

# ***ADAPTIVE MESH AND FINITE ELEMENT ANALYSIS OF COUPLED FLUID/STRUCTURE: APPLICATION TO BRAIN DEFORMATIONS***

*Rodolfo ARAYA<sup>1</sup>, Gabriel R. BARRENECHEA<sup>1</sup>, Francisco J. GALDAMES<sup>2,3</sup>, Fabrice JAILLET<sup>1,3</sup>, Rodolfo RODRÍGUEZ<sup>1</sup>*

(1) Departamento de Ingeniería Matemática – Universidad de Concepción – Casilla 160-C – Concepción – Chile

(2) Departamento de Ingeniería Eléctrica – Universidad de Chile – Beaucheff 850 – Santiago – Chile

(3) LIRIS-SAARA – UMR CNRS 5205 – Université Lyon 1 – Villeurbanne Cedex – F-69622 – France

Correspondant: fjaillet@liris.cnrs.fr

Dans cet article, nous nous intéressons à la modélisation bio-mécanique des tissus mous cérébraux, dans le cadre des opérations de neuro-chirurgie guidée par l'image. La simulation numérique des déformations permet de prendre en compte les déformations subies en per-opératoire par les structures cérébrales, (phénomène du brainshift), et qui affecte notamment le cortex, la tumeur et les ventricules. Le caractère peu prévisible de ces déformations dues à un nombre de facteurs importants (gravité, perte de LCS, entre autres...), rend essentiel de disposer d'une simulation per-opératoire de qualité.

## **1 CONSTRUCTION DU MAILLAGE**

La première étape consiste en la génération d'un maillage volumique adapté à notre problème.

À partir d'images IRM pré-opératoires du cerveau, nous obtenons une première segmentation [2]. La méthode est totalement automatique et rapide (env. 1 minute) et a montré d'excellents résultats pour l'ensemble des données dont nous disposons (Fig. 1).

Ensuite, nous avons raffiné la segmentation en utilisant un modèle déformable de type maillage simplex [1]. Pour le construire, nous nous sommes basés sur un modèle diffus (chaque point a un degré d'appartenance aux différents types de tissus cérébraux) de l'anatomie cérébrale utilisé pour construire des IRM synthétiques [5].

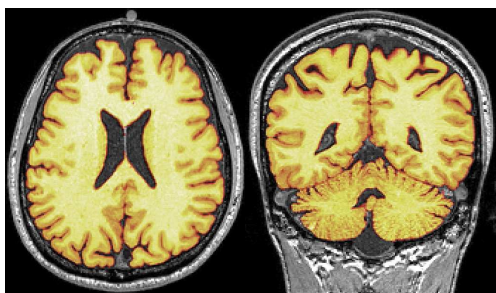


Figure 1: (a) Segmentation d'image RM : vues axiale, sagittale et coronale. (b) Autour du cervelet.

Disposer d'un modèle générique est essentiel dans le cadre du brainshift, application ciblée dans ce travail. Cela permet de garantir que chacune des composantes requises (ventricules, hémisphères, etc.) est présente dans le modèle. En effet, il arrive que certaines structures soient difficiles à détecter, notamment lors de la présence de tumeurs qui vont souvent déformer fortement les tissus voisins (en particulier les ventricules qui se collapent).

Cela nous permet ensuite d'extraire des modèles génériques du cortex et des ventricules, en utilisant une méthode de recalage par minimisation de la distance quadratique entre le modèle simplexe et la surface du volume segmenté. Le maillage est donc d'abord positionné globalement, puis déformé localement pour s'adapter à la géométrie du cerveau extrait des images (Fig. 2).

Ces maillages simplexe sont ainsi tout à fait adaptés à un processus de segmentation, et peuvent ensuite être très facilement transformés en maillages triangulaires (leur dual) en vue d'une visualisation, ou bien encore de la génération d'un maillage à l'aide d'un

mailleur volumique (TetGen). Nous obtenons ainsi un maillage tétraédrique compatible avec les méthodes de résolution par EF, distinguant le cortex, les ventricules, ainsi que la tumeur.



