

Thèse de Doctorat

présentée par

Marek BUCKI

pour obtenir le grade de

DOCTEUR de l'UNIVERSITE JOSEPH FOURIER

Spécialité

Modèles, Méthodes et Algorithmes en Biologie, Santé et Environnement

Modélisation Biomécanique des Tissus Mous du Cerveau et Développement d'un Neuronavigateur Permettant la Prise en Compte Per-Opératoire du Brain-Shift

Soutenue le 3 octobre 2008, devant le jury composé de

J. TROCCAZ	Directeur de Recherche CNRS	<i>Présidente</i>
H. DELINGETTE	Directeur de Recherche INRIA	<i>Rapporteur</i>
C. CHAILLOU	Professeur des Universités, Lille 1	<i>Rapporteur</i>
Y. PAYAN	Chargé de Recherche CNRS	<i>Co-directeur de thèse</i>
R. GOUET	Professeur à l'Université du Chili, CMM, Santiago de Chile	<i>Co-directeur de thèse</i>
F. VALDIVIA	Neurochirurgien à l'INCA, Santiago de Chile	<i>Examineur</i>
F. CHASSAT	Docteur de l'Université Joseph Fourier, CMM, Santiago de Chile	<i>Examineur</i>

Modélisation Biomécanique des Tissus Mous du Cerveau et Développement d'un Neuronavigateur Permettant la Prise en Compte Per-Opérateur du Brain-Shift

Résumé

La localisation précise de la cible chirurgicale est essentielle pour réduire la morbidité au cours de l'exérèse chirurgicale d'une tumeur cérébrale. Lorsque les dimensions de la craniotomie sont importantes, une déformation des tissus mous du cerveau peut survenir au cours de l'intervention. Du fait de ce 'brain-shift', les données pré-opératoires ne correspondent plus à la réalité et la neuronavigation s'en trouve fortement compromise. Afin de prendre en compte ces effets, nous proposons un système de navigation passive permettant de localiser les ancillaires par rapport à la position rectifiée des structures anatomiques. Avant l'intervention une angiographie par résonance magnétique (ARM) du cerveau du patient est acquise. Après installation au bloc opératoire, le volume ARM définissant la configuration initiale de l'arbre vasculaire cérébral est rigidement recalé par rapport à la tête du patient. Au cours de l'intervention, suite à une déformation importante du cerveau, le chirurgien effectue un balayage échographique Doppler de la région d'intérêt. L'arbre vasculaire initial est recalé élastiquement vers sa configuration déformée, segmentée dans les images US localisées, et le champ de déplacements résultant est ensuite étendu à l'ensemble du volume de l'organe par le biais d'un modèle biomécanique spécifique au patient. La déformation globale ainsi calculée permet de mettre à jour les données pré-opératoires et rectifier le planning chirurgical initial. Notre système fournit une réponse rapide, robuste et précise au chirurgien et lui offre la possibilité de valider la pertinence de la déformation calculée avant toute modification du planning.

Mots clés

Chirurgie assistée par ordinateur, modélisation biomécanique, échographie Doppler, neurochirurgie, brain-shift, recalage non-linéaire, segmentation.

Biomechanical Modeling of Brain Soft Tissues and Development of an Image-Guided Neuronavigator Including Intra-Operative Brain-Shift Compensation

Abstract

Accurate localization of the target is essential to reduce morbidity during a brain tumor removal intervention. In the case of large skull openings, a deformation of brain tissues can occur in the course of surgery. As a consequence of this 'brain-shift', the preoperatively acquired images no longer correspond to reality and therefore neuronavigation is strongly compromised. In order to compensate for this deformation and recover the preoperative data during surgery, we propose to use a neuronavigation system which offers passive help to the surgeon by displaying the position of the guided tools with respect to the corrected location of the brain anatomical features. Before the intervention, a magnetic resonance angiography (MRA) of the patient's brain is acquired. Once the patient has been installed on the operating table, the MRA volume defining the initial vascular tree configuration is rigidly registered with the patient's head. During the intervention, whenever a large deformation occurs, the surgeon performs a Doppler ultrasound sweep of the region of interest. The initial vascular tree is elastically registered to its deformed configuration, segmented from the localized US images, and the resulting displacement field is further extended to the whole brain volume using a patient specific biomechanical model. The computed organ deformation is then used to update the preoperative data as well as the initial surgical planning. Our system gives the surgeon a quick, robust and accurate response and, moreover, enables him to check the relevance of the computed brain deformation prior to any alteration of the planning.

Keywords

Computer assisted intervention, biomechanical modeling, Doppler ultrasound, neurosurgery, brain-shift, non-linear registration, segmentation.

Modelamiento Biomecánico de los Tejidos Blandos Cerebrales y Desarrollo de un Sistema de Neuronavegación que Incluye la Corrección del Brain-Shift

Resumen

Localizar de forma precisa las estructuras involucradas en la extracción de un tumor cerebral es esencial para reducir la morbilidad. En el caso de una craniotomía de grandes dimensiones, deformaciones de los tejidos blandos del cerebro suelen ocurrir en el transcurso de la intervención. Debido a este fenómeno conocido como 'brain-shift', los datos pre-operativos no corresponden a la situación real del paciente y la neuronavegación es comprometida. Para tomar en cuenta estos efectos, proponemos el uso de un sistema de guía pasivo que permite ubicar en el espacio las herramientas quirúrgicas respecto de la posición corregida de las estructuras anatómicas del cerebro. Pevio a la intervención una imagen de angiografía por resonancia magnética (ARM) del cerebro del paciente es adquirida. Después de su instalación en el quirófano, el ARM que define la configuración inicial del árbol vascular del cerebro es registrado rígidamente con la cabeza ya inmovilizada del paciente. Durante la cirugía, al encontrarse con una deformación importante del órgano, el cirujano realiza una exploración ecográfica Doppler de la región de interés. El árbol vascular inicial es registrado elasticamente hacia su configuración deformada, segmentada en las imágenes US localizadas, y el campo de desplazamientos obtenido es extendido al órgano entero mediante un modelo biomecánico específico al paciente. La deformación global calculada por el modelo permite corregir los datos pre-operativos además del planning quirúrgico inicial. Nuestro sistema entrega una respuesta rápida, robusta y precisa al cirujano y le permite averiguar la precisión del cálculo antes de modificar el planning.

Palabras claves

Cirugía asistida por computador, modelamiento biomecánico, ecografía Doppler, neurocirugía, brain-shift, registraci3n no-lineal, segmentaci3n.

Publications, présentations et brevets

Publications

F. Chassat, **M. Bucki**, Y. Payan & F. Jaillet. *Neuronavegación con un modelo de corrección a tiempo real con ecografía intraoperatoria.* [Neuronavigation with a real-time correction model using intraoperative ultrasonography.] Revista de Neurocirugía Funcional, Estereotaxia y Radiocirugía Neurotarget (Argentina), vol. 2, n° 1, juin 2007.

