a été réalisé par Kheddar [KDB⁺04]. Mais, de même que le simulateur précédent, la simulation est là encore basée sur une trajectoire imposée ne permettant donc pas de prendre en compte plusieurs types de morphologies ou cas pathologiques recensés. Or nous pensons que cet objectif est essentiel pour la réalisation d'un simulateur permettant de reproduire différents scénarios types pour la formation.

D'autres études ont été menées sur la caractérisation de la dynamique pelvienne par les descripteurs de formes afin d'estimer les déformations subies par certains organes pelviens (vessie, utérus, rectum) [PBR⁺09]. Cette étude n'est pas orientée vers la simulation d'accouchement, mais sur les troubles de la statique pelvienne. Ainsi, l'étude du comportement du système pelvien féminin concerne le cas de femmes non gravides. Or le comportement des organes pelviens étant très différents entre une femme enceinte sur le point d'accoucher et une femme non gravide, il nous est difficile de nous appuyer directement sur leurs travaux.

L'objectif de nos travaux réside dans la simulation réaliste de la descente du fœtus au cours de l'accouchement. La simulation doit donc prendre en compte la morphologie des organes de la parturiente, ainsi que celle du fœtus, afin de simuler de manière réaliste leurs interactions. Cette simulation sera couplée à un dispositif haptique, permettant l'interaction de l'utilisateur avec l'outil proposé. Pour parvenir à ce résultat, nous proposons un modèle bio-mécanique permettant une simulation physique du comportement des organes impliqués. Notons que de nombreuses méthodes d'approximation et résolution numérique existent [NMK⁺06], chacune ayant leurs avantages et inconvénients. La figure 1 présente une brève comparaison des principales méthodes existantes suivant trois critères :

- la précision qui indique la pertinence de la méthode, à fournir des résultats proches de la réalité ;
- la stabilité qui indique le degré de convergence de la méthode vers une solution indépendamment des sollicitations appliquées ;
- l'interactivité qui indique la vitesse de calcul de la méthode.

A ce stade de notre étude, l'objectif étant de valider le modèle proposé, nous avons choisi d'utiliser la méthode des éléments finis, pour ses qualités de stabilité et précision, au détriment du temps de calcul. L'étape suivante consistera à optimiser le modèle proposé ainsi que sa méthode de résolution afin d'obtenir des réponses en temps interactif. Nous nous appuyerons alors sur des travaux réalisés sur l'optimisation de la méthode des éléments finis, tels que [NFP06] qui travaille dans le cadre de grandes déformations.

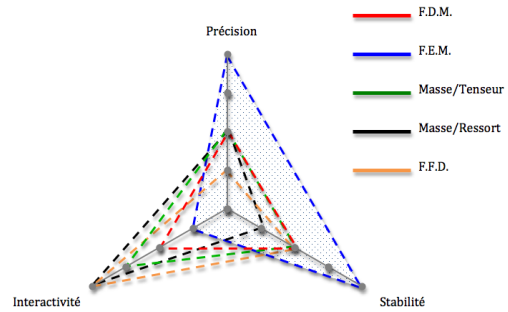


Fig. 1. Comparaison des méthodes de simulation numérique (Finite Différence Methode, Finite Elements Methode, Masses/tenseur, Masses/ressorts, Free Form Deformation) suivant des critères de qualité de résultats, de stabilité et de temps de calcul.

III. ANATOMIE FONCTIONNELLE

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, au cours de la phase de travail, les contractions de l'utérus alliées aux efforts de poussées vont 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. Afin de simplifier le modèle anatomique 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 (cf. Fig. 2).

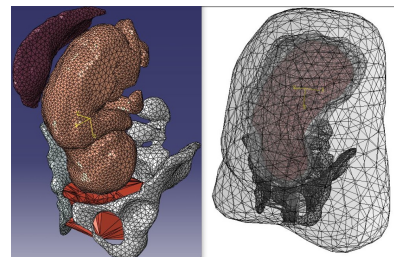


Fig. 2. Modèles géométriques du fœtus, de l'utérus, du bassin et de l'abdomen maternels.

IV. MODÈLE ANATOMIQUE

A. Modèle du bassin et rachis sacro-lombaire

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 rachis sacro-lombaire) de femmes enceintes. Ces données ont

été fournies par l'hôpital Saint Vincent de Paul de Paris. Elles ont ensuite été traitées afin d'obtenir le maillage triangulaire surfacique, ainsi que le maillage volumique tétraédrique des organes (cf. Fig. 3).

