

# ETUDE DU COMPORTEMENT MECANIQUE DU CRANE DE FŒTUS AVEC UNE EXTRACTION INSTRUMENTALE

Ruimark Silveira<sup>⊗</sup>, Olivier Dupuis<sup>•, ∇</sup>, Georges Delhomme<sup>∇</sup>, Andre Dittmar<sup>∇</sup>, Tanneguy Redarce<sup>⊗</sup>, Maurice Betemps<sup>⊗</sup>

<sup>⊗</sup>Laboratoire d'Automatique Industrielle - LAI, INSA de Lyon, 20 Av. Albert Einstein, 69621, Villeurbanne

<sup>•</sup>Service de Gynécologie - Hôpital Edouard Herriot, 5, place d'Arsonval - Pav L - 69437 Lyon 3

<sup>∇</sup>Laboratoire Physique de la Matière - LPM, INSA de Lyon, 20 Av. Albert Einstein, 69621, Villeurbanne

## RESUME

Ces dernières années, le monde médical a commencé un changement important en développant de nouvelles méthodes dans l'ingénierie médicale. Dans cet article nous proposons de modéliser le comportement mécanique du crâne de fœtus.

Dans les services de neurochirurgie en France, plus de 100 cas d'embarrure crânienne ont été énumérés, depuis dix ans. L'objectif de cette étude est de déterminer les causes des accidents liés aux nouveaux-nés. Actuellement l'outil chirurgical développe des forces de traction et de compression qui sont appréciées subjectivement par l'obstétricien.

Pour montrer les résultats nous décrirons le modèle en élément fini (MEF) du crâne fœtal. À partir du MEF nous déterminerons les principales zones de contact de l'outil chirurgical avec la tête du fœtus. Une carte de pression montrera les efforts et les déformations sur le crâne pour faire ensuite une analyse sur les forces de compression et les efforts de serrage.

## 1. INTRODUCTION

Les accidents avec les nouveaux-nés produisent un important trauma et un handicap permanent sur les enfants, cela crée un important souci pour les pédiatres et les obstétriciens.

En 1970, les naissances avec extraction instrumentale a causé des accidents néonatales, avec un taux de 10% de mort d'enfants en âge néonatal. Ces types de naissance avec l'aide d'outils obstétriques occupent la huitième place parmi les causes de la mortalité néonatale [12].

Ceci pourrait expliquer pourquoi entre 1985 et 1992 il y a eu un déclin de 22% de l'utilisation des forceps aux Etats-Unis [11] et pourquoi sur une période de 20 ans l'utilisation de la césarienne a augmenté quatre fois au

Canada [2]. Néanmoins en 1996, 5 à 25% des femmes enceintes nullipares subissent toujours un accouchement par voie vaginale [3]. En outre, beaucoup de pays en voie de développement ne peuvent pas avoir des moyens pour augmenter la sécurité des accouchements par césarienne.

Malgré la diminution des accouchements par extraction instrumentale, nous trouvons toujours une augmentation des accidents crâniens à la naissance due à la césarienne.

En utilisant une collaboration étroite entre un ingénieur mécanicien et un médecin obstétrique nous avons décidé d'étudier le rapport entre les forces de compression et le trauma crânien. Nous décrirons dans cet article le modèle en éléments finis (MEF) du crâne fœtal pour simuler le comportement mécanique lorsque nous avons une extraction instrumentale.

## 2. MATERIAUX ET METHODES

### 2.1. Généralités

Anatomiquement la tête du nouveau-né est la partie la plus importante du corps de l'enfant. Le crâne fœtal est composé de quatre régions (figure 1): la région de face, les os frontaux, les os pariétaux et les os occipitaux. [7]. Ces os ne sont pas unis rigidement, mais séparés par des membranes, les sutures.

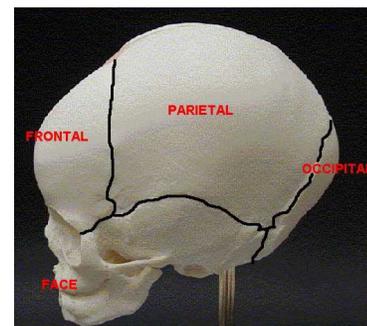


Fig. 1: Régions du crâne

La région de face est composée des os bien ossifiés et en comparaison avec le crâne cette région est relativement rigide. Cette région sera donc négligée dans notre étude. Dans ce projet le modèle initial a été basé sur les os pariétaux, frontaux et occipitaux. Le crâne fœtal utilisé dans ce projet a été obtenu à partir d'un spécimen qui avait approximativement 40 semaines. Le matériel a été maintenu sous réfrigération avec une température qui varie entre  $-20^{\circ}\text{C}$  et  $-25^{\circ}\text{C}$  jusqu'à la préparation pour le scanner.