M. Bucki, C. Lobos & Y. Payan. *Framework for a Low-Cost Intra-Operative Image-Guided Neuronavigator Including Brain Shift Compensation.* Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (IEEE EMBC'07), pages 872-875, 2007.

M. Bucki, F. Chassat, F. Galdames, T. Asahi, D. Pizarro & G. Lobo. *Real-Time SPECT and 2D Ultrasound Image Registration.* Proceedings of the 10th International Conference on Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI'07), pages 219-226, 2007.

M. Bucki, O. Palombi, C. Lobos & Y. Payan. *A Low-Cost Intraoperative Image-Guided Neuronavigation System Including Brain-Shift Compensation.* Proceedings of Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering - Porto (CMBBE'08), 2008.

C. Lobos, **M. Bucki**, N. Hitschfeld & Y. Payan. *Mixed-element mesh for an intra-operative modelling of the brain tumor extraction.* Proceedings of the 16th International Meshing Roundtable, Seattle, 14-17 octobre 2007, pages 387-404.

M. Bucki, F. Chassat, F. Galdames, T. Asahi, D. Pizarro & G. Lobo. *Real Time Cardiac SPECT and 2D Ultrasound Image Registration.* Proceedings of the IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (CLAIB) - Venezuela, pages 235-239, 2007.

C. Lobos, **M. Bucki**, Y. Payan & N. Hitschfeld. *Techniques on Mesh Generation for the Brain-Shift Simulation.* Proceedings of the IV Latin American Congress on Biomedical Engineering (CLAIB) - Venezuela, pages 642-645, 2007.

M. Bucki & Y. Payan. *Automatic Finite Elements Mesh Generation from Planar*

Contours of the Brain : an Image Driven, 'Blobby' Approach. In Biomechanics applied to Computer Assisted Surgery (Y. Payan, ed - Research Signpost), pages 209-224, 2005.

M. Bucki, B. Dauliac, V. Daanen, R. Moalic, J.L. Descotes, J. Troccaz. *ProNav : a Navigation Software for Prostate Biopsies.* Proceedings of Surgetica'05, Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO) : Outils et Applications, pages 479-483, 2005.

Présentations

M. Bucki. *Introduction aux Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur.* En français. Présentation au congrès de l'Association des Médecins du Var (AMIVAR), 28 et 29 avril 2007, Théoules, France.

M. Bucki & Y. Payan. *Finite Element Biomechanical Modeling of the Brain in the Context of Computer-aided Neurosurgery.* En espagnol. Présentation dans le cadre d'un colloque au Département de Mathématiques Appliquées, Université de Concepción, 1^{er} juin 2005, Concepción, Chili.

M. Bucki & J. Soto. *Presentación de un Sistema para la Fusión de Imágenes Cardiacas Echo-SPECT.* [*Presentation of a system for gated US-SPECT image registration.*] En espagnol. Présentation faite dans le cadre du workshop 'échocardiographie', au XLII Congrès Chilien de Cardiologie et Chirurgie Cardiovasculaire, 30 novembre 2005, Pucón, Chili.

Brevets

M. Bucki & Y. Payan (2008). *Procédé pour le recalage d'un ensemble de points dans des images.* Centre National de la Recherche Scientifique / Université Joseph Fourier de Grenoble. Num : FR 08 56711, 03/10/2008.

M. Bucki & Y. Payan (2008). *Procédé de traitement d'image pour estimer une déformation d'un cerveau d'un patient.* Centre National de la Recherche Scientifique / Université Joseph Fourier de Grenoble. Num : FR 08 56712, 03/10/2008.



A mes Parents.

Remerciements

Tout d'abord je tiens à remercier très chaleureusement Madame Jocelyne Troccaz pour m'avoir accueilli à bras ouverts au sein de son équipe, me permettant de repartir sur une voie professionnelle bien plus épanouissante que ce que j'avais pu connaître auparavant.

L'aventure chilienne de la thèse, dans le cadre d'un échange avec l'Amérique Latine, a été rendue possible par Messieurs Jacques Demongeot et Fabrice Chassat, lequel, au cours d'une discussion sur la terrasse de mon ex-employeur, a réussi à me convaincre que l'avenir de la neurochirurgie allait se jouer à Santiago du Chili. Merci weon, pour tous ces bons moments de science ... et de montagne !

Ma profonde gratitude va à mon directeur de thèse, Monsieur Yohan Payan, qui a su me guider dans ma démarche scientifique. Ses qualités humaines et la richesse de nos échanges ont été un moteur permanent et infailible tout au long de ces trois années (et des poussières) de thèse.

Je remercie tout particulièrement Messieurs Hervé Delingette et Christophe Chaillou d'avoir accepté de rapporter ce travail, pour leurs remarques pertinentes qui ont contribué à améliorer la qualité du manuscrit ainsi que pour l'intéressante discussion qui a suivi la soutenance de cette thèse.

Je désire également exprimer ma reconnaissance aux membres de l'équipe 'Imagen' du Centro de Modelamiento Matemático de Santiago, Raúl Gouet et Takeshi Asahi, ainsi qu'à l'équipe d'imagerie nucléaire de l'hôpital San Juan de Dios avec lesquels j'ai eu le plaisir de travailler sur le projet de fusion d'images Echo-Spect.

Par ailleurs je tiens à saluer l'équipe du département d'ingénierie mathématique de l'Université de Concepción et plus particulièrement Monsieur Rodolfo Araya, qui a manifesté un grand intérêt pour nos travaux et m'a donné l'opportunité de faire ma première présentation orale en espagnol devant les membres de son équipe. Je le remercie tout particulièrement pour sa patience et ses nombreuses explications qui m'ont permis de surmonter les difficultés liées au calcul par Elements Finis.

Je voudrais exprimer ma gratitude à l'ensemble des cliniciens qui ont rendu possibles la mise en oeuvre des travaux présentés dans ce manuscrit, en commençant tout naturellement par l'équipe de l'Instituto de Neurocirugía Asenjo (INCA) de Santiago de Chile, qui

est à l'origine de ce projet de recherche, et plus particulièrement le Dr. Felipe Valdivia, qui m'a fait l'honneur d'être présent parmi le jury lors de la soutenance de cette thèse.

En France, l'exploration du versant clinique a pu être poursuivie grâce à l'énergique implication du Dr. Olivier Palombi, par l'entremise de qui notre équipe a renoué les liens avec le service de neurochirurgie du CHU de Grenoble et repris une activité de recherche dans ce domaine. Je le remercie tout particulièrement pour sa disponibilité et pour la confiance qu'il a su nous accorder en dépit des nombreux et frustrants tâtonnements initiaux. La partie expérimentale de ce manuscrit n'aurait pu voir le jour sans cette précieuse collaboration. Je remercie également toute l'équipe médicale du bloc de neurochirurgie qui nous a accueilli avec le sourire (sous masque) malgré le chaos et l'encombrement que notre volumineux équipement ne manquait pas d'introduire dans les salles opératoires.