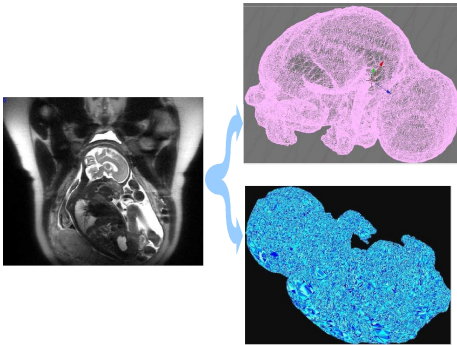


Fig. 3. Maillages d'un fœtus obtenus, après segmentation, à partir de données IRM (à gauche) : maillage surfacique à base de triangles (en haut à droite) et maillage volumique à base de tétraèdres (en bas à droite).

Notons que le bassin osseux est composé de trois parties (deux os coxaux gauche et droite et le rachis sacro-lombaire) reliées ensemble par un jeu de ligaments (cf. Fig. 5). Le maillage de ce bassin osseux directement obtenu à partir des données scanners est très complexe et contient un nombre très important de noeuds (Fig. 4 - à gauche). Or, un nombre de noeuds important engendre une augmentation des temps de calculs. C'est pourquoi, nous avons simplifié ce maillage en le lissant, tout en conservant ses caractéristiques essentielles telles que les épines ischiatiques, la pointe du coccyx ainsi que la zone du pubis (cf. la partie III). 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 (Fig 4 - au milieu). Ce maillage a ensuite été lissé afin de supprimer les arêtes vives encore présentes. Au final, nous obtenons un maillage avec 4.765 noeuds contre 18.300 au départ (Fig 4 - à droite).

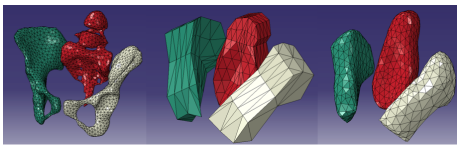


Fig. 4. Simplification du maillage du bassin osseux : maillage initial, boîtes englobantes, maillage final (de gauche à droite).

Le bassin est également composé d'un réseau musculaire périnée (communément appelé «plancher pelvien») situé au niveau du détroit inférieur du bassin. La partie droite de la figure 5 illustre cette partie anatomique.

Le bassin est un élément capital au cours de l'accouchement avec un rôle résistif pour le plancher pelvien qui vient entourer la partie basse de l'utérus ainsi que la région vaginale. Notons que la modélisation du plancher pelvien a été intégrée à celle de l'abdomen de la parturiente. Le bassin osseux joue également un rôle important puisqu'il va guider la tête foetale dans la filière génitale. Le bassin 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-sous-pubien. Le but de cette variation de diamètre est de faciliter la descente foetale en permettant l'élargissant du détroit inférieur.

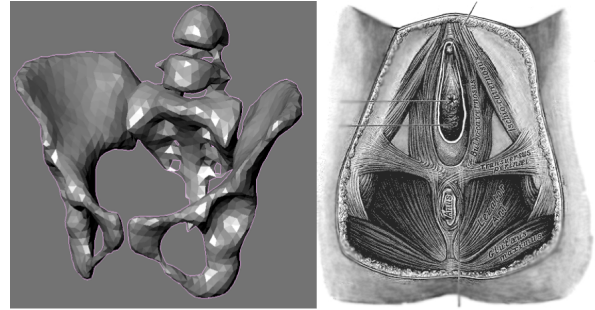


Fig. 5. Le bassin est composé de deux parties : la partie osseuse (gauche) et la partie musculaire (droite) appelée «plancher pelvien».

Au final, nous avons décidé de considérer les ailes iliaques comme des organes fixes et indéformables. Nous avons considéré que le rachis était fixé et nous l'avons laissé mobile que la bascule au niveau inférieur.

B. Modèle bio-mécanique du fœtus

Intéressons-nous dans un premier temps au fœtus. 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 ainsi qu'une densité unique. Notons que le corps d'un être humain étant constitué à environ 90% d'eau, sa densité se trouve juste en dessous de 1000 Kg/m³ avec une partie lourde concernant essentiellement sa zone musculaire. Ainsi, 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.

