



**HAL**  
open science

## Simuler en temps réel la descente du foetus

Florence Zara

► **To cite this version:**

Florence Zara. Simuler en temps réel la descente du foetus. *Quadrature*, 2018, 107, pp.34-46. hal-01486863

**HAL Id: hal-01486863**

**<https://hal.science/hal-01486863v1>**

Submitted on 12 Apr 2017

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

# Simuler en temps réel la descente du fœtus

par Florence ZARA\*

## Résumé.

La formation médicale a besoin d'être éprouvée par la pratique afin que les médecins s'approprient les gestes médicaux-chirurgicaux à réaliser. Mais la formation directement effectuée sur le patient pose des problèmes éthiques en soumettant le patient à des risques liés à cet enseignement. L'emploi de systèmes d'apprentissage basés sur des simulations permet de palier à ce problème. Nous présentons dans cet article la réalisation d'un simulateur basé sur les techniques de Réalité Virtuelle visant la formation aux gestes médicaux de l'accouchement. Ce simulateur intègre une simulation numérique, temps réel, du comportement des organes de la parturiente (terme employé pour une femme qui accouche) et du fœtus au cours de l'accouchement. Nous verrons ici les étapes de la réalisation de cette simulation.

## I Un contexte médical

Dans le domaine médical, la formation repose majoritairement sur l'observation alors que l'apprentissage d'un geste doit être éprouvé dans la pratique. En effet, durant sa formation, l'étudiant en médecine observe généralement un médecin expert effectuant une opération, sans la faire lui-même, afin de ne pas exposer le patient à des risques liés à l'enseignement. Or le maniement des instruments chirurgicaux nécessite une dextérité et une compréhension complète du geste qui doit être effectué sur le patient, ainsi que la situation particulière liée à la pathologie du patient. Pour palier à ce problème d'apprentissage par la pratique, la formation médicale se tourne de plus en plus vers l'emploi de simulations. Ces simulations vont de la mise en situation des médecins apprentis lors de l'annonce d'une pathologie, jusqu'à l'emploi de simulateurs complexes tels que ceux employés dans l'aviation, permettant de s'entraîner à un geste et une situation précise.

Dans cet article, nous allons nous intéresser à la réalisation d'un simulateur basé sur les avancées technologiques en Réalité Virtuelle. Ce nouveau type de simulateurs médicaux couple ainsi (i) un modèle numérique permettant de visualiser en 3D le geste effectué, ainsi que le comportement des organes en interaction ;

(ii) un dispositif issu de la robotique (appelée interface haptique) permettant d'interagir avec le modèle numérique, tout en restituant les sensations de toucher perçues par le médecin lors de l'emploi de son instrument usuel ; (iii) un composant pédagogique proposant un ensemble de scénarios pertinents pour l'apprentissage avec notamment la proposition de mise en situations délicates que la formation médicale usuelle ne peut proposer à tout étudiant en médecine.

Les travaux présentés dans cet article ont notamment été réalisés dans le cadre du projet SAGA (Simulateurs pour l'Apprentissage des Gestes de l'Accouchement) de l'appel ANR Modèles Numériques 2012. Ce projet a réuni des chercheurs experts en didactique (pour déterminer les différents éléments du simulateur et concevoir des scénarios pertinents pour l'apprentissage), en robotique, mécatronique, automatique (pour concevoir l'interface haptique adéquate du geste) et en informatique graphique (pour concevoir la simulation numérique temps réel). Ce projet a de plus été rendu possible par une étroite collaboration avec des obstétriciens de l'Hôpital Lyon Sud et l'école de sage-femme de Grenoble (pour comprendre le geste médical et valider l'apport du simulateur pour l'apprentissage). Tous ces acteurs, de disciplines différentes, sont ainsi nécessaires pour la réalisation d'un tel simulateur de gestes médicaux répondant aux attentes de la formation médicale.

\* [florence.zara@univ-lyon1.fr](mailto:florence.zara@univ-lyon1.fr)

## II Un simulateur pour apprendre les gestes de l'accouchement

Dans la majorité des cas, un accouchement ne nécessite pas l'intervention d'un obstétricien. Le rôle de la sage-femme consiste alors à aider la future mère à pousser aux moments adéquats afin que ces forces de poussées maternelles se conjuguent aux forces issues des contractions utérines, permettant de faire descendre et sortir le fœtus du bassin pelvien. Par contre, dans certains cas causés par la morphologie du fœtus ou du bassin maternel, ou encore par le positionnement du fœtus, ces forces ne suffisent pas. L'obstétricien doit alors intervenir en employant un instrument appelé forceps (semblable à deux grandes cuillères) qui permet d'extraire le fœtus. Il s'agit alors de savoir manipuler cet instrument afin de ne pas endommager ni la future mère ni le fœtus, en posant tout d'abord les cuillères de façon à épouser la tête fœtale, puis en effectuant le geste d'extraction permettant de délivrer le fœtus.

Pour apprendre à effectuer ce geste qui évite le recours, jamais sans risque, à une césarienne, le laboratoire Ampère a développé au fil des années, un dispositif haptique [7, 8] permettant de s'entraîner à la pose des forceps sur la tête du fœtus et à son extraction. Ce dispositif appelé BirthSIM (visible sur la Fig. 1) est constitué de mannequins anthropomorphes usuellement employés par les obstétriciens et les sages-femmes lors de leur apprentissage. Un vérin pneumatique (encadré rouge) a ensuite été mis en place pour simuler la descente de la tête du fœtus au travers du bassin pelvien. Des capteurs de position à six degrés de liberté ont ensuite été positionnés sur les forceps et la tête fœtale (encadré vert). Ces capteurs enregistrent dans les 3 directions de l'espace les mouvements de translation et de rotation. Ils permettent ainsi de suivre le mouvement du médecin tout au long de son geste d'extraction.

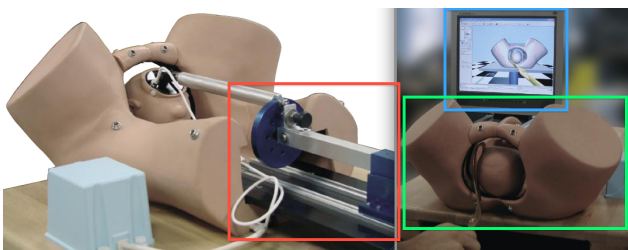


Figure 1. Le simulateur physique BirthSIM [7, 8] développé par le laboratoire Ampère (INSA de Lyon) et le Pr Olivier Dupuis (Centre Hospitalier Lyon-Sud).

L'emploi de ce dispositif seul ne permet pas de gérer tous les cas possibles puisqu'il est basé sur une seule morphologie de mannequins, aussi bien pour le bassin maternel que la tête du fœtus. Pour le rendre plus

générique, l'idée a été de le coupler à une simulation numérique qui peut intégrer des organes de différentes morphologies. La simulation permet de visualiser le mouvement des organes durant la descente du fœtus, ainsi que les gestes réalisés lors de l'extraction par forceps. Il s'agit ainsi de reproduire le comportement des organes de la parturiente (nom donné à une femme qui accouche) qui sont en interaction (c'est-à-dire en contact) avec le fœtus et les forceps lors de cette extraction. L'apprentis s'approprie ainsi le geste médical en le comprenant et en s'y entraînant, sans aucun risque pour une parturiente ou un futur nouveau né.

