



HAL
open science

Génération de maillages pour la création de modèles biomécaniques du cerveau

Vinciane d'Otreppe, Romain Boman, Jean-Philippe Ponthot

► **To cite this version:**

Vinciane d'Otreppe, Romain Boman, Jean-Philippe Ponthot. Génération de maillages pour la création de modèles biomécaniques du cerveau. 9e Colloque national en calcul des structures, CSMA, May 2009, Giens, France. hal-01412134

HAL Id: hal-01412134

<https://hal.science/hal-01412134>

Submitted on 8 Dec 2016

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.



Distributed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License

Génération de maillages pour la création de modèles biomécaniques du cerveau

V. d'Otreppe, R. Boman, J.P. Ponthot

Département d'Aérospatiale et Mécanique (LTAS-MN²L)
Université de Liège
Chemin des Chevreuils 1
B-4000 Liège, Belgique
{vdotrepp,e,R.Boman,JP.Ponthot}@ulg.ac.be

Résumé — Nous présentons une méthode efficace et automatique pour générer des maillages éléments finis surfaciques de haute qualité et de bonne fidélité géométrique au départ d'images médicales segmentées. Cette méthode est basée sur l'algorithme du *Marching Tetrahedra* auquel nous avons adjoint des techniques permettant d'ajuster la topologie et les positions nodales du maillage afin de renforcer la qualité des éléments tout en respectant la géométrie de l'objet présent dans les images. Le but ultime de l'approche est la modélisation du cerveau lors d'interventions neurochirurgicales.

Mots clés — biomécanique, éléments finis, génération de maillages.

1 Introduction

Lors de l'enlèvement d'une tumeur au cerveau, l'objectif principal du neurochirurgien est de retirer autant que possible de tissus lésionnels, tout en évitant d'entrer en contact avec les zones sensibles et les connexions neuronales situées dans la matière blanche. Pour localiser la tumeur et diriger ses instruments, le neurochirurgien se base sur des images préopératoires, généralement prises la veille de l'opération. Cependant, suite à l'ouverture de la boîte crânienne d'une part et aux actes chirurgicaux d'autre part, le cerveau se déforme de sorte que les images préopératoires deviennent rapidement obsolètes et ne correspondent plus à la réalité anatomique du patient. C'est pourquoi nous nous proposons de modéliser, par la méthode des éléments finis, les déformations subies par le cerveau lors d'une intervention neurochirurgicale. Ceci permettra de fournir au neurochirurgien, tout au long de son opération, des images mises-à-jour de la même qualité et de la même modalité que les images préopératoires [13]. Ainsi, le geste neurochirurgical sera plus précis, plus sûr et surtout, plus efficace.

La simulation par éléments-finis des déformations du cerveau nécessite la création d'un modèle biomécanique du cerveau, composé d'un maillage volumique tétraédrique associé à une ou plusieurs lois de comportements et des conditions aux limites appropriées. Afin d'obtenir un modèle spécifique au patient, le maillage doit être construit directement au départ des images médicales. En outre, le maillage doit être une approximation acceptable de la représentation géométrique présente dans les images et les éléments le constituant doivent être de bonne qualité. Enfin, l'algorithme doit permettre un maillage simultané des surfaces internes et externes dans le but d'obtenir un maillage compatible de toutes les faces.

Or, à ce jour, les techniques de génération de maillages appliquées à la biomécanique souffrent de plusieurs limitations. La majorité des implémentations disponibles ne permettent pas le maillage

simultané de plusieurs objets [9]. De plus, les méthodes ont généralement été développées pour des objets réguliers, ce qui est loin d'être le cas lorsque l'on travaille avec des images médicales segmentées ; un lissage préalable de la géométrie est dès-lors exigé ce qui nuit à la qualité de l'approximation géométrique. C'est pourquoi nous avons implémenté notre propre mailleur surfacique permettant de générer des maillages de haute qualité avec une très bonne approximation géométrique de l'objet présent dans les images médicales. Le maillage surfacique généré par notre algorithme peut alors facilement être étendu à la troisième dimension par la méthode classique de Delaunay, en utilisant le logiciel TetGen [10]. Bien qu'il existe des méthodes permettant de générer directement un maillage volumique à partir d'images médicales [1, 2, 6], une génération du maillage en deux étapes - surfacique puis volumique - est généralement préférée lorsqu'une grande fidélité géométrique est requise [6]. A ce stade, notre mailleur ne permet pas encore de générer un maillage compatible entre surfaces internes et externes mais l'approche utilisée peut être généralisée.