Considérons désormais la géométrie du fœtus. A l'intérieur de l'utérus, le fœtus 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 3,5Kg [SRMU07]. D'un point de vue anatomique, les proportions entre les différentes parties du corps d'un fœtus ne sont pas les mêmes que celles d'un adulte ou d'un enfant. En effet, la tête foetale est très développée par rapport au reste de son corps.

D'un point de vue complexité, il n'est pas possible de modéliser l'intégralité des différents organes du fœtus. C'est pourquoi nous avons créé trois zones au sein du fœtus qui représentent le crâne, le corps et le tissu cutané (cf. Fig. 6). Le crâne est considéré comme un objet déformable puisque celui-ci subit d'importantes déformations au cours

de l'accouchement. Le corps est 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. Cette modélisation nous permet de simplifier considérablement le foetus, tout en gardant une articulation au niveau de la tête induite par la déformation du tissu cutané.

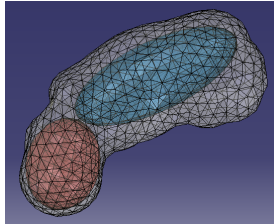


Fig. 6. Modélisation du foetus en 3 parties : crâne (rouge), corps (bleu) et tissu cutané (blanc).

Le tableau 7 récapitule, d'un point de vue relatif, le comportement des différentes parties du modèle bio-mécanique du foetus.

	Déformabilité	Compressibilité
Crâne	++	0
Corps	++	0
Tissu cutané	+	++

Fig. 7. Comparaison de la compressibilité et de la déformabilité du crâne, du corps et du tissu cutané du modèle bio-mécanique du foetus.

C. Modèle bio-mécanique de l'abdomen maternel

Considérons désormais l'abdomen maternel. C'est notamment sur cet organe que seront appliquées les contractions. L'abdomen maternel est constitué d'un grand nombre d'organes (vessie, rectum, colonne vertébrale, cotes, foie, etc.) qui seraient, pour des raisons de temps de calcul, inconcevables de modéliser séparément. C'est pourquoi, nous avons modélisé ce système comme un seul objet dont les propriétés mécaniques se rapprochent le plus possible de celles des organes réunis. Nous avons ainsi récupéré les données du contour de l'abdomen de la parturiente par le biais des données IRM, et nous avons ensuite maillé l'intérieur en ôtant les organes modélisés précédemment (*cf.* Fig. 8).

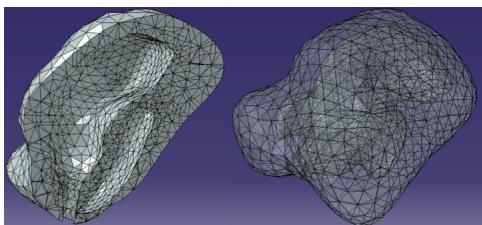


Fig. 8. Maillage de l'abdomen de la parturiente (à droite) avec visualisation de sa coupe sagittale (à gauche).

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. Ces muscles seront donc modélisés comme un champ de force instationnaire. Par ailleurs, nous avons vu que nous avons intégré le plancher pelvien 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.

De plus, rappelons que durant la gestation, le développement du foetus provoque un déplacement des autres organes de la mère qui vont être compressés autour de l'utérus. Ainsi, au cours de la descente foetale, le volume occupé par le foetus va être libéré permettant aux autres organes la reprise de leur position initiale. Mais, comme nous ne modélisons pas l'ensemble de ces organes, nous ne pouvons pas combler naturellement ce vide durant la descente foetale. C'est pourquoi, nous avons décidé de donner un comportement très élastique et compressible à l'abdomen pour que les éléments le constituant puissent venir se repositionner autour de l'utérus. De plus, nous avons fixé l'arrière de l'abdomen afin de prendre en compte le fait que la mère est assise et a donc 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 foetus 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.

D. Modèle de l'utérus et des forces d'expulsion

Considérons désormais l'utérus. Sa membrane est une poche musculaire dans laquelle le foetus se développe tout au long de la grossesse. Lors de l'accouchement, cet organe est le plus important du système pelvien, puisqu'il est le support de tous les efforts appliqués par les autres organes. Ses dimensions moyennes pour une femme non gravide sont environ de 65mm de longueur, 45mm de largeur pour une épaisseur approximative de 30mm. 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 gestation modifie considérablement ses propriétés mécaniques rendant leurs évaluations difficiles.