Dans cet article, nous nous concentrons sur la réalisation de la simulation [4, 5]. Nous présentons ainsi l'approche qui a permis d'effectuer cette simulation de la descente du fœtus en temps interactif, permettant son couplage avec BirthSIM. Ce couplage permet à la simulation numérique et à l'interface haptique de communiquer ensemble, en échangeant des informations telles que la position ou les forces appliquées sur la tête du fœtus. L'objectif est de faire en sorte que la simulation intègre les mouvements de l'utilisateur (notamment le mouvement des forceps) et que l'interface haptique intègre les calculs effectués par la simulation, afin de reproduire la trajectoire de la tête du fœtus, c'est-à-dire que la tête du mannequin pilotée par le vérin pneumatique reproduise le mouvement calculé par la simulation tout au long de l'accouchement et lors de l'emploi des forceps.

Nous allons dans la suite de cet article présenter quelles sont les étapes nécessaires à l'élaboration d'une telle simulation numérique. L'enjeu réside dans le fait de réussir à faire une simulation numérique suffisamment réaliste pour que la trajectoire calculée de la tête du fœtus soit correcte, tout en ayant des temps de calcul compatibles avec un dispositif permettant à l'utilisateur d'interagir avec le modèle numérique.

Les chercheurs en Informatique Graphique travaillent ainsi sur l'élaboration de modèles numériques des organes, basés sur des connaissances biomécaniques (issues des recherches effectuées par les mécaniciens dans ce domaine), permettant des simulations complexes (avec plusieurs organes en interaction entre-eux et avec des instruments médicaux) et cela en temps réel. Il s'agit alors de savoir simplifier, à la fois les modèles géométriques des organes (c'est-à-dire leur représentation mathématique en 3D), ainsi que les équations issues de la Mécanique des Milieux Continus, qui gouvernent à la fois leurs mouvements et leurs déformations. Du point de vue mécanique, les organes sont considérés comme des objets dits déformables.

### III Avant tout, il faut représenter les organes dans l'espace 3D

Dans un premier temps, il s'agit de concevoir le modèle dit géométrique des organes présents dans la simulation, c'est-à-dire leur représentation en 3D.

**Modèle géométrique d'un objet 3D.** Un objet est décomposé en un ensemble d'éléments plus petits qui sont connectés entre eux. Nous parlons alors de *discrétisation* ou représentation discrète de l'objet 3D. Les éléments composant le modèle géométrique peuvent être des polygones ou des polyèdres. Chacun de ces éléments est composé de points (appelés sommets ou nœuds) et de segments (appelés arêtes). Cette représentation va permettre d'effectuer l'affichage de l'objet, grâce à la connaissance de la position 3D de ses sommets, et d'effectuer les calculs de la simulation numérique, consistant à évaluer à chaque instant  $t$ , la nouvelle position de ses sommets. L'évolution des positions des sommets au cours du temps reproduit ainsi le mouvement et la déformation de l'objet.

**Modèles géométriques des organes.** Les modèles géométriques des organes sont élaborés à partir d'images médicales de type IRM ou scanners. Ces images représentent une coupe, dans un plan de l'espace, d'une partie du corps du patient. En exemple, la Fig. 2 (a) montre une image issue d'une IRM d'une femme enceinte sur laquelle le fœtus est visible.

Les images sont ensuite segmentées, c'est-à-dire que l'organe visé est entouré sur chacune d'entre elles. La superposition de ces images segmentées permet de créer le maillage dit surfacique de l'organe, donnant une représentation mathématique de la surface délimitant son contour. Ce maillage surfacique est constitué d'un ensemble de polygones qui sont reliés ensemble. En informatique graphique, les triangles sont alors privilégiés et nous parlons ainsi de maillages triangulaires. En effet, les calculs nécessaires lors de l'affichage des objets à l'écran (projection de la scène

3D vers l'écran 2D engendrant des transformations géométriques de type translation, rotation ou changement d'échelle) sont plus faciles à réaliser sur des triangles que sur d'autres types de polygones. Ils sont ainsi naturellement gérés par la carte graphique. En exemple, la Fig. 2 (b) montre le maillage du fœtus.

Le maillage dit volumique de l'organe est ensuite créé à partir de ce maillage surfacique. Il est constitué de plusieurs polyèdres (généralement des hexaèdres ou des tétraèdres) permettant de remplir l'intérieur du maillage surfacique. L'algorithme de Delaunay [9] peut être employé pour générer les tétraèdres. Nous avons ainsi une représentation volumique de l'objet sur laquelle les calculs seront effectués. La Fig. 2 (c) montre en exemple le maillage tétraédrique du fœtus.

**Simplification pour la simulation.** Les maillages générés à partir des images médicales comportent un grand nombre d'éléments que nous avons diminué pour limiter le temps de la simulation, puisque le nombre de calculs à effectuer est proportionnel au nombre de sommets présents dans le maillage. Cette simplification est faite sur les maillages surfaciques. La Fig. 2 (d) présente le maillage du fœtus avant et après sa simplification passant de 21 500 à 2 800 sommets. Pour les autres maillages, nous sommes passés de 1 750 000 pour le bassin, 42 811 pour l'utérus, 38 863 pour l'abdomen à respectivement 3 500, 2 348 et 3 268 sommets.

Pour réduire ce nombre de sommets, les zones du maillage ayant une petite variation angulaire entre les éléments ont été simplifiées, tout en veillant à conserver les caractéristiques principales des organes grâce à des critères de précision. Comme grandeur, nous avons choisi l'épaisseur de l'aile iliaque pour le bassin osseux, l'épaisseur de la membrane utérine pour l'utérus, et le diamètre de la tête pour le fœtus. Pour le bassin osseux, nous avons encore simplifié le maillage obtenu, en réalisant un maillage très grossier s'appuyant sur les boîtes englobantes des différentes parties connexes du bassin pour obtenir au final un maillage comportant que 1 750 sommets (illustré par la Fig 3).

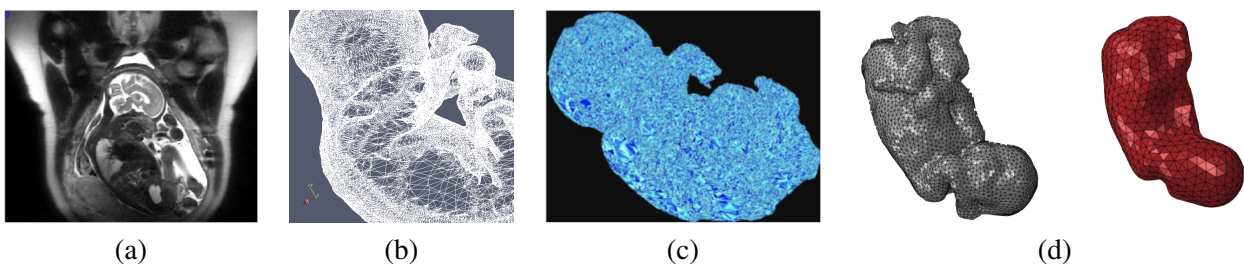


Figure 2. (a) Image IRM d'une femme enceinte permettant la création du maillage surfacique (b) et du maillage volumique (c) du fœtus. (d) Maillage surfacique du fœtus avant et après sa simplification passant de 21 500 à 2 800 sommets.

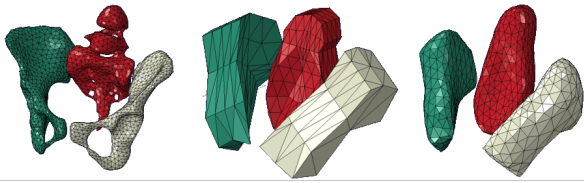


Figure 3. De gauche à droite : maillage simplifié (3 500 noeuds), boîtes englobantes, maillage final (1 750 noeuds).

