

Détermination d'un modèle biomécanique du cerveau par l'analyse d'images : application à la maladie de Parkinson.

O. Clatz^{†*}, H. Delingette[‡], E. Bardinet^{‡‡}, D. Dormont[‡] and N. Ayache[†]

[†]:Projet de recherche Epidaure, INRIA Sophia Antipolis
2004 route des Lucioles, 06902 Sophia Antipolis, France

[‡]Neuroradiology Dept and LENA UPR 640-CNRS La Pitié-Salpêtrière hospital
91, 105 boulevard de l'Hôpital 75013 Paris, France

*Contact : Olivier.Clatz@sophia.inria.fr

Résumé :

La chirurgie stéréotactique pour la maladie de Parkinson consiste à stimuler des noyaux profonds du cerveau. Bien que les coordonnées de la cible soient déterminées avec une grande précision sur les images par résonance magnétique (IRMs) pré-opératoires, la perte de liquide céphalo rachidien (LCR) pendant l'opération peut induire une déformation du cerveau et causer une erreur par rapport au planning pré-opératoire. Nous présentons dans cet article un modèle biomécanique du cerveau issu de l'analyse d'IRMs capable de simuler et donc de prédire de telles déformations. Ce modèle pourrait ainsi être utilisé pour mettre à jour le planning pré-opératoire et compenser les effets mécaniques dus à l'ouverture de la boîte crânienne.

Abstract :

Stereotactic neurosurgery for Parkinson's disease consists of stimulating deep nuclei of the brain. Although target coordinates are available with high accuracy on the pre-operative Magnetic Resonance Images (MRI), the leakage of cerebrospinal fluid (CSF) during the procedure may lead to a brain deformation and may cause localisation errors with respect to the surgical planning. In this paper, we propose a patient-specific biomechanical model of the brain able to recover its global deformation during this type of neurosurgical procedure. Such a model could be used to update the pre-operative planning and to predict the mechanical effects of the intra-operative brain shift.

Mots-clefs :

caractérisation, biomécanique, cerveau

1 Introduction

Le planning pré-opératoire en neuro-chirurgie est réalisé à partir des nouvelles technologies d'acquisition d'images (IRMs, scanners ...). Cependant, l'opération chirurgicale réalisée à partir de ce planning se fonde souvent sur l'hypothèse que les structures anatomiques ne bougent pas pendant l'opération. En réalité, à la fois la position et la forme des structures peuvent évoluer pendant l'opération et diminuer la précision relative de l'information pré-opératoire. Plusieurs approches ont été proposées pour compenser ces déformations. La première consiste à utiliser de l'imagerie interventionnelle pendant l'opération (ultrasons, systèmes stéréo-vision [6], IRM à aimant ouvert [2]) pour mettre à jour le planning opératoire. La seconde tente de modéliser le comportement mécanique du cerveau pendant l'opération pour prédire et compenser les effets dus à l'ouverture de la boîte crânienne [4].

L'approche biomécanique que nous proposons utilise un modèle en éléments finis du cerveau, spécifique à un patient, et réalisé à partir de l'IRM pré-opératoire. Les conditions aux limites appliquées au modèle sont issues de l'analyse des déformations mesurées entre l'IRM pré-opératoire et l'IRM post-opératoire.

2 La chirurgie stéréotactique pour la maladie de Parkinson

2.1 Présentation de l'opération

Le traitement de la maladie de Parkinson s'effectue par stimulation électrique des noyaux sub-thalamiques. Le cadre stéréotactique visible sur la figure 1 est fixé sur le crâne du patient le jour précédant l'opération. Celui-ci servira de référentiel fixe repérable dans les différentes IRMs. Le planning préopératoire réalisé à la suite consiste à déterminer la trajectoire des électrodes minimisant les risques de traverser des structures anatomiques critiques (ventricules, sillons, vaisseaux sanguins...). Le cadre stéréotactique sert ensuite, au cours de l'opération le lendemain, de guide aux électrodes pour atteindre la zone cible. Le chirurgien ouvre le crâne puis la dure-mère en deux endroits pour accéder aux deux hémisphères cérébraux. Les hémisphères sont traités l'un après l'autre par 5 électrodes, en explorant et en stimulant une zone de $\pm 5mm$ par pas de 1 mm autour de la zone cible. La cible définitive est choisie en fonction des effets cliniques observés sur le patient, qui reste éveillé tout au long de l'intervention.