Au cours de l'accouchement, l'utérus va venir exercer une pression sur la paroi externe du corps du foetus, le poussant vers la filière génitale et provoquant un phénomène de *mapping*. 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. Afin de simplifier notre modèle, nous avons modélisé l'ensemble, utérus, col utérin et canal vaginal comme un seul et même objet.

Par ailleurs, rappelons que les muscles sont constitués d'un réseau de fibres parallèles qui peuvent se contracter suite à une impulsion électrique. L'alignement de ces fibres nous permet de récupérer la direction de la résultante du champ de forces appliqué sur un muscle. En conséquence de « la loi de poisson » ainsi que de « la loi de conservation de la masse », lorsque le muscle s'allonge dans une direction, il subit un rétrécissement dans les autres directions. Le problème rencontré avec l'utérus est que nous ne pouvons pas déterminer la direction propre des fibres, puisque ce muscle est une poche ouverte d'un côté. C'est pour cela que nous avons décidé de ne pas modéliser les causes de la déformation dues à un champs de force, mais directement les conséquences. Ainsi, les contractions utérines (C.U.) seront modélisées comme un champ de pression uniforme sur la surface interne et externe de l'utérus.

Ces contractions utérines sont involontaires. Elles ont une fréquence d'environ 3 ou 4 par dix minutes et la durée moyenne au cours d'une période d'une contraction est de 90 secondes. Le modèle bio-mécanique que nous proposons est constitué de 12 périodes, ce qui donne une durée de travail de 30 à 40 minutes. 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 C.U. ». 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. 9).

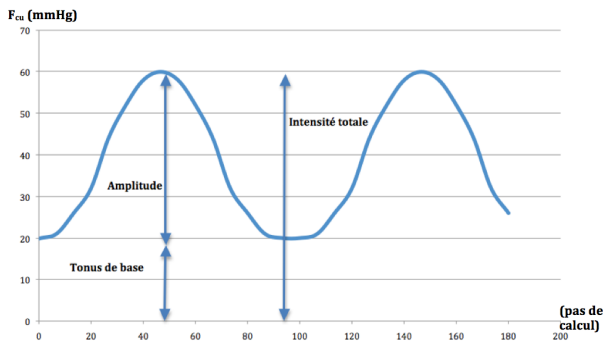


Fig. 9. Force de contraction utérine (en mmHg) en fonction du temps.

Mais cette poussée est insuffisante pour permettre l'effacement des muscles pelviens et l'accouchement du fœtus. 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, provoquées par la contraction des abdominaux et du diaphragme, sont environ 5 fois plus fortes, elles doivent absolument s'ajouter aux C.U. pour permettre de franchir le seuil de résistance du plancher pelvien. La figure 10 présente cette contrainte.

Nous ajoutons à ces deux champs de forces une pression interne constante due à la déformation des organes environnants, modélisés comme un milieu viscoélastique. Cette pression aura pour effet de garder une bonne cohésion et un

bon contact sans choc entre les organes internes. La figure 11 illustre le comportement en 2D de l'ajout de cette pression.

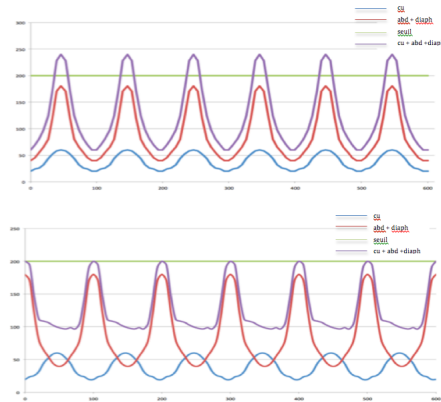


Fig. 10. Evolution des différentes forces utérines : forces synchronisées (haut) et forces non synchronisées (bas). La ligne verte correspond au seuil de délivrance.

Nous avons également modélisé les contacts entre l'utérus et le corps du fœtus. Ces contacts sont 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.