## 2.2. Géométrie

Les os du crâne fœtal présentent un ensemble unique de contraintes géométriques qui influence la taille et la forme des spécimens. Les os du crâne sont fortement courbés et les structures sont très minces [6]. Pour étudier la réponse à la déformation de la tête fœtale, la géométrie de la tête doit être mesurée. Puisque la tête fœtale a une forme irrégulière et complexe, les méthodes traditionnelles de mesure sont peu convenables pour décrire exactement la géométrie extérieure.

Dans ce projet nous avons employé deux approches, la première est la numérisation du crâne fœtal et la seconde est le scanner de la tête fœtale.

En médecine, c'est normal et usuel de mesurer certains diamètres critiques de la tête infantile. Les diamètres mesurés dans notre spécimen sont (figure 2):

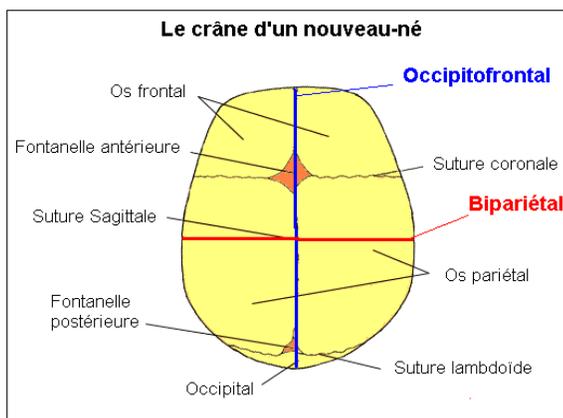


Fig. 2: Diamètres

- L'occipito-frontal (95.19 mm), suit la ligne qui s'étend d'un point juste au-dessus de la racine du nez à la partie la plus en avant de l'os occipital.
- Le bipariétal (83.08 mm), le plus grand diamètre transversal de la tête, qui s'étend de la bosse pariétale à l'autre.

Le crâne fœtal a une épaisseur variable due à l'épaisseur des os, dans ce spécimen l'épaisseur varie entre 2 et 5 millimètres.

## 3. DESCRIPTION DU MODELE

Pour créer le modèle en élément fini (MEF) nous proposons deux méthodes.

- La numérisation de la tête fœtale.
- Le Scanner de la tête fœtale.

Le MEF permettra de simuler le comportement mécanique de la tête d'un nouveau-né, quand le crâne subit des forces de traction et de compression. Alors on a besoin d'une reconstruction précise de la forme du crâne, suivie de la création d'un modèle avec un maillage compatible et valable.

Ce modèle permet une analyse à la réponse de déformation quand les outils chirurgicaux serrent le crâne fœtal. Un autre aspect de modéliser cet effort permettra d'étudier les régions du crâne en contact avec l'outil.

### 3.1. Numérisation

Premièrement, seulement les parties osseuses seront modélisées. La reconstruction par numérisation a utilisé un capteur laser plan KREON KLS51 indexé sur 4 positions (4 rotations de  $90^{\circ}$  autour de l'axe Z de la machine) pour donner au modèle une géométrie extérieure exacte comme celle d'un vrai crâne de fœtus. La méthode de numérisation a été effectuée dans une machine à Mesure Tridimensionnelle DEA Gamma 1203. Le laser projette un plan laser sur la pièce. La courbe d'intersection est observée par 2 caméras qui stockent 300 pixels chacune au maximum. La précision du laser KREON est de l'ordre de 0.05 mm.

Concernant le pas de numérisation, il est paramétrable. Pour notre modèle, nous avons numérisé à 0.5 mm.

Une fois la pièce numérisée, nous utilisons des logiciels de traitement de nuages de points qui permettent de filtrer, d'échantillonner, de positionner et d'effectuer des sections sur le ou les nuages obtenus. Ensuite nous utilisons un logiciel de CAO (Conception Assistée par Ordinateur). (figure 3).

### 3.2. Images scanner

Les images scanner ont été faites à l'Hôpital Edouard Herriot de Lyon, avec ces données nous reconstruirons une géométrie 3D du crâne. Nous obtenons ainsi 213 coupes avec un pas de 0.5 mm, l'image scanner est créée avec un filtre d'os.