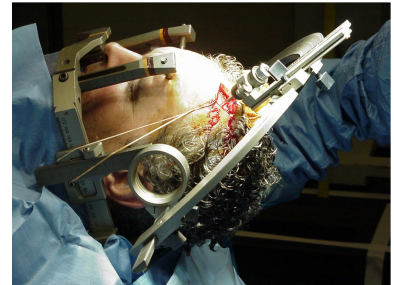


Figure 1: Opération à l'hôpital la Pitié Salpêtrière (source : Medtronic Inc).

2.2 Les données utilisées

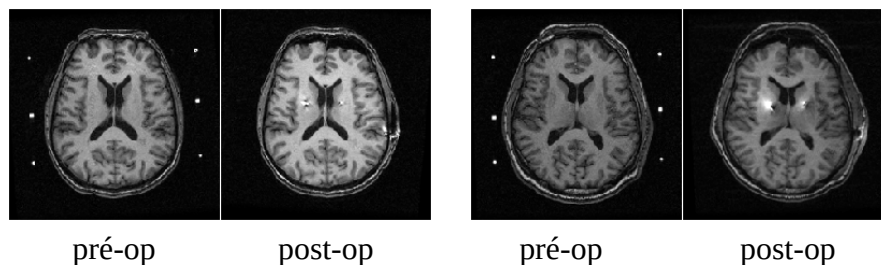


Figure 2: Deux ensembles d'images extraits des 7 IRMs pondérées T1 pré et post opératoires.

Le modèle biomécanique proposé repose sur l'analyse de 7 patients traités à l'hôpital de La Pitié Salpêtrière à Paris. Les images utilisées sont des IRMs pondérées T1 (IR-FSPGR) : l'IRM préopératoire est réalisée le jour précédant l'opération, l'IRM postopératoire le lendemain matin de l'opération. La déformation du cerveau visible sur les images de la figure 2 met plusieurs jours à se résorber du fait de la présence d'air à l'intérieur du crâne. Les sept opérations sont réparties sur deux années entre 1999 et 2001. Tous les patients sont opérés selon la même procédure décrite précédemment et dans la même position.

3 Méthode

La pertinence d'un modèle biomécanique dépend essentiellement des conditions aux limites ainsi que de la nature du matériau choisi pour décrire le comportement des tissus mous. Nous proposons ici une approche fondée sur l'analyse des IRMs pré et post-opératoires pour déterminer ces paramètres. Cette analyse se décompose en deux étapes. La première consiste à extraire des IRMs le parenchyme cérébral qui se déforme lors de l'intervention. L'analyse de

ces images permet dans un second temps de calculer des champs de déplacements entre l'image pré-opératoire et celle post-opératoire.

A partir de ces sept champs de déplacements, nous avons créé un champ de déplacements moyen à partir duquel nous avons extrait les différents paramètres de notre modèle. Les paramètres ainsi identifiés sont utilisés pour créer le modèle biomécanique.