2 Algorithme de maillage surfacique

L'algorithme implémenté est divisé en cinq étapes, détaillées ci-après.

2.1 Traitement de l'image médicale

Le mailleur surfacique implémenté permet de générer des maillages surfaciques directement au départ d'images médicales, IRM ou autre. Ces images doivent être préalablement segmentées afin de délimiter clairement l'objet d'intérêt. A l'heure actuelle, cette segmentation se fait manuellement à l'aide du logiciel Slicer3D [11]. Les images médicales, telles les images IRM, se présentent généralement sous forme d'un ensemble de coupes parallèles. Afin de découpler la taille des mailles générées de la distance inter-slice, nous réalisons une interpolation entre les différentes coupes de l'image. Parmi les méthodes d'interpolation, les méthodes d'interpolation fondées sur la forme (*shape-based interpolation*) sont les plus utilisées de par leur robustesse, leur rapidité et leurs bons résultats. A partir de l'image tridimensionnelle segmentée, une carte de distance signée est calculée pour chaque coupe, ce qui nous fournit un ensemble de coupes en niveaux de gris où la valeur de chaque pixel représente sa distance à la frontière de l'objet dans la coupe. Les nouvelles coupes sont alors obtenues par interpolation des valeurs grisées (distances). Cette dernière est réalisée à l'aide de la courbe spline de Catmull Rom, ce qui donne lieu à des contours plus lisses comparé à une simple interpolation linéaire [7].

2.2 Extraction de la surface

L'extraction de la surface frontière de l'objet d'intérêt présent dans les images médicales est réalisée au moyen de la méthode *Marching Tetrahedra* [4]. Le principe est de partitionner l'image en cellules tétraédriques et d'étudier les différentes configurations que peut prendre la surface dans un tétraèdre, selon la répartition des intersections de la surface sur les arêtes du tétraèdre. Un inconvénient majeur de la méthode est qu'elle génère de nombreux triangles de qualités inégales. Par conséquent des étapes de post-traitements sont indispensables afin d'améliorer la qualité du maillage.

2.3 Décimation

Dans une seconde étape, nous appliquons une méthode de décimation afin d'ajuster le nombre total de triangles tout en préservant l'approximation géométrique. Un paramètre permet à l'utilisateur de moduler la finesse du maillage en fonction de l'application considérée. Parmi les méthodes

de décimation, la méthode implémentée est basée sur l’algorithme du *Vertex Clustering* [8]. Le principe est de fusionner les noeuds contenus dans une certaine région de l’espace et de supprimer ensuite les triangles dégénérés. Les principaux critères de choix de cette approche ont été sa robustesse, sa simplicité, sa rapidité et le fait qu’il s’agit d’une des seules méthodes qui n’impose pas de restrictions sur la géométrie de la surface à mailler.

2.4 Ajustement de la topologie

La topologie du maillage, c.à.d. les connectivités entre les noeuds du maillage, a un impact important sur la qualité de celui-ci. Dans la plupart des cas, une qualité supérieure pourrait être obtenue par des techniques de fusion de faces ou de sommets. Par exemple, pour une surface plane, les noeuds ne possédant que trois ou quatre triangles voisins génèrent des distorsions dans le maillage qui ne sont pas corrigibles par un simple déplacement des noeuds. La méthode implémentée pour améliorer la topologie consiste à parcourir les noeuds du maillage, à détecter puis supprimer les noeuds possédant une quantité trop faible de voisins par rapport à la courbure locale et à retriangulariser ensuite les trous formés.

2.5 Optimisation des positions nodales

La dernière étape de l’algorithme consiste à ajuster les coordonnées nodales afin de maximiser l’aspect ratio des triangles composant le maillage surfacique. Semblablement à un lissage classique, les noeuds du maillage sont parcourus un à un et repositionnés de manière à augmenter la qualité des triangles adjacents. Cependant, contrairement aux techniques de lissage usuelles, nous contraignons les noeuds du maillage sur la surface réelle de l’objet extraite des images médicales. En effet, la définition d’une fonction de distance signée tridimensionnelle de l’image initiale segmentée nous permet de calculer en tout point du volume la distance au contour le plus proche, et la direction à suivre pour atteindre ce contour. Nous avons donc toutes les données pour re-projeter, par la méthode de Newton-Raphson, les noeuds du maillage sur la surface réelle de l’objet d’intérêt.