Pour les besoins de nos essais cliniques nous avons été amenés à emprunter du matériel médical auprès de différents services du CHU de Grenoble. Je remercie le Dr. Jean-Luc Cracowski du Centre d'Investigation Clinique (CIC) pour la mise à disposition de son échographe portable grâce auquel nous avons pu réaliser les premières évaluations de la technique, ainsi que Madame Nicole Henquin pour sa disponibilité et sa gentillesse. Je remercie également le Dr. Pierre Lavagne et son équipe pour nous avoir permis par la suite d'utiliser l'échographe de l'Unité de Réanimation Chirurgicale (URC), ainsi que le Dr. Gilles Francony pour ses interventions providentielles lors du réglage délicat de l'appareil au moment de l'acquisition des images per-opératoires. Je tiens à remercier Monsieur Pascal Kilian de la société Praxim-Medivision pour le généreux prêt de corps rigides conformes aux normes de stérilisation.

Je souhaite clore la section académique de ces remerciements en décernant une mention particulière à l'ensemble de l'équipe du laboratoire TIMC-IMAG, aux thésards, post-docs, permanents et autres impermanents qui conjuguent une harmonie et une *buena onda* exceptionnelles avec une passion sans égale pour notre discipline. Nous servons la science et c'est notre joie !

Loin de n'être qu'une aventure scientifique, une thèse est également un parcours personnel qui chemine au gré des cahots de l'existence entre découvertes exaltantes et imprévus décourageants. Je tiens à exprimer mon infinie reconnaissance à toutes les personnes qui m'ont incité à me lancer dans cette voie alors que je doutais moi-même du sens de ma démarche, ainsi qu'à celles qui ont su m'insuffler leur confiance dans la dernière ligne droite et notamment au moment de la rédaction du manuscrit. Ce travail leur est dédié... Enfin un grand merci aux plus proches de mes amis avec qui j'ai eu la chance de partager les moments forts de ce voyage : Antoine, Sophie, Nico-weon, Claudio, Fabien, Dorothée et Brice.



Table des matières

Publications, présentations et brevets	9
Table des matières	i
Notations	v
Introduction	1
1 Contexte du Projet	9
1.1 Introduction	9
1.2 Contexte clinique	10
1.2.1 Anatomie	10
1.2.1.1 Vue d'ensemble	11
1.2.1.2 Les méninges	12
1.2.1.3 Le liquide céphalo-rachidien et le système ventriculaire . .	13
1.2.1.4 Les sillons et les circonvolutions	14
1.2.1.5 Le cortex cérébral et le cervelet	15
1.2.1.6 Vascularisation du cerveau	18
1.2.2 Tumeurs cérébrales	19
1.2.3 Neurochirurgie, neuronavigation et brain-shift	25
1.2.4 Le brain-shift	28
1.3 Etat de l'Art	33
1.3.1 Solutions commerciales	33
1.3.2 Revue de la littérature	34
1.4 Synoptique du projet	39
1.4.1 Objectifs et choix techniques	39
1.4.2 Présentation du système	41
1.5 Conclusion	43
2 Localisation et recalage de l'arbre vasculaire	45
2.1 Introduction	45
2.2 Segmentation de l'arbre vasculaire	46
2.2.1 Angiographie par résonance magnétique	46
2.2.1.1 Présentation de la technique	46
2.2.1.2 Segmentation	47
2.2.2 Echographie Doppler	49

2.2.2.1	Adéquation de la technique au suivi de l'arbre vasculaire	49
2.2.2.2	Acquisition et segmentation	51
2.3	Localisation de l'arbre vasculaire	55
2.3.1	Localisation d'outils	55
2.3.2	Localisation de l'arbre vasculaire pré-opératoire	57
2.3.3	Localisation de l'arbre vasculaire per-opératoire	59
2.3.3.1	Calibrage de la sonde échographique	59
2.3.3.2	Acquisition d'images échographiques per-opératoires	59
2.4	Recalage élastique de l'arbre vasculaire	60
2.4.1	Cadre général	61
2.4.1.1	Introduction	61
2.4.1.2	Energie de recalage	61
2.4.1.3	Espace des fonctions de déformation	63
2.4.2	Calcul du recalage	65
2.4.3	Propriétés du recalage élastique	67
2.4.4	Etude des fonctions de recalage élémentaire	69
2.4.4.1	Expression générale de r_j^i	69
2.4.4.2	Différentiabilité	70
2.4.4.3	Non-repliement	70
2.4.4.4	Bijection	71
2.4.5	Implémentation	72
2.4.5.1	Choix d'une expression de w	72
2.4.5.2	Contrainte de non-repliement et de bijection	72
2.4.5.3	Minimisation de l'énergie	75
2.4.5.4	Inversion	78
2.4.6	Filtrage du recalage élastique et calcul du champ de déplacements	81
2.5	Résultats	82
2.5.1	Acquisitions Color Doppler	83
2.5.2	Acquisitions Power Doppler	84
2.5.3	Recalage élastique	85
2.6	Conclusion	87
3	Calcul de la déformation du cerveau	91
3.1	Introduction	91
3.2	Modèle biomécanique	92
3.2.1	Modèles biomécaniques du cerveau dans la littérature	92
3.2.2	Maillage patient-spécifique	99
3.2.2.1	Génération d'un maillage spécifique avec raffinement local	100
3.2.2.2	Adaptation d'un maillage générique aux données patient	101
3.2.3	Calcul de la déformation	103
3.2.3.1	Définition des conditions aux limites	104
3.2.3.2	Résolution du système linéaire	105
3.2.3.3	Application de déplacements aux nœuds du maillage	110
3.3	Déformation du modèle contrôlée par nœuds pilotes	114
3.3.1	Introduction	114

3.3.2	Sous-structuration de maillage	114
3.3.3	Exemples	115
3.3.3.1	Suivi de la déformation corticale en temps-réel	115
3.3.3.2	Prédiction du rebond de la surface corticale	116
3.3.4	Conclusion	119
3.4	Intégration des déplacements vasculaires	120
3.4.1	Présentation du problème	120
3.4.2	Déplacement de points intérieurs à un élément	121
3.4.2.1	Cas d'un élément avec un unique déplacement interne	122
3.4.2.2	Cas d'un élément avec plusieurs déplacements internes	123
3.4.2.3	Conclusion	124
3.4.3	Calcul de la déformation globale du modèle	125
3.4.4	Méthode alternative de calcul de la déformation globale	127
3.4.5	Résultats	128
3.4.5.1	Mesures de précision sur données réelles	128
3.4.5.2	Mesures de précision sur données synthétiques	131
3.5	Déformation des données pré-opératoires et validation	142
3.6	Conclusion	149
4	Mise en œuvre au bloc opératoire	153
4.1	Introduction	153
4.2	Planning pré-opératoire	153
4.3	Installation au bloc opératoire	155
4.4	Recalage rigide initial	156
4.5	Echographie localisée	157
4.6	Traitement des résultats	160
4.7	Conclusion	162
	Conclusions et perspectives	165
	Bibliographie	175
	Annexes	189
A	Shape reconstruction from a set of planar contours	189
A.1	Reconstruction overview	189
A.2	2D shape reconstruction	190
A.2.1	Definition of the scalar field	190
A.2.2	Combining fields generated by parallel segments	192
A.3	3D surface reconstruction	194
A.4	Conclusion	196