Nous avons modélisé comme un seul objet, l'utérus, le col utérin et le canal vaginal. Sur la Fig. 4 se trouve le maillage initial issu des données médicales avec 42 811 noeuds, et le maillage obtenu après lissage et reconstruction manuelle du col de l'utérus à partir de l'anatomie [11, 6] pour une dilatation complète.

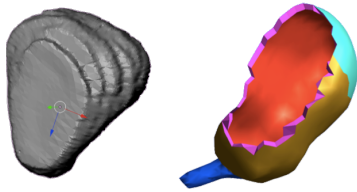


Figure 4. Modèle géométrique de l'utérus : (gauche) maillage obtenu à partir des données médicales, (droite) maillage obtenu après lissage et reconstruction du col de l'utérus.

Les maillages volumiques ont ensuite été générés à partir de ces maillages simplifiés.

**Enjeu actuel.** Des avancées ont été faites pour automatiser la construction des maillages volumiques d'organes à partir d'images médicales, mais certaines difficultés apparaissent encore. Elles concernent par exemple la qualité des maillages obtenus (éléments dont la forme de base est conservée), ou encore la difficulté de voir sur les images médicales toutes les parties des organes (une partie pouvant être tronquée). Il s'agit alors de savoir la reconstruire à partir d'atlas de référence ou d'organe générique. Par contre, cette automatisation est nécessaire si nous souhaitons développer des simulateurs dits « patient spécifique », c'est-à-dire des simulateurs dont l'utilisation permettrait un entraînement directement basé sur les données médicales d'un patient avant par exemple une intervention délicate.

## IV Reproduire le comportement des objets déformables

Après avoir élaboré le modèle géométrique des organes, il s'agit de les animer, c'est-à-dire de reproduire leur mouvement et déformation en tenant compte de leurs éventuelles interactions avec d'autres organes ou avec des instruments médicaux tels que les forceps.

Dans cette section, nous présentons les équations qui gouvernent, selon les lois de Newton, le mouvement d'un objet. Puis, nous considérons le cas particulier des objets déformables, puisque un organe est un corps mécanique qui se déforme sous l'action de contraintes.

### Dynamique newtonienne

L'objectif est de calculer le mouvement de l'objet, c'est-à-dire l'évolution de sa position au cours du temps. Ensuite, son affichage à l'écran en fonction de cette position permettra de visualiser son mouvement. Pour cela, le temps qui est une grandeur continue est discrétisé en différents instants  $t$ . En considérant  $t_0$  le temps initial et  $h$  le pas de temps de la discrétisation, les instants suivants sont donnés par :  $t_n = t_0 + n h$ .

Pour calculer la position de l'objet, nous nous appuyons sur la mécanique newtonienne. La première loi de Newton dit que le mouvement d'un objet est provoqué par les forces qui lui sont appliquées. La seconde loi, plus connue sous le nom de « Principe Fondamental de la Dynamique », dit que la somme des forces qui sont exercées sur un objet est égale à la masse de l'objet multipliée par l'accélération de l'objet.

Soit  $m$  la masse de l'objet, qui est connue et qui ne change pas au cours de la simulation. Notons  $\vec{f}(t)$  l'ensemble des forces appliquées sur l'objet, et  $\vec{a}(t)$ ,  $\vec{v}(t)$ ,  $\vec{x}(t)$  l'accélération, la vitesse et la position de l'objet. Ces grandeurs sont définies à chaque instant  $t$  car elles évoluent au cours du temps.

D'après la seconde loi de Newton  $\vec{f}(t) = m \vec{a}(t)$ , ou encore  $\vec{a}(t) = \vec{f}(t)/m$ . Il suffit ensuite d'intégrer l'accélération pour obtenir la vitesse de l'objet, puisque l'accélération est la dérivée par rapport au temps de la vitesse, soit :  $\vec{v}(t) = \int_t \vec{a}(t) dt$ . Et une fois que nous avons obtenu la vitesse, il suffit de l'intégrer pour obtenir la position de l'objet avec :  $\vec{x}(t) = \int_t \vec{v}(t) dt$ .

Comme ces intégrales n'ont que très rarement des solutions analytiques (c'est-à-dire des solutions connues), un schéma d'intégration numérique est utilisé pour calculer la vitesse et la position en donnant une approximation des intégrales de l'accélération et de la vitesse. Il s'agit d'effectuer un compromis entre la précision de ce résultat (en choisissant une approximation ayant une erreur plus ou moins grande) et le temps de calcul nécessaire à cela.

En animation physique, les schémas d'intégration numérique qui sont privilégiés sont le schéma d'Eu-

ler semi-implicite (nécessitant des petits pas de temps pour ne pas faire une erreur trop importante) et le schéma d'Euler implicite [3] (dit inconditionnellement stable, c'est-à-dire donnant une approximation numérique ayant la même erreur quelque soit le pas de temps, mais nécessitant la résolution d'un système linéaire à chaque itération, c'est-à-dire beaucoup plus de calculs que la première méthode). Pour le schéma d'Euler semi-implicite, les calculs sont très simples avec :

$$\begin{cases} \vec{v}(t+h) = \vec{v}(t) + h \vec{a}(t) \\ \vec{x}(t+h) = \vec{x}(t) + h \vec{v}(t+h) \end{cases}$$

En résumé, la position de l'objet à chaque instant est obtenue en effectuant les calculs suivants :

1. Calcul de l'ensemble des forces  $\vec{f}(t)$  qui sont exercées sur l'objet (forces internes à l'objet issues du modèle physique employé et forces externes issues des collisions avec d'autres objets).
2. Calcul de l'accélération  $\vec{a}(t)$  de l'objet en divisant les forces  $\vec{f}(t)$  par la masse  $m$  de l'objet.
3. Calcul des nouvelles vitesse  $\vec{v}(t+h)$  et position  $\vec{x}(t+h)$  de l'objet par intégration numérique de l'accélération et de la vitesse précédentes.
4. Affichage de l'objet à l'écran en fonction de la nouvelle position  $\vec{x}(t+h)$ .
5. Puis itération, en reprenant l'étape 1 pour obtenir les nouvelles forces  $\vec{f}(t+h)$ , et ainsi de suite.

L'enchaînement au cours du temps de ces calculs est communément appelé en Informatique Graphique « boucle de simulation », puisque c'est une boucle qui se perpétue en fonction du temps.

## Cas d'un objet continu

La question qui se pose ensuite est : « Comment calculer les forces internes et externes de l'objet ? ». Les forces externes sont la force de gravité et les forces dues aux collisions avec d'autres objets présents dans la simulation. Les forces internes à l'objet dépendent de la modélisation physique choisie.