3.1 Création du champ de déplacement

3.1.1 Segmentation du cerveau

Nous avons développé une méthode automatique de recalage rigide [5] et non rigide [1] d'un atlas¹ anatomique pour segmenter les cerveaux des différentes images IRM. La méthode générale est présentée en figure 3. Le champ de déplacements qui permet d'ajuster l'atlas à l'image IRM

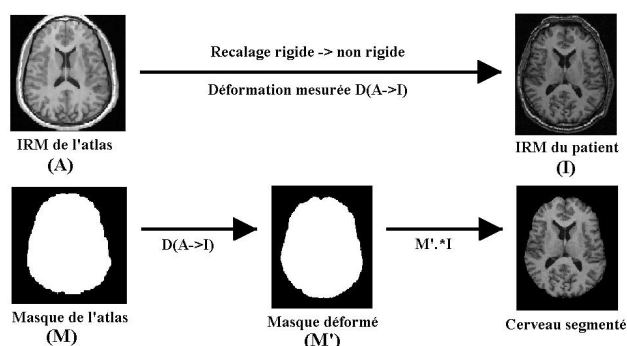


Figure 3: Méthode de segmentation du cerveau.

du patient est utilisé pour déformer le masque du cerveau de l'atlas vers le cerveau du patient.

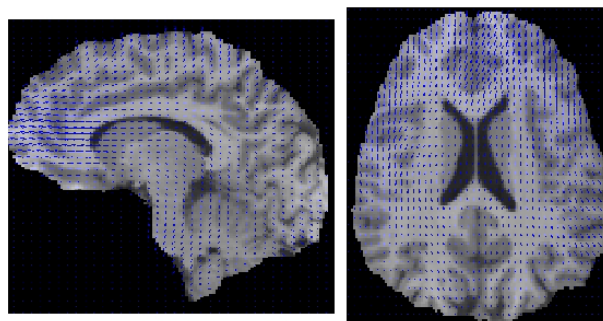


Figure 4: Champ de déplacement moyen calculé à partir des 7 patients, recalé sur l'atlas.

3.1.2 Construction d'un champ de déplacement moyen

Pour analyser la déformation du cerveau, nous avons calculé le champ de déplacements entre chaque IRM pré et post-opératoire des 7 cas de Parkinsoniens. A l'aide du champ patient→atlas précédemment calculé, nous avons recalé l'ensemble des champs de déplacements dans le référentiel de l'atlas. Le champ de déplacement moyen est ainsi obtenu en moyennant ces 7 champs de déplacements (figure 4).

¹<http://splweb.bwh.harvard.edu:8000/pages/papers/atlas/>

3.2 Extraction des paramètres caractéristiques de la déformation mesurée

3.2.1 Analyse du déplacement

Nous avons effectué à partir de ce champ, plusieurs observations :

- Le champ de déplacement est globalement aligné avec la direction de la gravité (l'erreur moyenne avec la direction de la gravité est de 17°).
- Nous avons observé une asymétrie dans le champ de déplacements moyen.
- La partie basse du cerveau (lobe occipital) en contact avec le crâne ne se déplace pas.

La nature métallique des électrodes introduit d'importants artéfacts dans le champ de déplacements mesuré, si bien qu'il n'est pas possible de réaliser d'analyse du champ dans cette zone.

3.2.2 Analyse des déformations

Si on note $\mathbf{X}$ la position au repos, $\Phi(\mathbf{X})$ la déformée et $\mathbf{U}(\mathbf{X})$ le déplacement ($\Phi(\mathbf{X}) = \mathbf{X} + \mathbf{U}(\mathbf{X})$), on peut alors calculer l'image du taux de déformation en chaque point du cerveau par :

$$\frac{d\Omega - d\Omega_0}{d\Omega_0} = \det(\nabla\Phi(\mathbf{X})) - 1 = \det(\mathbf{Id} + \nabla\mathbf{U}(\mathbf{X})) - 1$$

Cette image révèle un comportement incompressible du parenchyme cérébral, avec un taux de déformation compris entre +5% et -5% pour l'ensemble du cerveau à l'exception des artéfacts.

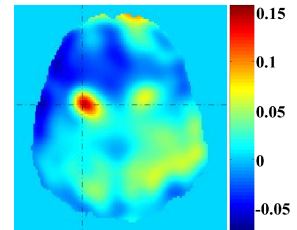


Figure 5: Taux de déformation.