Notations

- Matrices, vecteurs : \mathbf{K}, \mathbf{F}
- Transposition : \mathbf{K}^T
- Déterminant d'une matrice carrée : $|\mathbf{K}|, \det(\mathbf{K})$
- Normes matricielles : $\|\mathbf{K}\|$
- Scalaires : w, λ
- Vecteurs de \mathbb{R}^3 : \vec{u}, \vec{e}
- Produit vectoriel : $\vec{u} \times \vec{v}$
- Produit scalaire : $\vec{u} \cdot \vec{v}$
- Points de \mathbb{R}^3 : \mathbf{p}, \mathbf{x}
- Norme euclidienne d'un vecteur : $\|\vec{u}\| = \|\vec{u}\|_2 = \sqrt{\vec{u} \cdot \vec{u}}$
- Dérivées partielles de $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$: $\frac{\partial f}{\partial x_i}(\mathbf{x}), f_{,i}(\mathbf{x})$
- Gradient de $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}$: $\vec{\nabla} f(\mathbf{x}_0), \frac{\partial f}{\partial \mathbf{x}}(\mathbf{x}_0)$
- Jacobien de $f : \mathbb{R}^n \rightarrow \mathbb{R}^m$: $J_f(\mathbf{x}_0), \left| \frac{\partial f}{\partial \mathbf{x}}(\mathbf{x}_0) \right|$

Introduction

GMCAO

Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur

L'informatique est la science du traitement des données. Issue des Mathématiques, elle ne souffre pas d'hésitations. La médecine est la science des corps humains. Issue principalement de l'expérimentation, sa pratique est sujette aux incertitudes dues à la complexité des mécanismes étudiés. Un bon médecin est un médecin expérimenté. Il construit son savoir dans le temps grâce à sa propre pratique et à celle de ses confrères, via des communications scientifiques ou un partage direct des connaissances.

L'union de l'informatique et de la médecine a donné naissance aux Gestes Médico-Chirurgicaux Assistés par Ordinateur (GMCAO), une discipline dont l'objet est de soulager le médecin d'une partie de ses hésitations face au patient en le dotant d'un organe sensoriel et effecteur supplémentaire. Cet outil permet au praticien de voir ce qu'il ne voit pas, de mesurer précisément ce qu'il a l'habitude d'évaluer, de corrélérer explicitement des données qu'il a l'habitude d'intégrer mentalement ou encore de réaliser avec une précision accrue des gestes complexes, aidé en cela de manière passive ou active par le système; autant de tâches qui, si elles ne sont pas simplement impossibles, sont souvent difficiles, *a fortiori* dans le contexte d'un bloc opératoire.

Un système de GMCAO se situe schématiquement entre le patient et le chirurgien. Il analyse les données pré- et per-opératoires afin que ce dernier puisse affiner la stratégie initiale, ou 'planning', en tenant compte éventuellement d'éléments nouveaux survenus au cours de l'intervention. Une fois le planning validé, le système endosse son rôle de navigateur et assiste le chirurgien dans la réalisation précise du geste thérapeutique planifié. Il est possible de classer les systèmes de navigation par le mode de guidage qu'ils mettent en œuvre. On distingue essentiellement quatre catégories de systèmes : les systèmes robotiques actifs, semi-actifs, maître-esclave et enfin les systèmes passifs.

Les systèmes dits 'actifs' sont ceux où le geste clinique est réalisé par un instrument robotisé. La machine n'étant ni infaillible ni omnisciente, la mission du chirurgien consiste alors à superviser le bon déroulement du protocole. Dans cette catégorie de navigateurs,



FIG. 1 – Fraisage du tunnel tibial effectué par le robot Caspar® lors d'une ligamentoplastie du LCA. (Photo : J.P. Perrier)

le système de chirurgie Caspar® (Computer Assisted Surgical Planning and Robotics)¹ permet d'usiner avec une grande précision les os du patient pour la pose de prothèse totale de genou, de hanche ou la ligamentoplastie du ligament croisé antérieur (LCA) [Perrier 02], comme illustré sur la fig. 1. Toutefois, la popularité de ces systèmes souffre grandement d'inconvénients liés principalement à leur fort encombrement, à leur coût élevé (acquisition et maintenance), et à la complexité de l'installation au bloc opératoire (mise en place de champs stériles). Une tendance à la robotique 'légère', de petite taille et d'une utilisation simplifiée [Berkelman 03] [Plaskos 05], a récemment pris le pas sur les premiers systèmes lourds, dérivés des robots industriels, et a relancé l'intérêt des cliniciens pour ce type de dispositifs.

Dans un système de navigation 'semi-actif', ou 'd'empêchement', le robot n'agit pas mais se contente de contenir les mouvements du chirurgien dans une région autorisée par le planning de l'intervention [Schneider 01]. Du fait de la liberté de mouvements qu'elles laissent au chirurgien et de leur moindre complexité, ces machines s'intègrent plus facilement dans le bloc opératoire. Les systèmes semi-actifs offrent une alternative intéressante entre l'automatisation complète du geste et un contrôle passif de son exécution puisqu'ils peuvent, au besoin, être débrayés pour permettre au chirurgien de reprendre totalement le contrôle de l'intervention.

Parmi les systèmes de type 'maître-esclave', le robot Da Vinci®² a connu un succès important (fig. 2). Son domaine d'application concerne essentiellement la chirurgie mini-invasive, dont le but est de réduire les lésions provoquées par l'acte chirurgical, ainsi que la micro-chirurgie, dont l'objet est la réparation de tissus à l'échelle microscopique. Le robot 'esclave' est contrôlé par le chirurgien 'maître', placé dans un poste de pilotage éloigné du champ opératoire, qu'il observe à travers un microscope binoculaire dont l'image lui est

¹Orto-Maquet, Rastatt, Allemagne.

²Intuitive Surgical, Inc., Sunnyvale, CA, Etats-Unis.