En résumé, la méthode implémentée est la suivante. Les noeuds du maillage sont parcourus itérativement. Pour chaque noeud, nous projetons le patch formé du noeud courant et de ses noeuds voisins sur un plan tangent à la surface réelle au noeud courant. Le centre du patch sur ce plan tangent est calculé et le noeud courant y est repositionné. Cette nouvelle position n’étant plus sur la surface réelle, nous projetons le noeud sur la surface réelle, en se basant sur la carte de distance de l’image segmentée initiale. Plusieurs itérations sur le maillage sont réalisées, jusqu’à ce que le plus grand déplacement nodal soit négligeable par rapport à la résolution de l’image initiale.

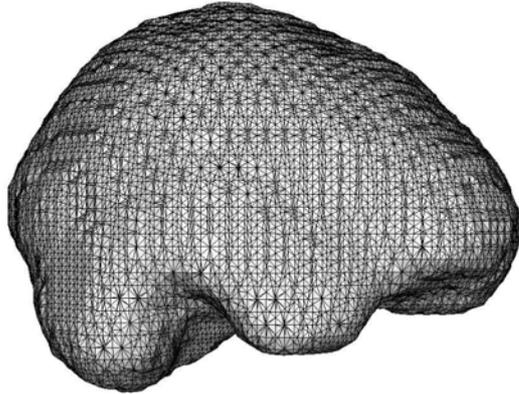
3 Résultats

Dans ce chapitre, nous montrons comment notre algorithme peut être utilisé pour la simulation, par la méthode des éléments finis, du phénomène du *brain shift* [12], l’affaissement du cerveau sous l’effet de la gravité qui se produit lors de l’ouverture du crâne par le neurochirurgien.

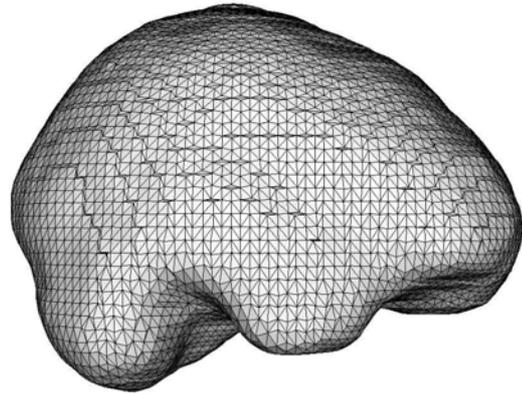
3.1 Génération du maillage surfacique

Les maillages obtenus à l’issue des quatre dernières étapes de notre mailleur sont représentés à la figure 1. La qualité des éléments du maillage surfacique est mesurée à l’aide de la formule suivante, tirée de [3] :

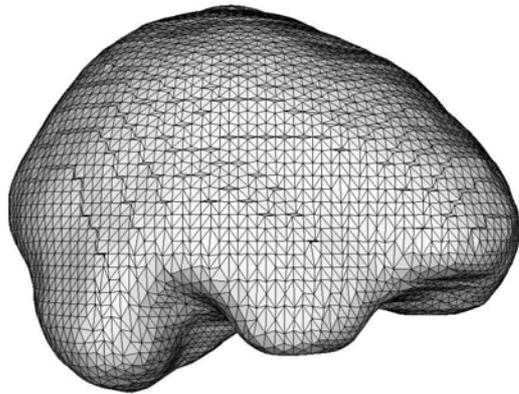
$$q_K = \alpha \frac{\rho_K}{h_{max}} \quad (1)$$



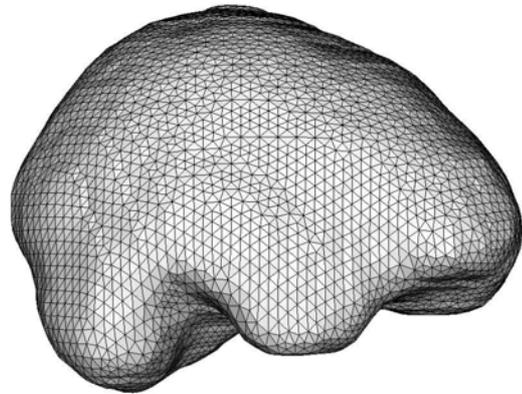
Etape 1 - Extraction de la surface
 20964 noeuds, 41924 triangles
 Qualité min/moy/max : 0/0.59/1