4 Le modèle biomécanique

4.1 Génération du maillage

Nous avons réutilisé le masque du cerveau présenté en section 3.1 pour générer le maillage volumique à l'aide du logiciel GHS3D². Nous avons limité la taille du maillage à 8000 éléments pour conserver un temps de calcul de l'ordre de la minute. Cette méthode nous permet donc de créer un maillage spécifique à la géométrie de chaque patient.

4.2 Comportement du parenchyme cérébral

Nous proposons une caractérisation du tissu cérébral prenant en compte les différentes observations précédentes. Ne cherchant qu'à modéliser la déformation statique du cerveau et sans connaissance *a priori* sur l'anisotropie du milieu, nous avons opté pour une loi de comportement linéaire isotrope caractérisée par un coefficient de poisson et un module d'Young.

Ainsi, le parenchyme cérébral étant considéré comme quasiment incompressible, nous avons fixé son coefficient de Poisson à 0.45. On notera que ce résultat est consistant avec les mesures présentes dans la littérature [3]. De plus, nous avons utilisé le module d'Young mesuré par Karol Miller [3] lors d'expériences *in vivo* sur des cerveaux de porcs : $E = 2000Pa$.

²<http://www.simulog.fr/mesh/gener2.htm>

4.3 Conditions aux limites

A partir de l'analyse réalisée sur le champ de déplacements moyen en section 3.2.1, nous proposons un nouveau modèle incluant l'anatomie du cerveau et les effets statiques du liquide céphalo-rachidien.

1. Nous considérons que la fuite de LCR au cours de l'opération conduit à un niveau de liquide à l'intérieur du crâne. La partie émergée du cerveau est donc soumise à la gravité. En négligeant les frottements avec le crâne, la poussée d'Archimède compense les efforts dus à la gravité pour la partie immergée.
2. Le phénomène d'asymétrie est modélisé par un niveau de liquide différent pour chaque hémisphère. Nous avons donc implicitement découplé les comportements hydrauliques des deux hémisphères.
3. Pour contrer le moment créé par les forces différentes appliquées sur chaque hémisphère, nous avons modélisé la faux du cerveau par un plan rigide (le plan médian sagittal) sur lequel peuvent glisser les noeuds des tétraèdres qui l'intersectent. Ces tétraèdres sont rendus très mous pour découpler l'influence mécanique d'un hémisphère sur l'autre.
4. Enfin, nous avons contraint à un déplacement nul les noeuds du lobe occipital.

4.4 Résolution numérique du problème

Nous utilisons des éléments finis tétraédriques linéaires du type P_1 pour l'évaluation de la matrice de rigidité. La résolution du système linéaire $[K] U = F$ est effectuée avec l'algorithme du gradient conjugué préconditionné (préconditionneur de type Cholesky).