En Mécanique des Milieux Continus, nous appliquons le principe fondamental de la dynamique à tout élément de volume. Soit  $D_t$  le domaine du matériau considéré à l'instant  $t$  et  $\partial D_t$  sa surface. Le volume de l'objet est alors défini par  $V = \int_{D_t} dx dy dz$ . Ensuite, si nous supposons que la mesure masse est continue par rapport au volume de l'objet ayant une vitesse  $\vec{v}(t)$  à l'instant  $t$  et en notant  $\rho = m/V$  la masse volumique

de l'objet (soit  $m = \rho V$ ), nous pouvons écrire :

$$\begin{aligned} m \vec{a}(t) &= m \frac{d}{dt} \vec{v}(t) \\ &= \rho V \frac{d}{dt} \vec{v}(t) \\ &= \frac{d}{dt} \int_{D_t} \rho \vec{v}(t) dx dy dz. \end{aligned}$$

Le principe fondamental de la dynamique peut alors s'écrire de la façon suivante :

$$\frac{d}{dt} \int_{D_t} \rho \vec{v}(t) dx dy dz = \int_{D_t} \rho \vec{f}_{ext} dx dy dz + \int_{\partial D_t} \vec{T} ds \quad (1)$$

avec  $\vec{T}$  les forces appliquées sur la surface de l'objet et  $\vec{f}_{ext}$  les forces extérieures volumiques appliquées sur la totalité de l'objet ( $\vec{f}_{ext}$  est un vecteur de densité de force par unité de volume). Concentrons-nous sur le vecteur  $\vec{T}$  appelé vecteur de contraintes, qui est un vecteur de forces défini par unité de surface  $ds$  autour d'un point. Sa formulation est donnée par :

$$\vec{T} = \sigma \cdot \vec{n}, \quad T_i = \sum_{j=1}^3 \sigma_{ij} n_j$$

avec  $\vec{n}$  la normale à l'élément de surface  $ds$  et  $\sigma$  le tenseur de contrainte de Cauchy qui est d'ordre 2. Ce tenseur  $\sigma$  décrit l'état de contrainte en tout point de l'objet et dans toutes les directions. Nous pouvons le voir comme une matrice  $3 \times 3$  qui est symétrique avec  $\sigma_{ij} = \sigma_{ji}$  ( $i, j = 1, 2, 3$ ). Chacune de ses composantes est homogène à une pression (en Pa = N.m<sup>-2</sup>) correspondant à une force exercée sur une unité de surface.

Pour définir l'ensemble des tractions appliquées sur un élément de matière, il faut considérer les contraintes appliquées sur chacune de ses faces et dans chaque direction. Nous obtenons alors la relation :

$$\vec{T} ds = \vec{div} \sigma dx dy dz$$

En définitive, l'équation (1) s'écrit pour un élément de volume sous la forme :

$$\rho \frac{d}{dt} \vec{v}(t) = \rho \vec{f}_{ext} + \vec{div} \sigma. \quad (2)$$

Pour résoudre cette équation, nous devons alors relier le vecteur vitesse  $\vec{v}(t)$  au tenseur des contraintes  $\sigma$  pour chaque point matériel de l'objet considéré.

## Cas des objets déformables

Nous considérons le cas particulier des objets déformables, c'est-à-dire tels que la distance entre deux points quelconques de l'objet peut varier au cours

du temps. Ce changement est fonction du matériau considéré. En effet, les mêmes efforts appliqués sur des objets de même géométrie mais de matériaux différents (par exemple en caoutchouc et en acier), ne conduisent pas à la même déformation (c'est-à-dire au même changement dans la forme des objets). Les mécaniciens effectuent alors des expérimentations pour définir la « loi de comportement » du matériau donnant la relation entre les contraintes appliquées sur le matériau (rapport entre les forces exercées sur l'objet et la surface sur laquelle elles sont appliquées) à la déformation induite en fonction du matériau.

Pour définir cette déformation, nous allons considérer l'objet au travers deux configurations : l'état de référence qui correspond à l'état non-déformé au temps  $t_0$  et l'état déformé qui correspond à l'état courant au temps  $t$ . Puis, nous nous intéressons au déplacement des points de l'objet entre ces deux états. Soit  $\mathbf{X}$  la position initiale d'un point de l'état de référence (constante dans le temps) et  $\mathbf{x}$  sa position courante prise dans l'état déformé (évoluant dans le temps). Le déplacement de ce point est défini par  $\vec{u} = \mathbf{x} - \mathbf{X}$ .

Le tenseur de déformation  $\varepsilon$  permet ensuite de quantifier la déformation. Il peut être vu comme une matrice  $3 \times 3$  symétrique avec  $\varepsilon_{ij} = \varepsilon_{ji}$  ( $i, j = 1, 2, 3$ ). Selon la déformation qui nous intéresse, plusieurs tenseurs de déformation ont été définis. Pour notre part, nous considérons le tenseur de déformation de Green-Lagrange calculé à partir de la différence entre les carrés de la configuration initiale et de la configuration déformée. En notant  $\nabla \vec{u} = \mathbb{U}$ , il est défini par :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\mathbb{U}^T + \mathbb{U} + \mathbb{U}^T \cdot \mathbb{U}).$$

Dans le cadre de petites perturbations avec de petits déplacements, nous pouvons considérer uniquement la partie linéaire de ce tenseur, définissant ainsi une relation linéaire entre le déplacement et les déformations. Le tenseur linéarisé est alors défini par :

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\mathbb{U}^T + \mathbb{U}), \quad \varepsilon_{ij} = \frac{1}{2} \left( \frac{\partial u_i}{\partial X_j} + \frac{\partial u_j}{\partial X_i} \right).$$

Reprenons l'équation (2) gouvernant le mouvement d'un objet continu. La Fig. 5 présente les relations qui sont mises en place pour relier la vitesse  $\vec{v}(t)$  de l'objet au tenseur de contraintes  $\sigma$  en les exprimant en fonction du déplacement  $\vec{u}(t)$  : la vitesse correspond à la dérivée par rapport au temps du déplacement avec  $\vec{v}(t) = d\vec{u}(t)/dt$ , la loi de comportement relie le tenseur de contraintes  $\sigma$  au tenseur de déformation  $\varepsilon$ , et celui-ci est exprimé en fonction du déplacement.

## Cas des organes

Pour la simulation des organes, nous avons utilisé les lois de comportement de Hooke et de Neo-Hooke.

**Loi de 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  $\sigma$  le tenseur des contraintes,  $\varepsilon$  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  $\lambda$  et  $\mu$  les coefficients de Lamé définis par

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

où  $E$  est le module de Young (en unité de pression) et  $\nu$  est le coefficient de Poisson (sans unité).

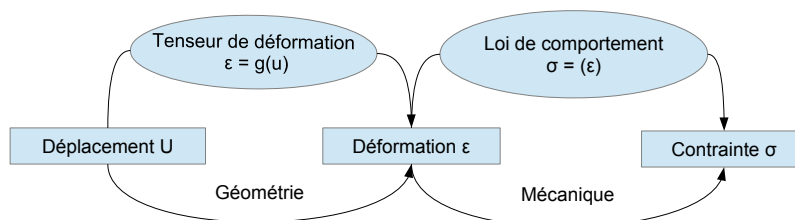


Figure 5. Mise en relation du déplacement avec le tenseur de contrainte.

**Loi de Neo-Hooke.** 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  $\sigma = \partial W / \partial \varepsilon$ .

Cette énergie de déformation est définie pour un matériel incompressible (cas des organes) par

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

avec  $C_{10} = G/2$  et  $G = E/(2(1 + \nu))$  le module de cisaillement,  $\bar{I}_1$  le premier invariant du tenseur de déformation de Cauchy-Green gauche, lui-même défini par  $B = \mathbb{F} \mathbb{F}^T$  où  $\mathbb{F}$  est le tenseur gradient de la déformation. Nous avons  $\bar{I}_1 = \bar{\lambda}_1^2 + \bar{\lambda}_2^2 + \bar{\lambda}_3^2$  où  $\bar{\lambda}_i = J^{-\frac{1}{3}} \lambda_i$  avec  $J = \det(\mathbb{F})$  représentant la variation de volume et  $\lambda_i$  les étirements principaux.