Etape 2 - Décimation
 5806 noeuds, 11608 triangles
 Qualité min/moy/max : 0.02/0.65/1



Etape 3 - Ajustement de la topologie
 5343 noeuds, 10682 triangles
 Qualité min/moy/max : 0.02/0.67/1



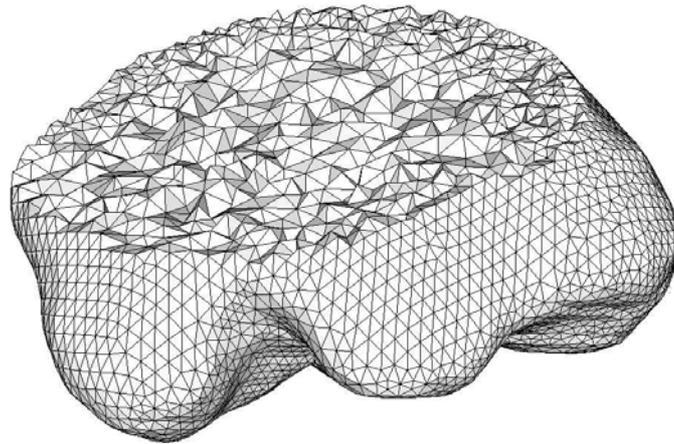
Etape 4 - Optimisation des positions nodales
 5343 noeuds, 10682 triangles
 Qualité min/moy/max : 0.46/0.79/1

Figure 1 – Génération du maillage surfacique

avec $\alpha = \frac{6}{\sqrt{3}}$, le coefficient de normalisation assurant une valeur de qualité unité dans le cas d'un triangle équilatéral ; h_{max} , le diamètre du triangle K et ρ_K le rayon de son cercle inscrit. Cette fonction de qualité varie de 0 (triangle plat) à 1 (triangle équilatéral). Dans l'exemple illustré à la figure 1, la qualité moyenne du maillage issu du *Marching Tetrahedra* est 0.59 et est augmentée à 0.79 grâce aux étapes de décimation, d'ajustement de la topologie et des positions nodales. Rappelons que de par l'algorithme implémenté, tous les noeuds du maillage généré sont situés, à la précision machine près, sur la frontière de la représentation géométrique de l'objet dans l'image segmentée initiale. Ainsi, les maillages générés sont fidèles à la géométrie déduite des images médicales.

3.2 Génération du maillage volumique

Les maillages surfaciques obtenus par notre algorithme sont étendus à la troisième dimension par la méthode de Delaunay, via le logiciel TetGen [10]. Afin d'évaluer la qualité du maillage volumique, nous calculons l'aspect ratio des tétraèdres et l'angle dièdre minimal. La figure 2 donne les résultats obtenus pour le maillage de l'étape précédente.



12135 noeuds, 58943 tétraèdres
 aspect ratio min/moy/max : 1.0/1.6/8.4
 angle dièdre min/moy/max (degrés) : 7.7/48.8/82.6

Figure 2 – Maillage volumique tétraédrique

3.3 Calcul éléments finis

Le maillage volumique obtenu à l'étape précédente a été utilisé pour la simulation par éléments finis du phénomène du *brain shift*. Cette simulation a été réalisée dans Metafor, le logiciel éléments finis en grandes déformations développé à l'Université de Liège [5]. Dans ce modèle simplifié, le cerveau est modélisé comme un matériau élastique linéaire isotrope caractérisé par un module de Young $E = 3000 Pa$ et un coefficient de Poisson $\nu = 0.45$. Les résultats, présentés à la figure 3, sont similaires à ceux trouvés dans la littérature [12].