Par ailleurs, notons que la simplification de l'abdomen maternel (engendrant une élasticité importante) induit un effet de rebond des éléments de l'abdomen. Ainsi, le fœtus effectue des séries de petites montées / descentes le long du canal vaginal tout en conservant une tendance générale de descente. Ce phénomène existe en réalité mais de manière beaucoup moins important. Pour limiter ce phénomène, un léger frottement a été ajouté sur la partie vaginale. Ce frottement doit être suffisamment élevé pour freiner la trajectoire foetale lorsque les poussées sont terminées, mais suffisamment faible pour ne pas stopper totalement la descente du fœtus le long du canal vaginal.

E. Autres organes impliqués dans l'accouchement

D'autres organes impliqués dans l'accouchement auraient pu être modélisés, comme le placenta ou encore la vessie. 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 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 bio-mécanique.

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.

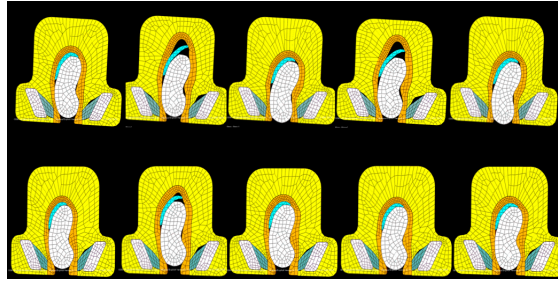


Fig. 11. Comportement des organes sans pression interne (haut) et avec pression interne (bas).

V. SIMULATION BIO-MÉCANIQUE

Nous avons vu que la simulation de la descente du foetus au cours de l'accouchement sera basée sur la méthode des éléments finis. Pour effectuer cette simulation, nous devons définir les propriétés mécaniques et lois de comportement des différents organes impliqués. Nous présentons dans cette section nos différents choix concernant la méthode de simulation employée, et les lois de comportement des différents organes impliqués.

Le corps humain étant constitué à près de 90% d'eau (matériau incompressible), notre hypothèse d'incompressibilité est facilement validée. Considérons ainsi l'équation de la conservation de la masse d'un système :

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

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 de notre objet ne pouvant pas être égale à 0, nous avons choisi d'imposer la condition sur le champ de déplacement de notre foetus avec $\operatorname{div}(U) = 0$.

Pour obtenir l'évolution au cours du temps des déformations des objets simulés, nous devons résoudre à chaque pas de temps l'équation

$$[M] \ddot{U} + [K] U = [F_{\text{ext}}] \quad (2)$$

avec M la matrice des masses, U le vecteur déplacement, C la matrice d'amortissement, K la matrice des raideurs, F_{ext} les forces externes et KU les forces internes. La résolution de cette EDP sera effectuée en utilisant la méthode des éléments finis basée sur une discrétisation de l'objet en un ensemble d'éléments. Nous avons choisi de discrétiser les organes en un ensemble de tétraédres. Ensuite, les équations de la mécanique des milieux continus incluant les lois de comportement des éléments sont écrites pour chacun des éléments.

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. La loi de comportement est ainsi définie par $\sigma = E \cdot \epsilon$ avec σ le tenseur des contraintes, ϵ le tenseur des déformations et E le module de Young.

La loi de Neo-Hooke permet la modélisation d'un comportement incompressible hyper-élastique qui est caractérisé par une fonction d'énergie de déformation W ne dépendant que de l'état actuel des déformations avec $\sigma = \frac{\partial W}{\partial \epsilon}$. Cette énergie de déformation est définie par $W = C_{10}(\bar{I}_1 - 3)$ avec $C_{10} = \frac{1}{2}G$ avec $G = \frac{E}{2(1+\nu)}$ le module de cisaillement et \bar{I}_1 le premier invariant du tenseur de dilatations de Cauchy-Green gauche défini par $B = F \cdot F^T$ où F est le tenseur gradient de la transformation.

Les valeurs des propriétés mécanique étant extrêmement difficiles à déterminer et pouvant varier d'un facteur mille en fonction du protocole utilisé pour les déterminer, nous nous sommes inspirés des valeurs de la littérature pour le choix de ses valeurs [Fun93]. Le tableau suivant récapitule les valeurs de propriétés mécaniques que nous avons choisies.

Organes	Lois de comportement	Densité
Foetus (tissu cutané)	Loi hyper-élastique Neo-Hooke C10=130 kPa	400Kg/m3
Foetus (crane)	Loi hyper-élastique Neo-Hooke C10=75 kPa	950Kg/m3
Foetus (corps)	Loi hyper-élastique Neo-Hooke C10=70 kPa	950Kg/m3
Bassin	Loi élastique Hooke E=23000 kPa	1000Kg/m3
Ventre	Loi hyper-élastique Neo-Hooke C10=5 kPa	2500Kg/m3
Utérus	Loi hyper-élastique Neo-Hooke C10=30 kPa	950Kg/m3

Fig. 12. Tableau récapitulatif des propriétés mécaniques et loi de comportement des organes.