**Utilisation des lois de comportement.** Pour utiliser les lois de comportements de Hooke et Neo-Hooke, nous devons définir des valeurs des paramètres associés ( $E$ ,  $\nu$  et  $C_{10}$ ) caractérisant le matériau considéré. Dans le cas des organes, il est difficile d'obtenir ces valeurs, puisque les tests mécaniques (de type tractions, cisaillement, etc.) mettant en évidence les lois de comportement et leurs paramètres sont difficilement réalisables sur les tissus vivants. De plus, les valeurs obtenues varient parfois d'un facteur mille selon le protocole employé, et les résultats sont faussés sur les tissus morts. Des verrous scientifiques sont ainsi encore à lever pour la caractérisation des tissus mous *in vivo*.

## Résolution de l'équation de la dynamique

Si nous reprenons les étapes, l'équation du mouvement d'un l'objet déformable se définit en choisissant un tenseur de déformation (reliant la déformation au déplacement), et une loi de comportement (reliant la déformation à la contrainte appliquée à l'objet).

Par exemple, pour un matériau élastique isotrope dont le comportement est régi par la loi de Hooke et en considérant le tenseur de déformation de Green-Lagrange linéarisé, nous obtenons :

$$\overrightarrow{\text{div}} \sigma = (\lambda + \mu) \nabla (\text{div} \vec{u}) + \mu \Delta \vec{u}.$$

L'équation (2) du mouvement, qui sera ensuite résolue pour obtenir le déplacement  $\vec{u}(t)$  de l'objet à chaque instant  $t$ , s'écrit alors de la façon suivante (appelée équation de Navier de l'élasticité linéaire isotrope) :

$$\rho \frac{d^2}{dt^2} \vec{u}(t) = \rho \vec{f}_{ext}(t) + (\lambda + \mu) \nabla (\text{div} \vec{u}(t)) + \mu \Delta \vec{u}(t).$$

Mais il est rare de pouvoir résoudre de manière analytique cette équation, c'est-à-dire qu'il est rare de trouver une solution formelle à ce problème. Une méthode d'approximation numérique est alors employée résolvant cette équation de manière discrète. Pour cela, il s'agit de transformer le problème mathématique initialement défini sur un milieu continu en un problème discret. La discrétisation de l'équation du mouvement repose alors sur la définition du maillage volumique représentant l'objet. Les équations numériques sont alors résolues sur chacun des noeuds du modèle géométrique. C'est la méthode de résolution numérique dites des éléments finis qui est alors classiquement choisie pour cette résolution. Nous obtenons ainsi une solution approchée de l'équation initiale définissant ainsi le déplacement de l'objet au cours du temps.

## V Modèle de l'accouchement

Revenons à l'élaboration de notre simulation numérique de l'accouchement. Rappelons que les structures anatomiques qui ont été modélisées sont l'abdomen maternel, le bassin osseux, le plancher pelvien, l'utérus et le fœtus. Il faut désormais définir le modèle physique de chacun de ces organes, c'est-à-dire définir leur comportement mécanique en choisissant une loi de comportement et les valeurs des paramètres associés. Nos choix ont été effectués de façon à obtenir une simulation temps réel restituant un comportement globalement réaliste pour la descente du fœtus, c'est-à-dire qu'ils auraient été différents pour une simulation précise de chacun des organes impliqués. Pour effectuer ce choix, nous donnons au préalable quelques explications sur l'anatomie et le rôle physiologique de ces organes.

### Bassin osseux et plancher pelvien

**Anatomie et physiologie.** Visibles sur la Fig. 6 (a), le bassin osseux est constitué de plusieurs os qui sont reliés entre eux par un certain nombre de ligaments.

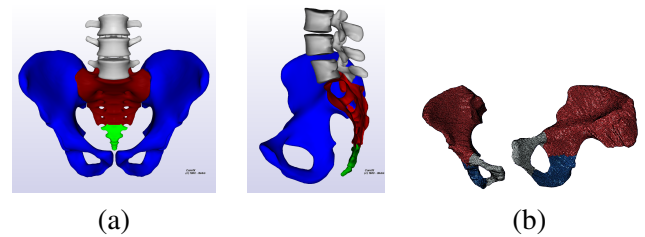


Figure 6. (a) Bassin osseux constitué des os coxaux-iliaques (bleu), du sacrum (rouge) et du coccyx (vert). (b) Les deux os coxaux-iliaques sont constitués de trois parties. Images de [1, 4].

Le sacrum (en rouge) se situe dans la partie inférieure de la colonne vertébrale, le coccyx (en vert) se



trouve dans le prolongement du sacrum, et les deux os coxaux-iliaques (en bleu) forment les parties latérales et antérieures du bassin. Ces deux os sont constitués de trois parties détaillées sur la Fig. 6 (b) : l'ischium (en bleu), l'ilium (en rouge) et le pubis (en blanc). Les ailes iliaques de ces os sont constituées d'une zone lisse et creuse appelée fosse iliaque qui va accueillir la tête du fœtus au moment de sa descente.

Le bassin mou (ou plancher pelvien) est constitué de deux muscles principaux : le muscle releveur de l'anus et le muscle coccygien. Ces muscles s'insèrent dans les parois latérales du bassin osseux formant un diaphragme musculaire sur lequel reposent les organes pelviens, empêchant la descente du fœtus au cours de la grossesse. De part sa densité, il est difficile d'identifier les différents muscles de ce réseau.

**Comportement durant l'accouchement.** Durant l'accouchement, le fœtus rentre complètement dans l'orifice d'entrée du bassin (appelé détroit supérieur), puis le traverse pour en sortir par l'orifice de sortie (appelé détroit inférieur). Pour franchir ces obstacles, le fœtus va effectuer une série de mouvements pour s'adapter à la forme de la cavité pelvienne. Ainsi en même temps que la tête s'engage dans le détroit supérieur, elle est fléchie sur la poitrine, puis elle va se tourner légèrement vers le côté droit ou gauche pour entrer dans le bassin (pour présenter sa plus petite taille). Ce premier détroit franchi, la tête descend ensuite dans le bassin pour effectuer une seconde rotation. Pour accompagner ces mouvements, le bassin effectue également un mouvement particulier appelé « nutation », conséquence de la poussée de la tête fœtale sur celui-ci. Ainsi au cours de la descente du fœtus, la partie supérieure des ailes iliaques effectue un mouvement d'adduction accompagné d'une abduction de la partie basse de l'ischium. Durant ces rotations, la tête va appuyer sur le coccyx qui effectue alors un mouvement de flexion. Le coccyx effectuera ensuite un mouvement de contre-nutation lors du dégagement de la tête du bassin.

**Notre approche pour le bassin osseux.** Comme illustré par la Fig. 7, nous avons considéré les ailes iliaques comme fixes et indéformables, le rachis comme fixe et la bascule au niveau inférieur mobile.

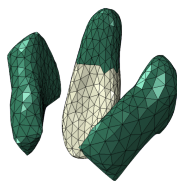


Figure 7. En vert les parties fixées du bassin osseux.

Pour le comportement mécanique, nous avons utilisé la loi de Hooke avec un module de Young  $E = 23 \text{ MPa}$ , un coefficient de Poisson  $\nu = 0,3$ , et une densité à  $1000 \text{ kg/m}^3$ . Pour simplifier la simulation, le plancher pelvien a été directement incorporé dans la modélisation de l'abdomen.