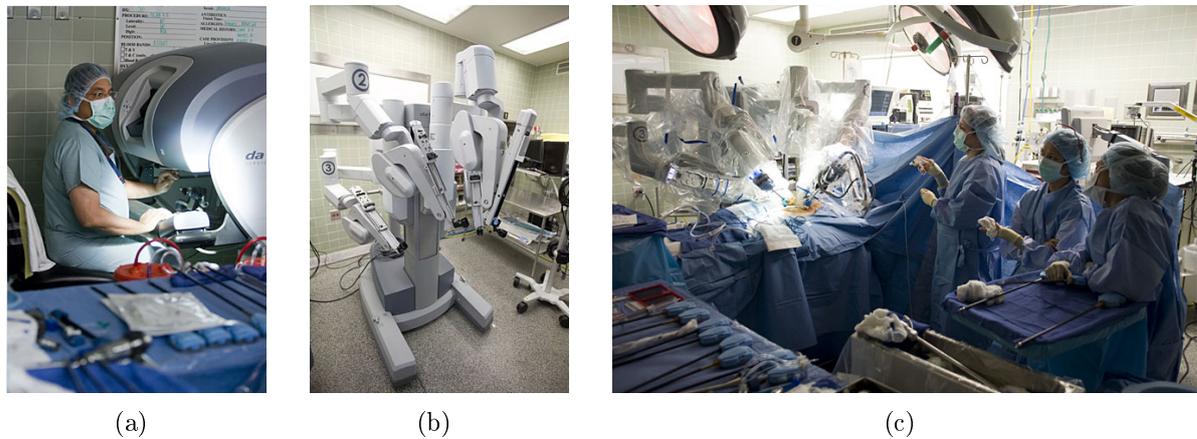


FIG. 2 – (a) Poste de pilotage du robot DaVinci[®]. (b) Bras robotisés portant les instruments, avant mise en place des champs stériles. (c) Robot en position au dessus du patient lors d’une intervention de pontage coronaire. (Photos : John Zich, USA Today)

retransmise à distance via un système de vision tridimensionnelle. Les gestes sont reproduits par les effecteurs du robot après que celui-ci en a éliminé le tremblement naturel des mains et adapté les amplitudes à l’échelle de l’intervention [Nathoo 05]. Cette architecture autorise également les interventions à distance, dites de ‘télé-chirurgie’ [Vilchis 03].

L’assistance ‘passive’, quant à elle, offre au chirurgien une aide à la décision tout en le laissant maître de son geste et libre d’en suivre ou non les indications. Le planning opératoire peut être entré dans le système avant ou modifié pendant l’intervention et le guidage se fait en affichant en temps-réel l’écart entre la position actuelle et la position voulue de l’ancillaire³ (guide de coupe, de perçage, de ponction, etc.) manipulé par le chirurgien. D’une mise en œuvre plus simple, plus versatile et surtout du fait de leur caractère purement ‘informatif’, les systèmes passifs, malgré le caractère original de leur interaction avec le chirurgien-utilisateur, s’apparentent aisément aux équipements de surveillance du patient déjà présents au bloc opératoire. Cette familiarité, alliée à leur efficacité et à des coûts de fonctionnement incomparablement inférieurs à ceux des systèmes robotiques a largement contribué à leur diffusion. Les domaines d’application des systèmes de navigation passive sont extrêmement variés, notamment en chirurgie orthopédique. La fig. 3 montre les interfaces de deux systèmes développés par la société Praxim-Medivision (La Tronche, France).

La plupart des applications ayant fait leur entrée au bloc opératoire en routine clinique concernent la chirurgie des tissus durs, l’orthopédie. De nombreuses techniques permettent le suivi de la position dans l’espace des os, ainsi que leur localisation, au moyen d’algorithmes de recalage dits ‘rigides’, par rapport à des données pré- ou per-opératoires. La principale difficulté en navigation orthopédique réside dans la rationalisation de la procédure chirurgicale dont les critères de réalisation, géométriques, s’appuient sur des axes

³Matériel chirurgical.

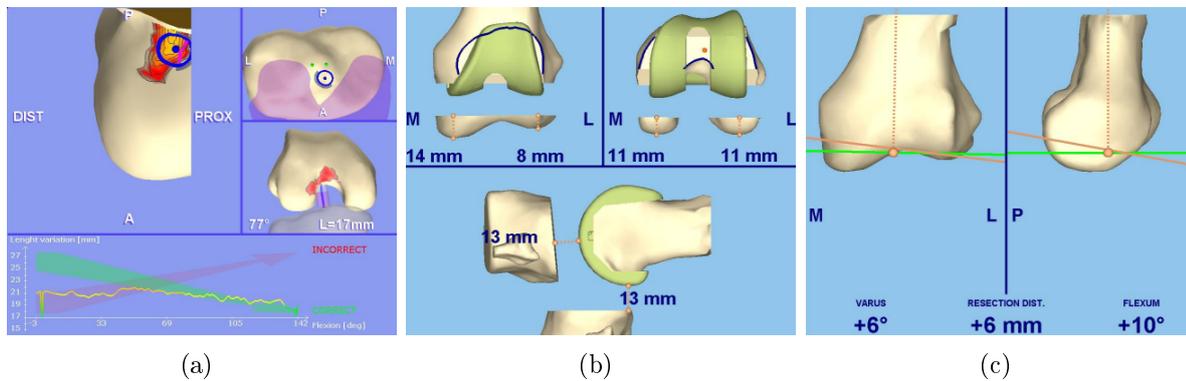


FIG. 3 – (a) Ecran de planification de la position des insertions tibiale et fémorale du greffon lors d'une ligamentoplastie du LCA à partir d'une carte et d'une courbe d'anisométrie. (b) Planification de la position d'une prothèse totale de genou (PTG) en tenant compte des espaces articulaires en extension et en flexion. (c) Ecran de navigation du guide de coupe osseuse distale du fémur lors d'une pose de PTG. (Source : Praxim-Medivision)

et des plans de référence tridimensionnels construits sur l'anatomie du patient. En effet, ces références sont le plus souvent élaborées par les chirurgiens à partir d'images radiologiques bidimensionnelles et la transposition dans la troisième dimension des heuristiques chirurgicales qui s'y réfèrent soulève de nouveaux questionnements [Sotereanos 06].

Les GMCAO n'ont pas la prétention de remplacer le médecin et son expertise. Par contre il est évident qu'un grand nombre d'applications peuvent être imaginées pour réduire significativement l'erreur humaine et ses conséquences pour le patient. Les procédures assistées par ordinateur passées dans la routine clinique améliorent considérablement les soins prodigués aux patients [Cossey 05]. La diffusion des GMCAO se heurte toutefois aux craintes des cliniciens de voir leurs actions assujetties aux décisions d'un système dont le fonctionnement interne leur paraît parfois obscur, mais elle est en même temps stimulée par ceux qui entrevoient les possibilités thérapeutiques de ces technologies nouvelles dans les centres de soins.