5 Évaluation de la qualité du modèle

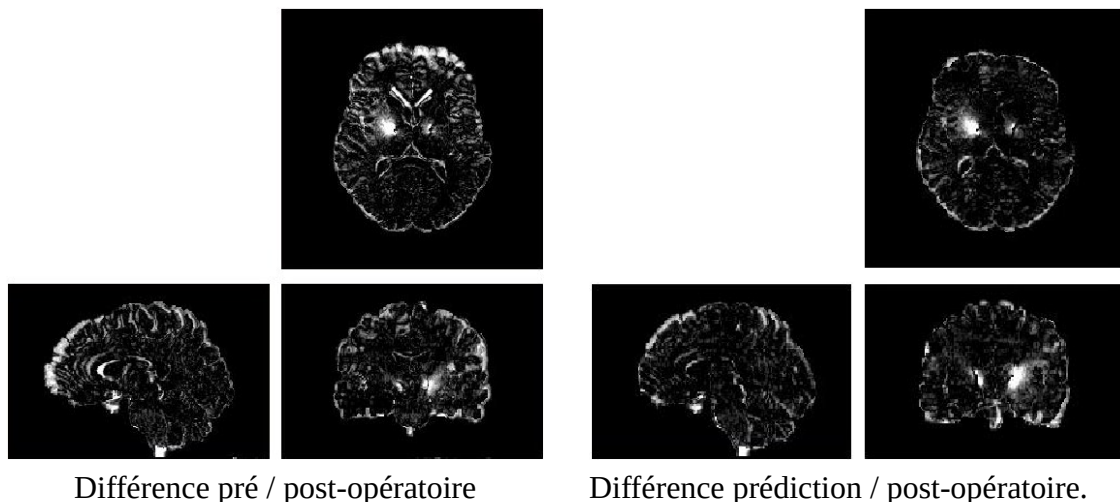


Figure 6: Comparaison des images de différence avec et sans compensation de déformation (patient présentant la déformation la plus importante).

La figure 6 compare la norme de la différence des déplacements entre les IRMs pré et post opératoires avec la norme de la différence des déplacements entre l'IRM dont la déformation a été simulée et l'IRM post-opératoire. La simulation a été calculée avec deux niveaux de LCR

minimisant un critère d'erreur global On peut vérifier que la déformation simulée par notre modèle est globalement comparable à la déformation réelle :

- Le déplacement global est bien retranscrit, notamment au niveau du lobe frontal présentant le plus grand déplacement.
- Le phénomène d'asymétrie est bien compensé. L'hypothèse des niveaux liquides différents par hémisphère semble être justifiée.
- L'écrasement des ventricules est de même bien simulé par le modèle.

Néanmoins, le modèle ne retranscrit pas complètement les déplacements de chaque sillons à la surface du cortex. De plus, le cerveau semble subir une courbure trop importante (image de droite, vue sagittale de la figure 6) qui pourrait-être évitée par la modélisation d'un contact glissant avec le crâne.

6 Discussion

Cet article est un exemple de l'utilisation de techniques d'imagerie médicale pour déterminer et évaluer un modèle biomécanique du cerveau. En s'appuyant sur un modèle spécifique au patient, on peut modéliser les déformations engendrées par un acte neuro-chirurgical. Les premiers résultats enregistrés sont encourageants et ouvrent de nouvelles directions de recherche dans la compréhension du comportement du cerveau lors d'une intervention. En effet, pour perfectionner ce modèle, de récentes discussions avec des neuro-chirurgiens ont révélé l'intérêt de prendre en compte certains phénomènes physiologiques tels que la prise en compte de l'injection de Mannitol pendant l'opération ou la variation de la pression sanguine. De plus l'introduction de nouvelles structures anatomiques (corps calleux, tente du cervelet, direction des fibres nerveuses) améliorera certainement le caractère prédictif de notre modèle.

References

- [1] P. Cachier, E. Bardinet, D. Dormont, X. Pennec, and N. Ayache. Iconic Feature Based Nonrigid Registration: The PASHA Algorithm. *CVIU — Special Issue on Nonrigid Registration*, 2003. In Press.
- [2] Matthieu Ferrant, Arya Nabavi, Benoît Macq, Black P.M., Ferenc A., Jolesz, Ron Kikinis, and Simon K. Warfield. Serial registration of intraoperative mr images of the brain. *Medical Image Analysis*, 2002.
- [3] Miller K. *Biomechanics of Brain for Computer Integrated Surgery*. Warsaw University of Technology Publishing House, 2002.
- [4] M. I. Miga, K. D. Paulsen, J. M. Lemry, F. E. Kennedy, S. D. Eisner, A. Hartov, and D. W. Roberts. Model-updated image guidance: Initial clinical experience with gravity-induced brain deformation. *IEEE Trans. on Med. Imaging*, 18(10):866–874, 1999.
- [5] A. Roche, A. Guimond, N. Ayache, and J. Meunier. Multimodal Elastic Matching of Brain Images. In *Computer Vision - ECCV 2000*, volume 1843 of *LNCS*, pages 511–527, Dublin, Irlande, June 2000. Springer Verlag.
- [6] Oskar Skrinjar, Arya Nabavi, and James Duncan. A stereo-guided biomechanical model for volumetric deformation analysis. *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, December 2001.