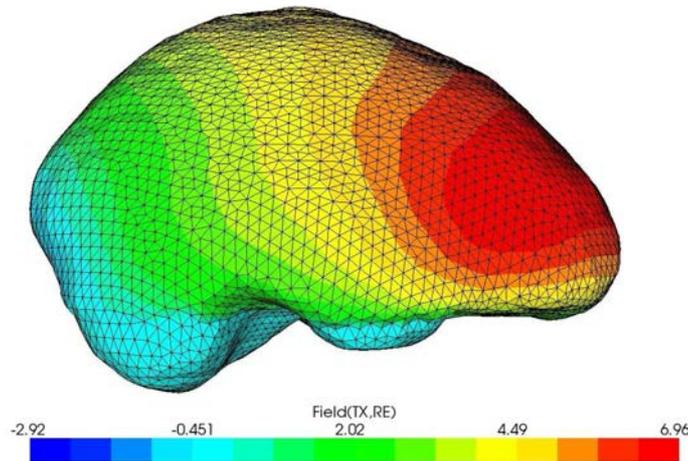


Figure 3 – Simulation éléments finis du phénomène du *brain shift* - Déplacement selon x (mm)

4 Conclusions

Dans cet article, nous présentons un maillage surfacique spécialement créé pour la modélisation par éléments finis des déformations du cerveau lors d'une intervention chirurgicale. Les exigences imposées sur le maillage par l'application sont (1) la génération de maillages directement au départ d'images médicales, (2) des éléments de bonne qualité du point de vue éléments

finis, (3) une bonne approximation géométrique. Les résultats préliminaires montrent que notre mailleur, combiné à un mailleur volumique tétraédrique, est adapté pour l'application considérée. La qualité des maillages générés est acceptable et l'erreur d'approximation géométrique est bornée. Dans le futur, nous améliorerons notre algorithme pour pouvoir, d'une part mieux contrôler la taille des mailles en fonction de la géométrie locale du cerveau et d'autre part, permettre un maillage simultané des surfaces internes et externes dans le but d'obtenir un maillage compatible de toutes les surfaces.

Références

- [1] A. Fedorov, N. Chrisochoides, R. Kikinis, S. Warfield. Tetrahedral mesh generation for medical imaging. *In MICCAI'05 NAMIC Open Source Workshop*, 2005.
- [2] M. Ferrant, A. Nabavi, B.M. Macq, F.A. Jolesz, R. Kikinis, S. Warfield. Registration of 3D intraoperative MR images of the brain using a finite element biomechanical model. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **20**(12) : p.1384–1397, 2001.
- [3] P. Frey, H. Borouchaki. Critères géométriques pour l'évaluation des triangulations de surface. Research Report 2951, INRIA, Rocquencourt, France, Juillet 1996.
- [4] P. Frey, H. Borouchaki. Texel : triangulation de surfaces implicites. partie I : aspects théoriques. Research Report 3066, INRIA, Rocquencourt, France, Décembre 1996.
- [5] METAFOR, logiciel éléments finis pour la simulation des problèmes thermomécaniques en grandes déformations. <http://metafor.ltas.ulg.ac.be/dokuwiki>.
- [6] N. Molino, R. Bridson, J. Teran, R. Fedkiw. A crystalline, red green strategy for meshing highly deformable objects with tetrahedra. *In 12th Int. Meshing Roundtable*, p.103–114, 2003.
- [7] S. Raya, J. Udupa. Shape-based interpolation of multi-dimensional objects. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, **9**(1) : p.33–42, 2008.
- [8] J. Rossignac, P. Borrel. Multi-resolution 3D approximations for rendering complex scenes. *Modeling in Computer Graphics*, ed. B. Falcidieno and T. L. Kunii. Springer-Verlag, p.455–465, 1993.
- [9] W. Schroeder, K. Martin, B. Lorensen. The Visualization Toolkit : An Object-Oriented Approach to 3D Graphics. Prentice Hall PTR, New Jersey, 1996.
- [10] H. Si. TetGen, a quality tetrahedral mesh generator and three-dimensional Delaunay triangulator. Weierstrass Institute for Applied Analysis and Stochastics, Technical Report, 2004.
- [11] Slicer 3D. <http://www.slicer.org>.
- [12] L. Vigneron, R. Boman, J.P. Ponthot, P. Robe, S.K. Warfield, J. Verly. Enhanced FEM-based modeling of brain shift deformation in image-guided neurosurgery. Submitted for publication to *Journal of Computational and Applied Mathematics*, 2008.
- [13] S.K. Warfield, F. Talos, A. Tei, A. Bharatha, A. Nabavi, M. Ferrant, P.M. Black, F.A. Jolesz, R. Kikinis. Real-time registration of volumetric brain MRI by biomechanical simulation of deformation during image guided neurosurgery. *Computing and Visualization in Science*, **5**(1) : p.3–11, 2002.