Figure 2 : Modèle Simplexe du cortex et des ventricules

## 2. ANALYSE ET MODÈLE

Dans une deuxième étape, il est nécessaire de simuler les déformations des tissus mous du cerveau, et ses interactions avec le liquide cérébro-spinal (LCS). Il existe peu de littérature dans ce domaine, mais souvent les performances ne permettent pas son utilisation en per-opérateur [3].

Nous avons donc réalisé l'analyse en éléments finis de ce problème [4], dans lequel nous avons choisi une description linéaire de la partie solide. Nous avons considéré le cas d'un fluide homogène, pour lequel les vitesses sont faibles, ce qui est une bonne estimation du comportement du LCS.

Pour un solide élastique (ou non), le problème est décrit sous forme de déplacements ( $\mathbf{u}$ ), mais pour le fluide nous avons choisi une formulation en potentiel et en pression ( $\phi, p$ ), qui présente un certain nombre d'avantages

par rapport à la description en déplacements. Le premier intérêt est la simplicité de la formulation au niveau de la discrétisation : elle autorise un couplage linéaire entre le solide et le fluide, là où une formulation quadratique est requise pour l'équation de Stokes classique.

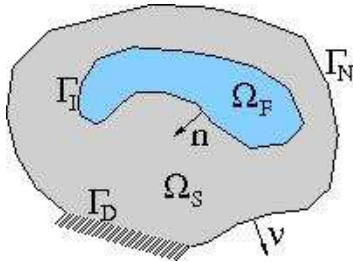


Figure 3 : Domaines Fluide/Structure

Étant données  $f_S$ ,  $f_F$  et  $g$ , des forces s'appliquant sur chacun des domaines (Fig. 3), on cherche à résoudre  $(\mathbf{u}, \varphi, p)$  tels que:

$$\begin{aligned} \nabla p &= \mathbf{f}_F && \text{in } \Omega_F, \\ p + \rho_F c^2 \Delta \varphi &= 0 && \text{in } \Omega_F, \\ -\operatorname{div} \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) &= \mathbf{f}_S && \text{in } \Omega_S, \\ \frac{\partial \varphi}{\partial \mathbf{n}} &= \mathbf{u} \cdot \mathbf{n} && \text{on } \Gamma_I, \\ \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \mathbf{n} &= -p \mathbf{n} && \text{on } \Gamma_I, \\ \boldsymbol{\sigma}(\mathbf{u}) \boldsymbol{\nu} &= \mathbf{g} && \text{on } \Gamma_N, \\ \mathbf{u} &= \mathbf{0} && \text{on } \Gamma_D, \end{aligned}$$

où  $\rho_F$  et  $c$  représentent la viscosité et la vitesse du son dans le fluide.

D'autre part, chaque domaine (solide ou liquide) peut être résolu de manière indépendante par la méthode des éléments finis. Ensuite, un couplage entre les deux systèmes est réalisé via des conditions limites appropriées, établissant ainsi un lien physique entre le solide et le liquide.

L'implémentation a été réalisée en 2D et en 3D (Fig. 4), et pour chaque cas, nous avons validé sur un exemple analytique la convergence linéaire, respectivement quadratique, des normes H1, resp. L2, de l'erreur en déplacement, potentiel et pression de la solution approchée vers la solution analytique lorsque l'on raffine le maillage de manière régulière.

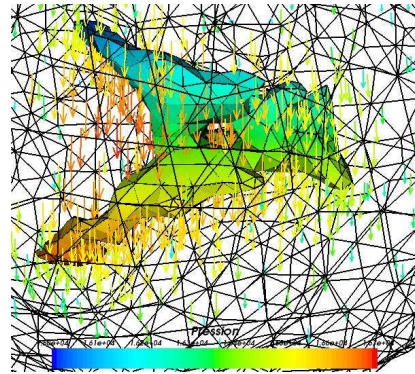


Figure 4 : Maillage et champ de déplacement du cortex et pression dans les ventricules sous l'action d'une force verticale.