Cette autre méthode peut être divisée en deux modèles:

- Maillage Direct
- Reconstruction en 3D avec un maillage en éléments finis

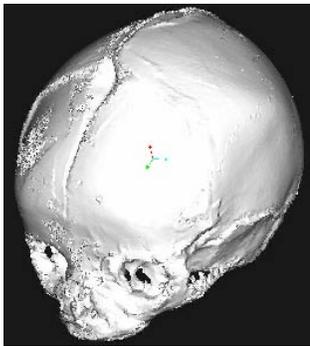


Fig. 3: Numérisation

### Maillage Direct

Dans cette technique nous suggérons la reconstruction d'un modèle avec des éléments en brique. Le modèle représenté sur la figure 4 est une représentation de la tête fœtale. Le maillage en éléments finis a été produit par un générateur de maillage disponible dans le commerce. Ce modèle contient 196 951 éléments. Le modèle a été construit à partir des images scanner, format DICOM, toutes les images ont été filtrées avec le filtre « head and neck » (logiciel e-film). [1].

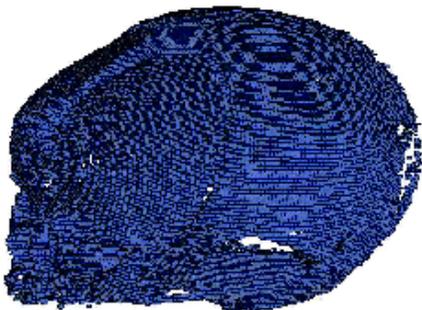


Fig. 4: Maillage Direct

Chaque coupe a été segmentée et binarisée, les coupes ont une résolution de 0.345 millimètres par Pixel dans l'image de 256 Pixel.

### Reconstruction en 3D avec un maillage en éléments finis

Cette méthode rassemble toutes les coupes scanner qui ont été binarisées, ensuite nous traçons des lignes moyennes sur chaque coupe (figure 5). Le résultat de cette phase est montré sur la figure 6.

A partir de chaque coupe avec ses lignes moyennes nous réalisons la reconstruction surfacique du crâne et le maillage avec des éléments triangulaires dans la géométrie moyenne (figure 7).

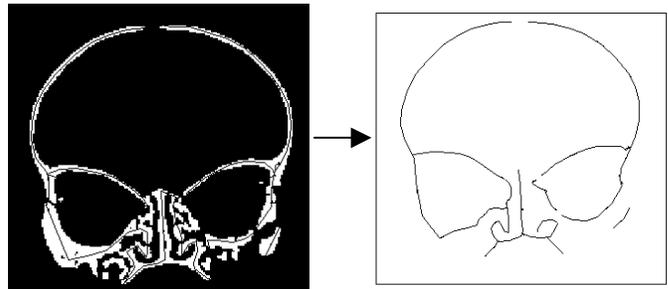


Fig. 5 and 6: lignes moyennes

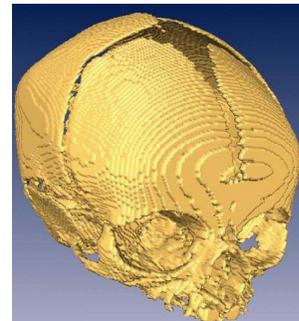


Fig.7 : Reconstruction surfacique

Les conditions limites utilisées dans ce modèle ont été choisies pour reproduire des déplacements de corps rigides et pour répondre aux exigences de la symétrie. Ces techniques supportent l'utilisation d'un modèle en élément fini, une des hypothèses de ce modèle est qu'il adopte les « petites déformations ».

## **4. PROPRIETES DES MATERIAUX**

Nous avons opté pour que les propriétés mécaniques des matériaux de ce modèle soient homogènes, isotropes, et élastiques. Les données de la propriété des matériaux sont cités par différents auteurs, le module de Young et le coefficient de Poisson adoptent des valeurs selon chaque auteur et selon l'âge du crâne fœtal

Le module de Young peut prendre des valeurs qui varient entre; 3.86 Gpa [6], 1.7 - 3.3 Gpa [4] 0.88 Gpa [10]. Le coefficient de Poisson est généralement de l'ordre de 0,22.[5].

## **5. DISCUSSION ET CONCLUSION**

L'os du crâne fœtal est composé d'un matériel très mince et fortement incurvé avec une configuration distinctement orientée dans les sens de fibres. Ainsi, se présente-t-il des problèmes pour déterminer les propriétés mécaniques du matériel. Un autre point très important est la détermination du module d'élasticité, qui dépend de l'âge de gestation. Le modèle en élément fini de la tête

foetale a été analysé avec une variation de la force de serrage. Ces forces correspondent à des forces étalonnées qui sont appliquées par le chirurgien pendant l'accouchement avec une extraction instrumentale.