Neurochirurgie assistée par ordinateur

Contrairement à l'orthopédie, les techniques indispensables à l'essor des GMCAO dans la chirurgie des tissus mous restent encore à développer. Parmi les challenges techniques à relever, la modélisation du comportement mécanique des tissus biologiques est le domaine qui suscite actuellement un des effort de recherche les plus importants. Nous pouvons citer plusieurs exemples de problèmes survenant lors d'interventions sur tissus mous : l'irradiation de la tumeur lors de la radiothérapie des poumons est compliquée par les mouvements respiratoires du patient, la précision d'une ponction rénale dépend largement de l'habileté du chirurgien à localiser la cible sous échographie sans déplacer l'organe par une application de pression excessive sur la sonde, la répartition de biopsies en vue du diagnostic du

cancer de la prostate est incertaine du fait des mouvements imprimés à la glande par la sonde endorectale⁴, les poses de sondes, prélèvements de biopsies, résections de tumeurs en général sont rendus délicats par la grande souplesse des tissus biologiques et la difficulté, qui en découle, de suivre au cours de l'intervention les déplacements de points déterminés au sein de l'organe. Pour garantir la précision de ces gestes cliniques les systèmes de navigation nécessitent un modèle biomécanique fiable permettant de prédire les déformations des tissus. L'intervention à laquelle nous nous intéressons dans ce travail est la chirurgie de l'encéphale en vue de la résection de tumeurs cancéreuses. Le problème de la localisation de la cible s'y pose de manière identique à ceux que nous venons d'énumérer ici.

Suite à un examen clinique du patient conduisant à une suspicion de cancer du cerveau, le diagnostic est confirmé à l'aide d'imagerie par résonance magnétique (IRM). Dans l'affirmative, la tumeur est repérée, mesurée et sa dangerosité est évaluée par l'analyse des images de grande résolution et de grand contraste tissulaire que fournit l'IRM. La décision d'opérer ou non est alors prise par les médecins. Du fait de la proximité entre la lésion et des structures sensibles voire vitales, les risques liés à l'intervention, mis en balance avec les conséquences du développement de la maladie, peuvent remettre en question les bénéfices d'une opération. Si toutefois celle-ci s'avère préférable, un planning chirurgical est établi qui prend en compte la position de la tumeur ainsi que son environnement immédiat : artères, aires cérébrales fonctionnelles, etc. Une voie d'abord et une trajectoire optimales sont définies par le neurochirurgien. La précision de leur exécution au bloc opératoire est primordiale pour la réussite de l'intervention.

Pour atteindre la lésion, le chirurgien procède tout d'abord à l'ouverture de la boîte crânienne, en pratiquant une 'craniotomie' en accord avec le planning. Dans la grande majorité de blocs opératoires, il est aidé en cela par un système de 'neuronavigation' qui lui permet de retrouver dans l'espace physique du patient les points de repère et les trajectoires identifiées dans le volume de données IRM pré-opératoire. Après avoir retiré le volet crânien, il dissèque les membranes qui recouvrent l'encéphale et entreprend de localiser les limites tumorales. Les tumeurs directement visibles à la surface du cerveau, tels que les méningiomes⁵, et qui présentent une interface claire avec les tissus sains sont aisément identifiables. Les difficultés surviennent lorsque la tumeur est enfouie et ne peut être distinguée visuellement ou au toucher du parenchyme sain. Le chirurgien se repose alors sur les indications du neuronavigateur pour en situer les contours.

C'est précisément à cette étape de l'opération que nous intervenons. Voyons pourquoi. Les systèmes de neuronavigation couramment utilisés en routine clinique s'appuient sur l'hypothèse, fautive, que la relation entre la position du cerveau et le crâne demeure constante tout au long de l'intervention. Or, suite à la craniotomie, des processus physiologiques⁶ entraînent un affaissement du cerveau dans la boîte crânienne, d'une amplitude et selon une direction imprévisibles. La validité des repères anatomiques sur lesquels s'ap-

⁴Problème d'autant plus perfide que la prostate demeure immobile sur l'écran de l'échographe et donc dans l'esprit du chirurgien.

⁵Une description détaillée des pathologies couramment rencontrées est donnée au § 1.2.2.

⁶Décrits en détail dans le § 1.2.4.

puie le chirurgien pour reproduire le planning initial dans l'espace du patient est de ce fait compromise. A notre connaissance, tous les systèmes de neuronavigation utilisés à l'heure actuelle négligent ce phénomène, et bien que cette approximation soit justifiée pour certaines opérations nécessitant une craniotomie ou trépanation de petites dimensions, elle ne l'est pas dans la majorité des cas, le déplacement de la surface du cerveau pouvant parfois dépasser 10 mm. Ce phénomène porte alors le nom de **brain-shift**⁷.

La décorrélation entre les images pré-opératoires et la configuration réelle du patient induite par le brain-shift rend difficilement exploitable l'ensemble des données acquises avant l'intervention. Dans les rares blocs opératoires équipés d'un IRM interventionnel le chirurgien dispose de la possibilité de réacquérir ces images avant de poursuivre l'opération mais cela au prix d'un allongement du temps d'anesthésie pouvant dépasser 10 minutes et, inévitablement, avec une perte de qualité importante par rapport aux données pré-opératoires. L'objectif de notre travail est de proposer une méthode permettant de mettre à jour les données initiales en fonction de la déformation subie par le cerveau du patient, et rendre ainsi possible leur exploitation tout au long de l'intervention.

Voyons maintenant la solution que nous proposons de mettre en œuvre pour compenser les effets du brain-shift. Les techniques que nous avons développées sont décrites dans la suite de ce manuscrit et nous n'allons maintenant que donner un aperçu général de la démarche que nous avons adoptée. Les termes utilisés *ex abrupto* ici sont définis rigoureusement dans les chapitres qui suivent.

Nous proposons de suivre au cours de l'intervention la déformation de la structure anatomique particulière qu'est l'arbre vasculaire cérébral. Du fait de sa répartition dans le volume du parenchyme, les déplacements de l'arbre vasculaire sont représentatifs des déformations globales du tissu. En effet, les artères et artérioles irriguant les tissus nerveux sont présentes à la fois dans les parties profondes de l'encéphale, mais aussi en surface, et plus particulièrement au voisinage de la tumeur dont le développement passe par une angiogenèse et donc la formation de 'néovaisseaux'. La vascularisation du cerveau peut être visualisée pré-opérativement, sur des images IRM avec injection d'un produit de contraste, mais également per-opérativement, à l'aide d'un type d'imagerie échographique spécifique : le mode Doppler. De la localisation de l'arbre vasculaire par rapport à sa position initiale en début d'intervention il est possible de déduire les déplacements de ses vaisseaux, provoqués par la déformation du cerveau. Cette information, loin d'être dense⁸ dans le volume global, reste localisée à certaines régions. La modélisation biomécanique permet alors d'extrapoler une déformation globale à partir de ces déplacements tissulaires locaux et le champ de déplacements obtenu est ensuite répercuté à l'ensemble des données que nous souhaitons mettre à jour afin de corriger le planning opératoire initial.

En résumé, notre système repose sur les cinq points suivants :

- La localisation de l'arbre vasculaire cérébral avant l'intervention à l'aide d'angiographie par résonance magnétique ;

⁷'Décalage du cerveau', en anglais.

⁸Au sens mathématique du terme.