Par ailleurs, la taille du système est assez réduite : 3 coordonnées spatiales par sommet dans le solide et 2 scalaires dans le liquide (pression et potentiel). Cela permet d'obtenir des temps interactifs compatibles en per-opératoire : quelques minutes pour plusieurs dizaines de milliers de tétraèdres qui permet de rendre compte assez fidèlement de la géométrie du cerveau (Fig. 4).

Pourtant, il est possible de réduire la taille des maillages tout en conservant (voire en augmentant) la précision du calcul. L'idée est de raffiner les tétraèdres dans les zones où l'erreur est la plus grande. Malheureusement, dans le cas du brainshift, l'erreur est très difficile à évaluer, sauf par comparaison

avec des images per-opératoires, ce qui est très coûteux et ne peut pas être réalisé avant l'opération. Nous avons alors proposé une technique automatique de raffinement du maillage basée sur un estimateur d'erreurs a posteriori [4]. Nous avons fourni une justification mathématique de cette technique, et nous l'avons testée numériquement avec de très bons résultats (Fig. 5).

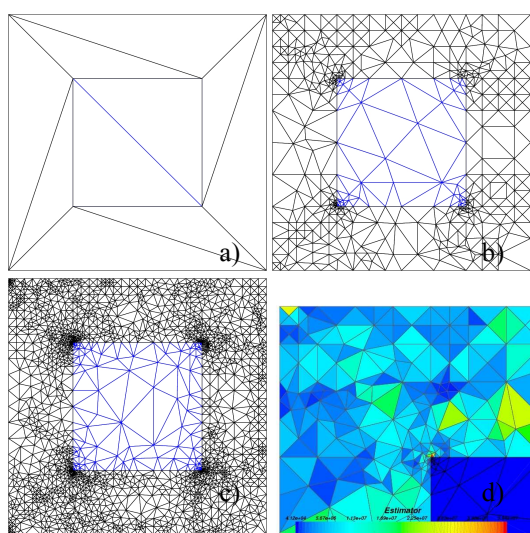


Figure 5 : Adaptation a posteriori en 2D. a) Maillage initial. b) et c) Itérations 15 et 30. d) Echelle de valeurs de l'estimateur (zoom).

Tout ceci permet de simuler les déformations avant l'intervention, et d'optimiser de façon spectaculaire le

nombre d'éléments du maillage générique, en fonction des données relatives à chaque patient.

### 3 PERSPECTIVES

Pour l'instant, nous n'avons pas de contrôle de la précision du modèle lors de la segmentation. Il sera nécessaire d'avoir différentes résolutions selon les zones à segmenter. Cette information «a priori» peut être introduite à deux niveaux : au moment de la segmentation des surfaces, pour éviter des calculs inutiles dans les zones qui interagissent peu car éloignées. D'autre part, au moment de la génération du volume, il est possible de créer des tétraèdres dont la taille est adaptée à la zone concernée, par exemple plus fine dans la zone de l'intervention chirurgicale.

D'autre part, la prochaine étape serait de considérer un cas plus réaliste, c.-à-d., le cas d'un LCS incompressible non linéaire. Il est aussi prévu de comparer les résultats de la simulation avec des images per-opératoires pour mesurer le gain en précision et en rapidité réalisé par l'utilisation de cette nouvelle méthode de couplage fluide/structure pour les tissus cérébraux.

### BIBLIOGRAPHIE

- [1] H. DELINGETTE, "Simplex images", Neuroimage, vol. 17, no. 3, pp. 1587-1598, Nov. 2002
- [2] SHAN ZY, YUE GH, LIU JZ, "Automated histogram-based brain segmentation in T1-weighted three-dimensional magnetic resonance head images", Neuroimage, vol. 17, no. 3, pp. 1587-1598, Nov. 2002
- [3] HAGEMANN A, ROHR K, STIEHL HS, "Coupling of fluid and elastic models for biomechanical simulations of brain deformations using FEM." Med Image Anal. 2002 Dec;6(4):375-88
- [4] R. ARAYA, GABRIEL R. BARRENECHEA, F. JAILLET, R. RODRÍGUEZ, "Finite Element Analysis of a Static Fluid/Structure Interaction Problem", preprint DIM - U. de Concepción, (CL)
- [5] Mc Connell BIC, BrainWeb: [www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/](http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/)