**Comportement du bassin osseux.** Observons la bascule du sacrum. La Fig. 8 présente 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, nous pouvons noter qu'à la fin du travail (32 minutes plus tard), le bassin ne revient pas à sa position initiale. Cette simulation donne ainsi des premiers résultats en concordance avec la réalité.

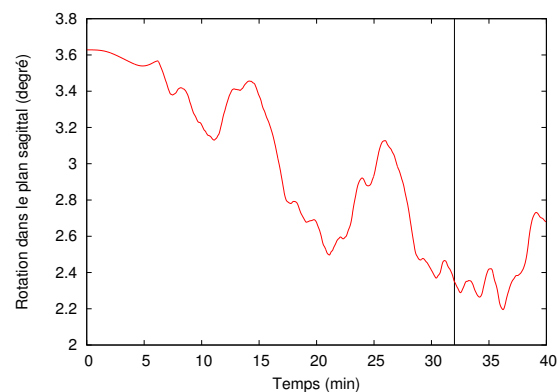


Figure 8. Evolution angulaire de la pointe du sacrum.

**Notre approche pour le plancher pelvien.** Durant la grossesse le volume de l'abdomen augmente significativement et les organes qui y sont présents (vessie, rectum, colonne vertébrale, côtes, foie, etc.) changent de position afin de laisser de la place pour le fœtus. Durant l'accouchement, le volume de l'abdomen diminue et les organes internes reprennent leur position initiale grâce à une pression interne assurant la cohésion des organes. Pour des raisons évidentes de temps de calcul, nous ne pouvons pas modéliser individuellement tous les organes qui y sont présents. C'est pourquoi, nous avons considéré l'abdomen comme un organe unique dont le contour a été défini à partir des images IRM et l'intérieur a été maillé à l'aide de tétraèdres en ôtant les autres organes déjà modélisés (bassin, utérus et fœtus) comme nous pouvons le voir sur la Fig. 9 (a).

Nous avons mentionné que le plancher pelvien avait 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. Ainsi, l'abdomen a été modélisé comme un matériel hyper-élastique en utilisant la loi de Neo-Hooke avec une densité de  $2500 \text{ kg/m}^3$  et  $C10 = 5 \text{ kPa}$ . Pour les conditions limites, nous avons fixé l'arrière de l'abdomen afin de prendre en compte la position de la parturiente (assise avec le dos fixe). Mais nous ne pouvons pas imposer un déplacement nul à l'ensemble du contour de l'abdomen maternel car 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 autour de la zone vaginale. Ces conditions limites sont illustrées par la Fig. 9 (b). De plus, une légère pression (représentant le tonus musculaire résiduel) a été ajoutée pour assurer une cohésion entre les organes à l'intérieur de l'abdomen (utérus, bassin et fœtus).

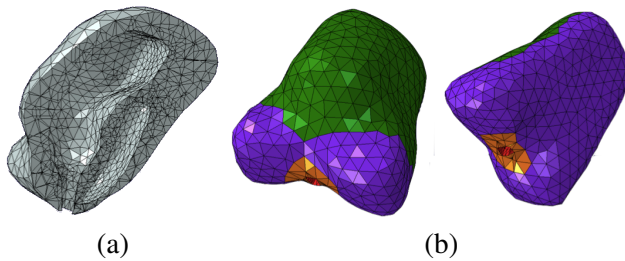


Figure 9. (a) Coupe sagittale de l'abdomen et (b) ses conditions limites : (violet) parties fixées, (orange) étirement possible, (rouge) déplacements verticaux interdits, (vert) libre.

## Utérus

**Anatomie et physiologie.** L'utérus est une poche musculaire creuse située dans la cavité pelvienne. Durant la grossesse, l'utérus est ramené vers l'avant de l'abdomen et sa taille va passer d'environ 8 cm à 35 cm de long en moyenne en fin de grossesse. Ce changement important modifie ses caractéristiques mécaniques qui sont ainsi difficiles à identifier et qui sont de plus très variables d'une femme à l'autre et selon le nombre de grossesses antérieures. Le col utérin est séparé du corps utérin par un étranglement à la base de l'utérus appelé isthme. Durant la grossesse, le col utérin reste fermé avec une longueur de 30 à 40 mm. Puis il va se ramollir et se raccourcir en fin de grossesse pour atteindre environ 13 mm.

**Notre approche pour l'utérus.** Pour la modélisation biomécanique de l'utérus, nous avons considéré un comportement anisotrope en utilisant loi de comportement de Neo-Hooke, avec une densité de  $950 \text{ kg/m}^3$

et  $C10 = 30 \text{ kPa}$ . 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. Pour le traitement des collisions, les contacts entre l'utérus et le fœtus 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 aussi été considérés sans frottement pour prendre en compte le phénomène visqueux existant entre tous les organes de l'abdomen.

Ensuite, au lieu de modéliser le comportement du muscle que représente l'utérus, nous avons modélisé ses conséquences à savoir les contractions utérines (CU). Conformément à la réalité [11], les CU 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. 10 présente ces deux champs de forces.

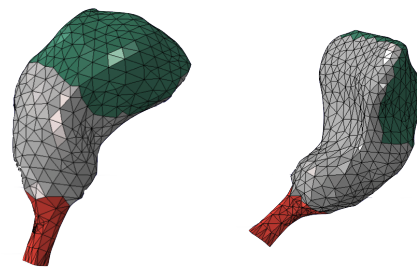


Figure 10. Champs de forces appliqués sur l'utérus : en gris les CU ; en vert les CU, les forces de poussées abdominales et du diaphragme ; en rouge la zone fixée sur le bassin.

**Comportement de l'utérus.** Les contractions utérines exercées sur l'utérus font diminuer son volume durant la descente du fœtus. Pour vérifier ce comportement, nous considérons deux points de l'utérus choisis dans le plan transversal. La Fig. 11 montre le mouvement de ces deux points lors de la simulation dans l'axe frontal/transversal. Les déplacements de ces deux points suivent des directions opposées indiquant que le comportement de l'utérus correspond au comportement des CU. En outre, la taille de l'utérus est diminuée de  $2/3$  environ à la fin d'un accouchement. Ce phénomène est vérifié en suivant l'évolution de la trajectoire sagito-frontal d'un point au sommet de l'utérus et en la comparant à un point de la partie basse de l'utérus. Sur la Fig. 12, cette différence est de 230 mm au début de la phase de travail et de 80 mm à la sortie du fœtus donnant une diminution de sa taille de l'ordre de  $2/3$ , en concordance avec la réalité.

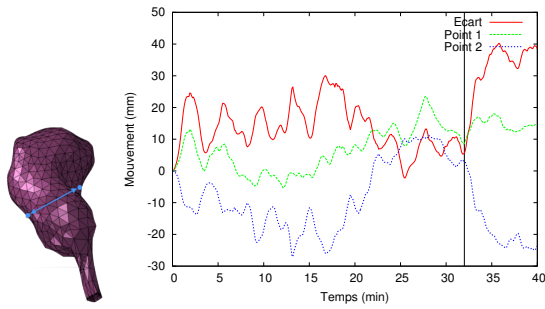


Figure 11. Déplacement de 2 points de l'utérus (présentés à gauche) durant la simulation.