- La localisation de l'arbre vasculaire cérébral pendant l'intervention à l'aide de l'échographie Doppler ;
- Le calcul des déformations subies par l'arbre vasculaire au sein des tissus cérébraux ;
- L'extrapolation du champ de déplacements de l'arbre vasculaire à l'ensemble du volume de l'organe par le biais d'un modèle biomécanique ;
- La mise à jour des données pré-opératoires à l'aide de la déformation globale ainsi obtenue.

Organisation du document

Le manuscrit est divisé de la manière suivante.

Dans le chapitre 1, après une présentation anatomique de l'encéphale, nous en énumérons les principales pathologies cancéreuses, leurs localisations préférentielles, conséquences sur les tissus avoisinants, évolutions et options de thérapie. Les systèmes de navigation couramment utilisés sont alors décrits et leurs faiblesses face au problème de la déformation du cerveau sont soulignées. Afin d'en comprendre plus intimement les mécanismes, nous faisons ensuite une étude détaillée du phénomène de brain-shift. Les solutions existantes commercialement ou proposées dans la littérature pour compenser les déformations per-opératoires du cerveau sont alors passées en revue. A partir de l'analyse des limitations et points forts de ces différentes approches, nous identifions la voie qui nous semble la plus prometteuse et esquissons un diagramme synoptique du neuronavigateur développé dont les mécanismes sont détaillés dans les chapitres suivants.

Le chapitre 2 présente les techniques de visualisation et de suivi de l'arbre vasculaire cérébral au cours d'une intervention. Les techniques d'acquisition d'images, de segmentation, de recalage rigide entre les images et l'espace physique du patient y sont présentées en vue de la localisation des vaisseaux cérébraux dans les images IRM pré-opératoires d'une part, et au cours de l'intervention, à travers la modalité US Doppler, d'autre part. Une technique de recalage élastique, i.e. non-linéaire, permettant de calculer les déplacements de l'arbre vasculaire à partir de la position de vaisseaux cérébraux observés est ensuite développée et nous en démontrons les propriétés mathématiques remarquables telles que bijection, différentiabilité et non-repliement de l'espace. Enfin, des exemples de résultats produits par les techniques de segmentation et de recalage, rigide et élastique, sont donnés.

Le chapitre 3 concerne le calcul de la déformation globale du cerveau à partir des déplacements de l'arbre vasculaire. Nous y faisons un Etat de l'Art des modèles biomécaniques envisagés à travers la littérature et nous en discutons les avantages et inconvénients. Nous nous attardons ensuite sur un aspect spécifique au calcul des déformations de modèles mécaniques qu'est la discrétisation du domaine du calcul, en présentant deux techniques de génération automatique de maillage développées dans le cadre de ce travail. Après une incursion sur le territoire de l'algèbre linéaire au cours de laquelle nous abordons quelques méthodes couramment utilisées pour la résolution de systèmes d'équations de grandes

dimensions, nous présentons deux exemples d'utilisation d'un modèle biomécanique pour la mise à jour de données pré-opératoires qui illustrent les possibilités mais également les limitations de la première approche que nous avons adoptée. Une technique alternative est alors introduite et nous en détaillons les fondements. Nous validons ensuite cette méthode à l'aide de données de déformation réelles, obtenues sur fantôme, ainsi que de jeux de données simulés. Les résultats sont discutés et nous permettent d'affirmer que le calcul de déformation proposé est adapté à la nature des données cliniques auxquelles le neuronavigateur sera confronté en situation clinique. Pour conclure ce chapitre nous insistons sur la possibilité qu'offre notre approche de pouvoir vérifier les calculs effectués en comparant les prédictions du modèle avec la réalité. Suite à cette indispensable étape de contrôle le chirurgien dispose d'éléments lui permettant de décider de poursuivre l'intervention avec ou sans l'aide de la neuronavigation.

Le chapitre 4 illustre l'ensemble du processus dans son milieu naturel : le bloc opératoire. Une intervention neurochirurgicale 'type' y est déroulée chronologiquement avec, pour chaque étape, des illustrations et des descriptions des différentes techniques et outils intervenant dans le protocole de navigation. Ce scénario permet d'appuyer par l'exemple la preuve de faisabilité de notre démarche dont les chapitres précédents ont fourni la justification théorique.

Nous concluons enfin en évoquant les limitations et les extensions possibles de notre système. Une intégration plus subtile de la mécanique et des interactions entre l'organe et les ancillaires est envisagée afin de prolonger la durée de validité du modèle biomécanique et lui permettre ainsi de garantir au chirurgien une précision maximale du geste tout au long de l'intervention.



Chapitre 1

Contexte du Projet

1.1 Introduction

Dans ce chapitre nous présentons tout d'abord le contexte clinique général du projet. La pathologie à laquelle nous nous intéressons est le cancer du cerveau. Afin de mieux en appréhender le comportement mécanique, l'anatomie de l'organe et des structures avoisinantes est décrite dans la section 1.2.1.

Une fois le lecteur familiarisé avec le cadre anatomique, une présentation générale des tumeurs cérébrales est donnée dans la section 1.2.2 et les pathologies les plus fréquemment rencontrées y sont détaillées.

Dans la section 1.2.3, nous expliquons les objectifs et les enjeux de la neurochirurgie. Le 'brain-shift', déformation per-opératoire du cerveau du patient, apparaît alors comme un obstacle majeur à la réalisation de certaines interventions neurochirurgicales du fait de la décorrélation qu'il introduit entre la situation réelle du patient et les données pré-opératoires à partir desquelles le chirurgien élabore sa stratégie, ou *planning* opératoire.

Le brain-shift a largement été étudié dans la littérature. Dans la section 1.2.4, nous présentons les résultats des principales publications qui nous permettent d'en comprendre les origines et les conséquences. Ces travaux mettent en évidence la nécessité de prendre en compte ce phénomène afin de garantir la qualité du soin et limiter les risques qu'encourt le patient lors de l'exérèse d'une tumeur cérébrale.

Nous dressons ensuite un Etat de l'Art des solutions mises en œuvre en pratique clinique ou proposées dans la littérature afin de compenser les effets du brain-shift. Les avantages et inconvénients des différentes approches développées sont discutés dans la section 1.3.

Enfin dans la section 1.4 nous donnons un aperçu synoptique du système de neuronavigation proposé en définissant le champ d'application, les choix techniques et la stratégie adoptés, puis nous terminons le chapitre par une conclusion.

1.2 Contexte clinique

Dans cette partie nous présentons sommairement l'organe qui fait l'objet de cette étude : l'encéphale, suivi d'une brève description des pathologies cancéreuses associées. Nous nous intéresserons ensuite au traitement chirurgical du cancer tel qu'il est pratiqué actuellement en clinique et développerons en détail la problématique du brain-shift qui est au centre de notre recherche.