La reconstruction de la tête foetale est le point de départ pour commencer à modéliser les forces de contact appliquées par les outils chirurgicaux. Deux méthodes ont été suggérées pour la création de la forme géométrique du crâne. La méthode par numérisation a permis la reconstruction directe et rapide en 3D de la géométrie du crâne.

Le modèle en maillage direct n'était pas satisfaisant dû au grand nombre d'éléments finis, qui ont rendu le rassemblement de tous les résultats utiles difficile. Ce qui a augmenté le temps de simulation. La méthode de reconstruction en 3D à partir des lignes moyennes a donné des bons résultats pour la reconstruction en 3D de la géométrie crânienne.

Un modèle tridimensionnel en éléments finis de la tête foetale a été développé. En utilisant l'approche du modèle mathématique, il est possible de modifier les variables qu'il serait difficile ou impossible de simuler dans des conditions expérimentales. Avec ces modèles nous avons des simplifications et des approximations pour donner des résultats dans une approche en statique.

Dans cet article, nous avons décrit des méthodes pour reconstruire en 3D la géométrie d'une tête foetale. Les données ont été obtenues à partir des images scanner ou à partir d'un capteur laser. Ensuite nous avons réalisé le modèle en éléments finis pour déterminer les problèmes liés à l'utilisation de l'outil obstétrique. Les modèles en éléments finis permettront d'obtenir des résultats plus précis de la force moyenne de serrage que le bébé pourra subir.

Le prochain but de cette recherche est la validation du modèle obtenu par une expérience sur un vrai crâne, où nous mettrons des capteurs dans les surfaces en contact avec le nouveau-né.

## 6. REFERENCES

- [1] Autuori B., Bruyère-Garnier K., Morestin F., Brunet M., Verriest J.P., Assessment of a finite element model of the human facial bone structure », XXVIIème Congrès de la Société de Biomécanique, Valenciennes, 12-13 Septembre 2002 (en cours de soumission).
- [2] Cyr R.M., Usher R.H., McLean F.H. "Changing patterns of birth asphyxia and trauma over 20 years" *Am J Obstet Gynecol* ;148 , pp. 490, 1984.
- [3] Drife J.O.. "Choice and instrumental delivery" *Br J Obstet Gynaecol* ;103 :pp. 608-11, 1996.
- [4] Jans G., Van Audekercke and all.. "Bending properties of cranial bone segments of new- born children". *J. Biomechanics*, Vol. 31, Supplement 1, , pp. 65, July 1998.
- [5] R. J. Lapeer and R. W. Prager "Fetal head moulding: finite element analysis of a fetal skull subjected to uterine pressures during the first stage of labour" *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, Issue 9, , pp. 1125-1133, September 2001.
- [6] McPherson, G. K., Kriewall, T. J.. "The Elastic Modulus of Fetal Cranial Bone: The first step towards and understanding of the biomechanics of fetal head molding". *J. Biomechanics Engineering*. Vol. 13., pp. 9-16, 1980.
- [7] McPherson, G. K., Kriewall, T. J.. "Fetal Head Molding: An investigation utilizing a finite element model of the fetal parietal bone". *J. Biomechanics Engineering*. Vol. 13, pp. 17-26., 1980.
- [8] Moolgaoker, Arvind, Ahamed Syed, Payne, Peter. « Comparison of different methods of instrumental delivery based on electronic measurements of compression and traction ». Vol. 54. Number. 3. September 1979. Pg : 299-309.
- [9] Sorab, J., R. H. Allen, and B. Gonik, "Tactile Sensory Monitoring of Clinician-Applied Forces During Delivery of Newborns," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 35, No. 12, pp 1090-1093, December 1988..
- [10] Thibault, K L. ; Kurtz, S. M. ; Runge, C. F., Giddings, V. L., Thibault, L. E. "Material properties of the infant skull and application to numerical analysis of pediatric head injury". *IRCOBI Conference- Stiges, Spain*, , pp 73-82, September 1999.
- [11] Ventura S.J., Martin J.A., Taffel S.M., Mathews T.J., Clarke S.C. "Advance report of final natality statistics 1992", *Mon Vital Stat Rep*, ;43(5) :suppl :20,1994.
- [12] Valdes-Dapena M.A., Arey J.B., "The causes of neonatal mortality an analysis of 501 autopsies on newborn", *Infants J Pediatr.* :77 ;366, 1970.