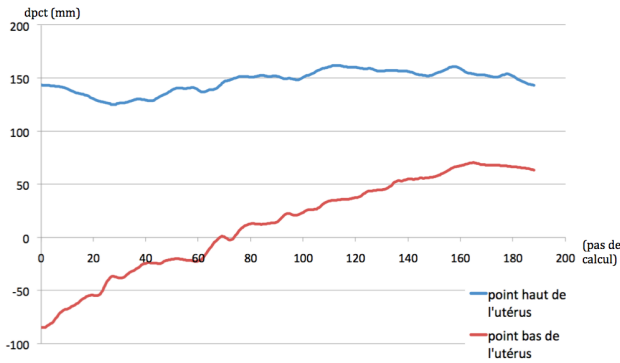


Figure 12. Trajectoire sagito-frontale d'un point de l'utérus.

## Fœtus

Nous considérons uniquement le cas où l'accouchement se produit à partir de la 37<sup>e</sup> semaine de grossesse. Le fœtus pèse alors environ 3,5 kg avec une taille d'environ 50 cm. La Fig. 13 (a) représente la position de flexion du fœtus (position dite fœtale) rendue possible par une grande souplesse de ses articulations. Notons que la proportion des organes d'un fœtus n'est pas la même que celle des adultes ou d'un enfant, avec un crâne de taille plus importante en proportion.

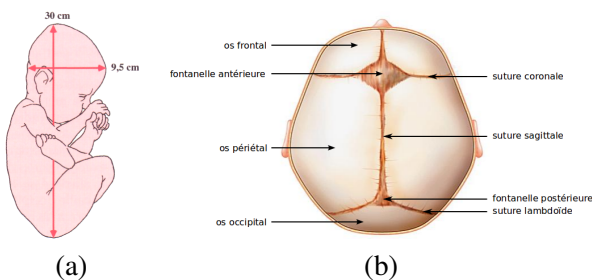


Figure 13. (a) Position de flexion du fœtus dans l'utérus. (b) Voûte crânienne du fœtus.

La tête fœtale est la partie la plus importante du fœtus et ses rotations sont primordiales pour traverser les cavités du bassin. Il faut aussi que le crâne puisse se déformer. Ceci est rendu possible par la mobilité des os de la voûte crânienne les uns par rapport aux autres. Sur la Fig. 13 (b) sont représentées les sutures de la

voûte crânienne. Ce sont des bandes membraneuses qui relient les différents os du crâne et qui se rejoignent au niveau de la fontanelle permettant le « modelage de la tête fœtale » au cours de sa traversée. Bien entendu, le volume intracrânien est quasi-constant grâce au déplacement du liquide cérébro-spinal dans le canal vertébral, assurant la préservation du cerveau pendant l'accouchement. Au final, nous considérons que si la tête passe, le reste du corps passe également.

**Notre approche pour le fœtus.** Il n'est pas possible de modéliser les différents organes du fœtus. C'est pourquoi, nous avons créé trois zones au sein du fœtus visibles sur la Fig. 14 : le crâne, le corps et le tissu cutané. 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.

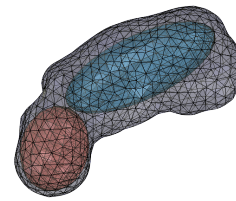


Figure 14. Fœtus : crâne, corps et tissu cutané.

D'un point de vue mécanique, le crâne est considéré comme un objet déformable et le corps est considéré comme un objet légèrement déformable, afin de permettre à l'arrière du fœtus de se déplacer librement et de simuler les différentes articulations. Le tissu cutané est considéré comme plus élastique que le corps et le crâne, avec un module d'élasticité moins élevé. Le tissu cutané est le seul organe compressible, permettant de réduire les forces de répulsion induites par le contact entre le fœtus et l'utérus. Les trois parties ont été modélisées avec la loi de Neo-Hooke avec  $C10 = 130$  kPa pour le tissu cutané,  $C10 = 75$  kPa pour le crâne et  $C10 = 70$  kPa pour le corps. Nous avons choisi une densité de  $400$  kg/m<sup>3</sup> pour le tissu cutané, et une densité de  $950$  kg/m<sup>3</sup> pour le crâne et le corps.

**Notre approche pour la tête fœtale.** Une modélisation plus fine de la tête fœtale [1, 2] intégrant les différentes plaques a ensuite été réalisée. Son modèle géométrique est basé sur le modèle numérisé de la tête de BirthSIM. Le maillage comporte 4 466 noeuds et 8 928 triangles. Au niveau mécanique, le maillage a été séparé en deux zones. Sur la Fig. 15 (a), nous pouvons voir en bleu les os du crâne, et en vert les fontanelles et sutures. La Fig. 15 (b) présente les mesures employées pour évaluer les déformations subies par la tête fœtale [12]. Ces mesures correspondent aux diamètres reflétant le plus les déformations issues de la pression

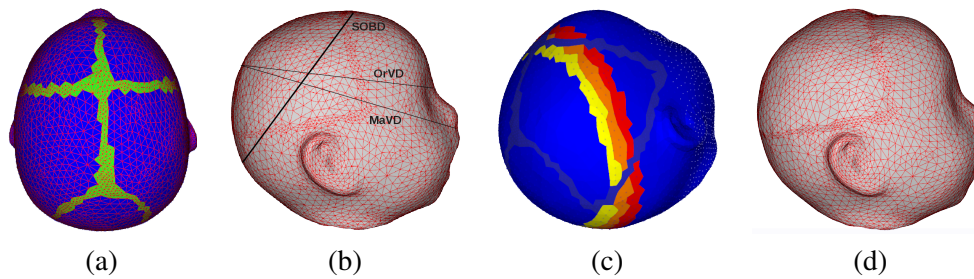


Figure 15. (a) Maillage de la tête fœtale intégrant les os du crâne (bleu) ainsi que les fontanelles et les sutures (vert). (b) Mesures du diamètre de la tête. (c) Pressions intra-utérines et du col de l'utérus appliquées sur le crâne. (d) Déformation de la tête due aux pressions intra-utérines et au contact avec le col de l'utérus.

intra-utérine appliquée sur la tête durant l'accouchement : le SOB (sous-occipito-bregmatique), le OrVD et le MaVD. La modélisation mécanique est basée sur le modèle de coque CST-DKT [1, 2] dont les propriétés sont résumées dans le Tab. 1. Ce modèle intègre une contrainte pour la préservation du volume.

Os du crâne	Fontanelles et sutures
$E = 2 \text{ GPa}$	$E = 31.5 \text{ MPa}$
$\nu = 0,22$	$\nu = 0,45$
$\rho = 1.8 \text{ kg.m}^{-1}$	$\rho = 1,0 \text{ kg.m}^{-1}$
Epaisseur : 0,8 mm	Epaisseur : 0,6 mm

Tableau 1. Propriétés mécaniques des parties de la tête fœtale.

**Comportement de la tête fœtale.** La Fig. 15 (c) présente les pressions que nous avons appliquées sur la tête fœtale pour simuler celles subies durant un accouchement. Elles correspondent aux pressions intra-utérines et aux pressions exercées par le col de l'utérus. Nous nous sommes basés sur les mesures de [10] pour établir ces champs de pression. Les fontanelles et sutures ne subissent aucune pression. La zone autour du plan SOB correspond à la zone en contact avec le col de l'utérus. Trois différents champs de pression sont appliqués : 45 kPa pour la partie la plus haute du crâne (jaune), 40 kPa pour la partie du milieu (marron) et 30 kPa pour le champ le plus bas (rouge). Le reste du crâne est sou-

mis à une pression de 7 kPa correspondant à la pression amniotique. La Fig. 15 (d) présente les déformations de la tête fœtale obtenues montrant un chevauchement des os pariétaux (os sur les côtés du crâne) constituant un phénomène classique lors d'un accouchement.