VI. RÉSULTATS : SIMULATION DE LA DESCENTE FOETALE

La figure 13 présente l'évolution de la trajectoire de l'axe sagito-frontal d'un point moyen de la tête du fœtus avec les différentes phases de progression de la tête au sein du ventre maternel.

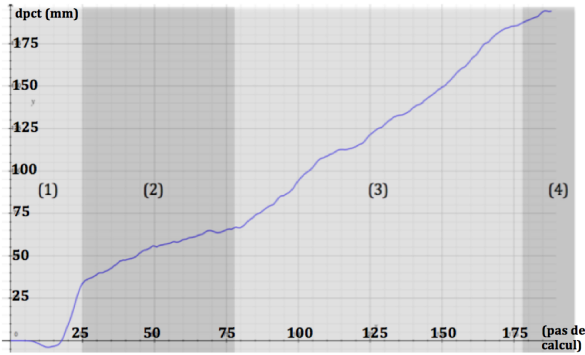


Fig. 13. Trajectoire de l'axe sagito-frontal d'un point moyen de la tête du fœtus avec les différentes phases de progression de la tête au sein du ventre maternel.

Nous pouvons observer 4 phases distinctes. La première, avec descente rapide, correspond à la mise en place de la tête fœtale à l'entrée du détroit supérieur, zone où le fœtus n'est pas soumis à de fortes résistances. La seconde phase correspond à la traversée par la tête du bassin. Les muscles du bassin jouent alors un rôle résistant empêchant le fœtus de progresser. C'est pourquoi, la vitesse de la tête du fœtus est la plus faible dans cette phase par rapport aux autres phases. Puis, lorsque la tête commence à sortir de la zone vaginal, nous constatons une augmentation de la vitesse fœtale. Enfin, une fois la tête du fœtus complètement sortie, nous cessons la simulation, car la partie la plus volumineuse est sortie.

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 afin d'évaluer la diminution de la taille de l'utérus. Sur la figure 14, nous pouvons observer que cette différence est de 230mm au début de la phase de travail et de 80mm à la sortie du fœtus ce qui nous donne approximativement une diminution de sa taille de l'ordre de 2/3.

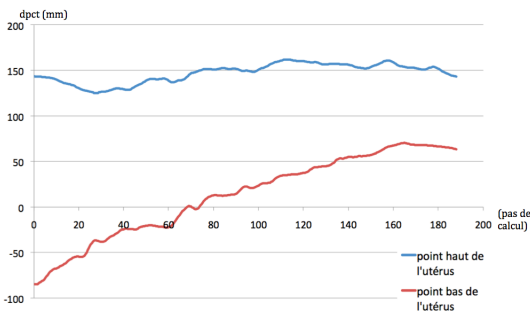


Fig. 14. Evolution de la trajectoire sagito-frontal d'un point de l'utérus.

Un autre paramètre d'analyse concerne la bascule du sacrum. La figure 15 présente l'évolution au cours du temps

de la trajectoire transverse de la pointe du sacrum. Nous constatons deux phases de forte accélération et une phase de forte décélération. La première correspond à l'arrivée de la tête en contact avec le sacrum qui se retrouve poussée en arrière par les os du crâne du fœtus. Puis, lorsque la tête commence à entrer dans le canal vaginal, celle-ci quitte la bascule du bassin. Le sacrum peut ainsi retourner à sa position initiale engendrant une phase de décélération jusqu'au passage du reste du corps qui provoque la seconde phase d'accélération.