### Simulation complète de l'accouchement

La simulation a été réalisée sur un PC Intel Core duo, 2.4 Ghz, 4 Go RAM en employant le progiciel d'Eléments Finis Abaqus développé par Dassault Systèmes. Ce logiciel utilise la méthode des éléments finis pour résoudre les équations issues de la mécanique des milieux continus. Nous avons par ailleurs employé le schéma d'intégration numérique d'Euler semi-implicite. Nous obtenons ainsi la position au cours du temps de chacun des nœuds des maillages employés dans la simulation. La Fig. 16 présente des images issues de la simulation [5]. La descente du fœtus est ainsi provoquée par les contractions utérines et les forces de poussées maternelles. Elle dure 32 minutes avec une vitesse moyenne de descente du fœtus de 0.09 mm/s.

## VI Conclusion

L'emploi d'une simulation numérique dans la conception d'un simulateur pour l'apprentissage de

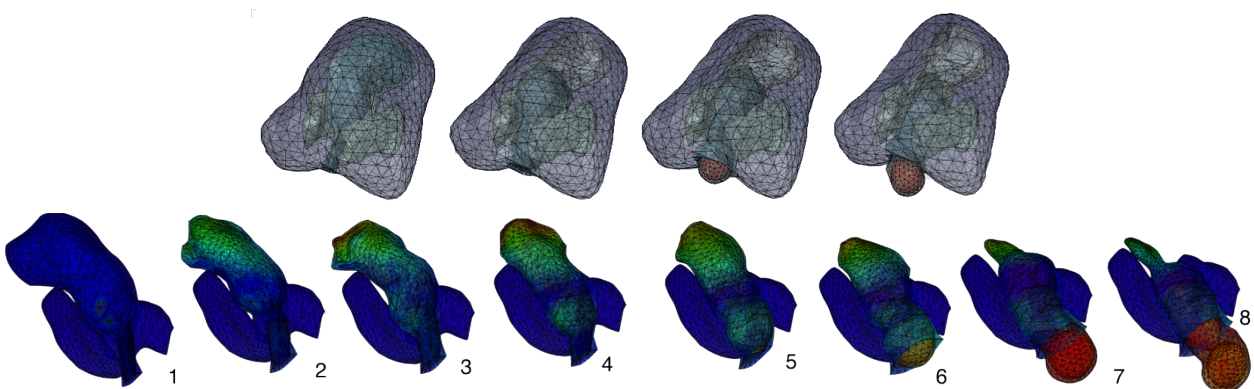


Figure 16. Différentes phases de la simulation de la descente du fœtus au cours d'un accouchement.

gestes médicaux permet de multiplier les situations possibles par rapport à l'emploi d'un simulateur uniquement basé sur un dispositif physique qui comporte un seul type de mannequin anthropomorphe. Nous pouvons ainsi plus facilement gérer les variables des scénarios mis en place pour l'apprentissage. Dans le cadre du simulateur pour l'apprentissage des geste de l'accouchement, cela se traduit par l'emploi au sein de la simulation numérique de maillages permettant de prendre en compte des morphologies de bassins pelviens et de tête de fœtus différentes. Nous pouvons ainsi analyser les forces de poussées maternelles et l'amplitude des contractions utérines nécessaires au dégagement du fœtus, et ainsi mesurer pour quelle intensité l'emploi des forceps devient nécessaire. Cela peut être dès lors que la parturiente est fatiguée (l'apprentis doit alors saisir que les poussées maternelles seront insuffisantes et qu'une aide extérieure est nécessaire) ou pour une certaine morphologie de bassin et de tête fœtale pour lesquels une force extérieure est de toute façon nécessaire. La simulation numérique permet ainsi de tester et simuler ces différentes situations. Nous pouvons également effectuer une simulation à différents niveaux d'engagement du fœtus dans le canal pelvien ou encore effectuer une bascule du bassin ou une rotation de la tête du fœtus au cours de la simulation permettant de simuler les manoeuvres pouvant être faites par la sage-femme durant l'accouchement.

Naturellement la simulation permet également de visualiser la descente du fœtus durant l'accouchement et de comprendre les répercussions des gestes effectués sur la tête du fœtus lors de l'emploi de forceps. Cette visualisation aide à l'acquisition des gestes par l'apprentis en visualisant ce qui n'est normalement pas visible, avec une compréhension direct des implications de chacun des gestes effectués (par exemple la visualisation des conséquences liées à un mauvais positionnement des forceps ou encore à l'application d'une force d'extraction trop importante).

Enfin, l'usage premier de la simulation numérique couplée à un dispositif haptique est de renvoyer les informations au dispositif haptique relatives aux mouvements effectués par l'apprentis. Ceci permet de ne pas employer des trajectoires de descente fœtale prédéfinies au sein du dispositif physique, mais de calculer la descente relative aux paramètres du scénarios et aux gestes effectués par l'apprentis. Par contre, il s'agira dans la phase de validation du simulateur complet, d'analyser si il y a des répercussions négatives sur l'apprentissage dans le fait de coupler un dispositif physique ayant toujours la même géométrie à une simulation dont les maillages des objets ne correspondent pas à ceux du mannequin physique et qui peuvent varier d'un exercice à un autre.

## Références

- [1] M. Bailet. *Modèles biomécaniques pour la simulation interactive de l'accouchement*. Theses, Université Joseph Fourier, December 2014.
- [2] M. Bailet, F. Zara, and E. Promayon. Shell finite element model for interactive fetal head deformation during childbirth. *CMBBE - Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16 :312–314, September 2013.
- [3] D. Baraff and A. Witkin. Large steps in cloth simulation. In *25th Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, SIGGRAPH '98*, pages 43–54, New York, USA, 1998. ACM.
- [4] R. Buttin. *Modélisation biomécanique du système reproductif féminin et du foetus pour la réalisation d'un simulateur virtuel d'accouchement*. Thèse de doctorat en informatique, Université Lyon 1, oct 2010.
- [5] R. Buttin, F. Zara, B. Shariat, T. Redarce, and G. Grangé. Biomechanical simulation of the fetal descent without imposed theoretical trajectory. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 111(2) :389–401, August 2013.
- [6] P. Kamina. *Anatomie clinique : anatomie générale, membre*. Maloine, third edition, 2006.
- [7] R. Moreau, V. Ochoa, M.-T Pham, P Boulanger, T. Redarce, and O. Dupuis. A new kind of training for obstetric residents : simulator training. In *8th Annual International Conference of the IEEE EMBS.*, New York City, USA, 2006.
- [8] 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.
- [9] Franco P. Preparata and Michael I. Shamos. *Computational Geometry : An Introduction*. Springer-Verlag New York, Inc., New York, USA, 1985.
- [10] A. Rempfen and M. Kraus. Pressures on the fetal head during normal labor. *Journal of Perinatal Medicine-Official Journal of the WAPM*, 19(3) :199–206, 1991.
- [11] J.-P. Schaal, D. Riethmuller, R. Maillet, and M. Uzan. *Mécanique et Technique Obstétricales*. sauramps medical, third edition, fev 2007.
- [12] B. Sorbe and S. Dahlgren. Some important factors in the molding of the fetal head during vaginal delivery - a photographic study. *International Journal of Gynecology & Obstetrics*, 21(3) :205 – 212, 1983.