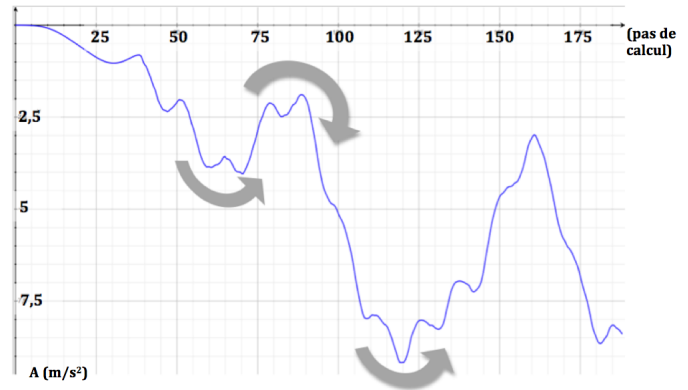


Fig. 15. Evolution de la trajectoire de la pointe du sacrum avec les phases de forte accélération et décélération.

Nous avons également annoncé le comportement d'élongation de la tête fœtale au cours de l'accouchement due au fait qu'elle est compressée de part et d'autre par les muscles pelviens. Nous constatons sur la figure 16 que notre modèle respecte également ce phénomène.

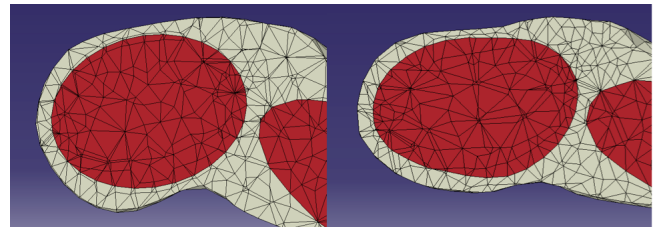


Fig. 16. Observation du léger écrasement de la tête fœtale au cours de la simulation.

Un dernier point de validation de notre modèle concerne l'analyse moyenne de l'accélération de la tête fœtale. En effet, la masse du fœtus ne changeant pas au cours de la simulation, nous pouvons interpréter par le biais de l'accélération la somme des forces s'appliquant sur sa tête. La figure 17 présente ce résultat. Encore une fois, nous constatons une bonne cohérence entre notre modèle et l'anatomie, puisque les principaux pics d'accélération et de décélération ont lieu lorsque la tête progresse dans le bassin, zone où la tête est la plus guidée par des contraintes extérieures. De plus, lorsque la tête quitte le plancher pelvien, nous constatons que l'évolution de l'accélération diminue.

Enfin, la figure 18 présente quelques phases de la simulation complète de l'accouchement que nous avons réalisée.

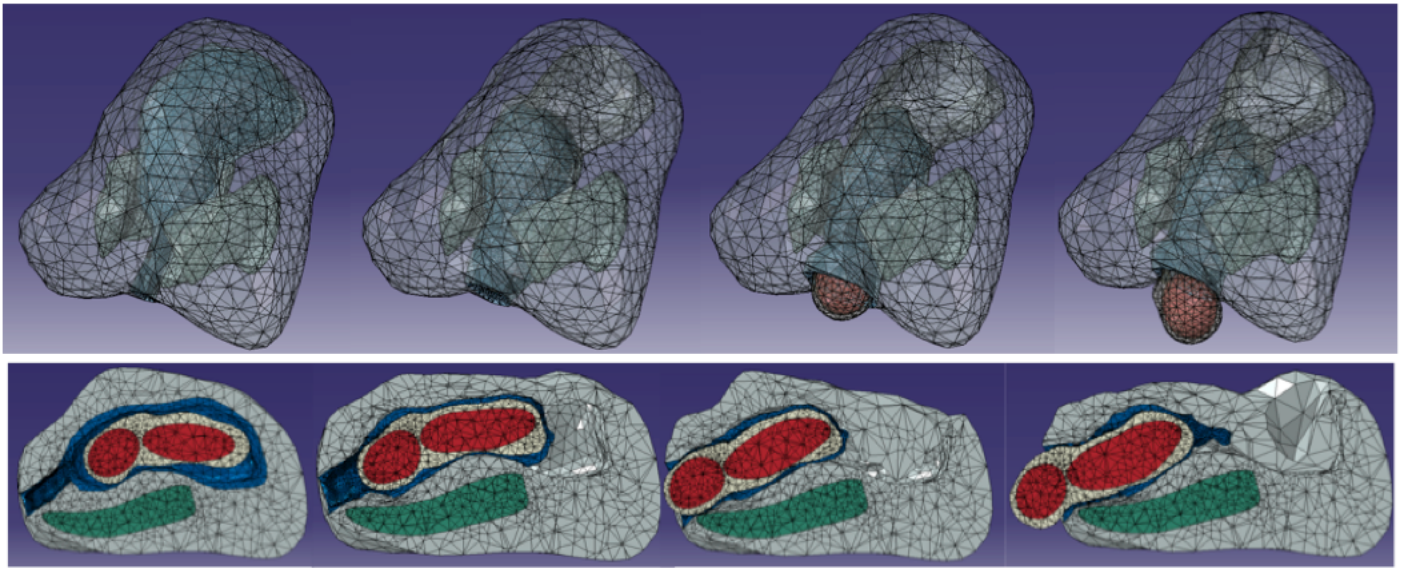


Fig. 18. Différentes phases de la simulation de l'accouchement : vue 3D (haut) et vue dans le plan sagittal (bas).

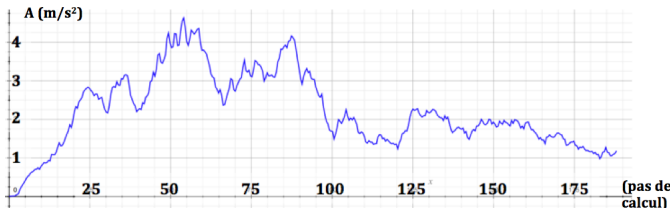


Fig. 17. Accélération de la tête fœtale.

Nous observons le dégagement du fœtus obtenue par l'application des différentes forces précédemment explicitées.

VII. CONCLUSION ET PERSPECTIVES

Nous venons de proposer un modèle bio-mécanique du système de reproduction féminin d'une parturiente en interaction avec le fœtus. Cette modélisation permet la simulation de la descente du fœtus dans le canal vaginal au cours de l'accouchement. Cette simulation est basée sur la mécanique des milieux continus et utilise la méthode des éléments finis.

ACKNOWLEDGMENT

This work is partly financed by a grant of the GMCAO project of the cluster ISLE of the Rhône-Alpes region. Special thanks to Jeremy Anquez (TELECOM ParisTech, CNRS, UMR-5141, LTCI) for the segmentation of the medical data provide by the Prof. C. Adamsbaum (St Vincent de Paul hospital, Paris).

REFERENCES

- [ALT06] 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.
- [Cak03] H. K. Cakmak. Advanced surgical training in laparoscopy with vest simulators. In *2eme Workshop on Basic Anatomy and advanced Technology in Laparoscopic Surgery*, Kiel Allemagne, 2003.
- [CDC⁺96] S. Cotin, H. Delingette, J.-M. Clement, V. Tasseti, 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.
- [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.
- [Fun93] Y.C. Fung. *Biomechanics. Mechanical properties of living tissues*. Springer, second edition, 1993.
- [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 and Systems*, volume 4, pages 3270–3275, 2004.
- [Muf85] R.-J. Muffler. Av-8b harrier ii training capabilities. In *AIAA Flight Simulator Technologies Conference*, pages 11–15, St Louis, MO, USA, 1985.
- [NFP06] M. Nesme, F. Faure, and Y. Payan. Hierarchical multi-resolution finite element model for soft body simulation. In Matthias Harders and Gábor Székely, editors, *3rd International Symposium on Biomedical Simulation, ISBMS 2006, July, 2006*, volume 4072 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 40–47, Zurich, Suisse, July 2006.
- [NMK⁺06] A Nealen, M Muller, R Keiser, E Boxerman, and M. Carlson. Physically based deformable models in computer graphics. *Computer Graphics, TU Berlin*, 25(4) :1–24, 2006.
- [PBR⁺09] N. Pirró, M.-E. Bellemare, M. Rahim, O. Durieux, I. Sielezneff, B. Sastre, and P. Champsaur. Résultats préliminaires et perspectives de la modélisation dynamique pelvienne patient spécifique. *Pelvi-périnéologie*, 4(1) :15 – 21, Mars 2009.
- [SRMU07] J.-P. Schaal, D. Riethmuller, R. Maillat, and M. Uzan. *Mécanique et Technique Obstétricales*. sauramps medical, troisième édition, février 2007.
- [ZBD⁺03] P.-Y. Zambelli, C. Bregand, S. Dewarrat, G. Marti, C. Baur, and P. Leyvraz. planning and navigation solution in resurfacing hips surgery : A way to reduce the surgical approach. In *Poster session, 3rd Annual meeting of the International Society Orthopaedic Surgery*, Marbella, Spain, 2003.