Le langage spécifique à un domaine d'application nouveau constitue sans doute la plus frustrante des barrières à la compréhension et à l'échange entre les différents acteurs du projet. Le dialogue, difficile au début, se fluidifie au fur et à mesure que les intervenants avancent sur le pont interdisciplinaire en s'appropriant les modes d'expression et de pensée de leurs interlocuteurs. Le premier pas dans ce travail d'ajustement consiste à assimiler le vocabulaire qui nous fait défaut. Dans cette partie très descriptive, nous voulons fournir au lecteur un maximum de mots-clés afin de lui permettre d'identifier et d'évoquer clairement les parties anatomiques du cerveau et les pathologies qui vont être au centre de notre discussion.

1.2.1 Anatomie

La vision anatomique adoptée ici privilégie une description très synoptique des différents tissus qui composent l'encéphale. L'objectif est de familiariser le lecteur avec les structures susceptibles d'interagir mécaniquement entre elles lors du brain-shift. Une connaissance détaillée du cerveau est indispensable au biomécanicien pour pouvoir modéliser finement les différentes parties de l'encéphale, mais aussi pour comprendre les limitations, acceptables ou non, de certains modèles mécaniques qui en ont été proposés dans la littérature.

Nous incluons dans cette description un rapide survol des principales fonctions cérébrales et de leur localisation au sein de l'organe. Ces aspects, quoique ne présentant pas d'intérêt du point de vue mécanique, sont indispensables à la compréhension des enjeux de la neuronavigation, et permettent également d'entrevoir les possibilités d'aide à la décision qu'elle peut offrir au clinicien au cours d'une intervention.

1.2.1.1 Vue d'ensemble

L'**encéphale**, siège de la conscience et chef d'orchestre du corps humain dans toutes ses fonctions, est la partie du **système nerveux central** qui est située dans la boîte crânienne. La **moelle épinière** quant à elle est logée dans le **canal vertébral**. Le système nerveux central (SNC) est défini anatomiquement comme un sous-ensemble du système nerveux isolé bio-chimiquement du reste de l'organisme par un ensemble de membranes, les **méninges**.

L'encéphale est composé de trois parties :

1. Le **tronc cérébral**, divisé en trois étages :
 - (a) Le **bulbe rachidien** : partie inférieure, dont le double rôle est de piloter les fonctions autonomes du corps et transmettre au cerveau les informations parvenant par la moelle épinière ;
 - (b) Le **pont de Varole** : partie centrale renflée qui joue un rôle important dans la motricité et contribue également au contrôle de la sensibilité du visage et des fonctions autonomes¹ ;
 - (c) Le **mésencéphale** : partie supérieure du tronc cérébral qui le relie au cerveau.
2. Le **cervelet**, partie située à la base arrière de la tête, impliquée dans le calcul des mouvements, la mesure du temps, et d'autres fonctions motrices et cognitives ;
3. Le **cerveau**, formé de deux sous-parties :
 - (a) Le **diencéphale** ou **cerveau intermédiaire** : partie située juste au-dessus du mésencéphale et constituée essentiellement par le thalamus, l'hypothalamus et l'épithalamus, qui contrôlent le système nerveux autonome et jouent un rôle neuroendocrinien (homéostasie², satiété et comportement sexuel) ;
 - (b) Le **télocéphale** : partie principale de l'encéphale, formée par les deux hémisphères cérébraux.

Au sein du télocéphale, nous distinguons deux structures remarquables :

1. Le **système ventriculaire cérébral** : système de cavités situées au centre du télocéphale qui participent à la sécrétion et à la circulation d'un liquide physiologique, le *liquide céphalo-rachidien*, qui baigne l'ensemble du système nerveux central ;
2. Le **corps calleux** : commissure³ composée d'un faisceau de fibres nerveuses, située au centre du télocéphale et reliant entre eux les 4 lobes (frontal, temporal, pariétal et occipital) et les deux hémisphères cérébraux. Le schéma 1.1-a donne une vue supérieure de la situation inter-hémisphérique du corps calleux. Les hémisphères cérébraux sont situés de part et d'autre de celui-ci, en haut et en bas de l'image.

L'encéphale est souvent désigné dans la littérature par le terme **parenchyme**. Ce mot désigne la partie fonctionnelle de l'encéphale, composée de neurones, par opposition aux

¹Fonctions automatiques cardiaques, respiratoires, digestives, ...

²Gestion de l'équilibre interne de l'organisme : température, ...

³Structure reliant deux parties anatomique d'un organe.

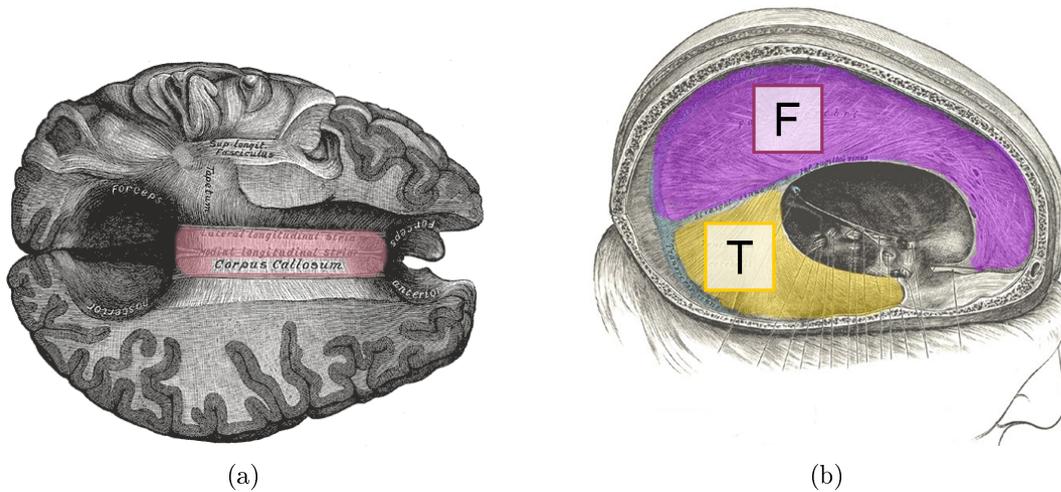


FIG. 1.1 – (a) Corps calleux, désigné sur l'illustration par son nom latin *corpus callosum*. (b) Faux du cerveau (F) et tente du cervelet (T). (Illustrations tirées de 'Gray's Anatomy', H. Gray, 1918)

cellules de support que sont, par exemple, les cellules gliales, présentées plus loin. Nous allons, dans la suite de ce document, désigner l'encéphale par le terme 'cerveau', ce qui est un abus de langage communément accepté. La fig. 1.2 montre les différentes sous-parties de l'encéphale évoquées ci-dessus telles qu'elles apparaissent dans une image IRM.

1.2.1.2 Les méninges

Le système nerveux central (encéphale et moelle épinière) est enveloppé par des membranes, les **méninges**, qui sont au nombre de trois. De la plus proche à la plus éloignée :

1. La **pie-mère** : feuillet le plus interne des méninges, membrane fine et délicate qui adhère au cerveau et à la moelle épinière ;
2. L'**arachnoïde** : deuxième feuillet meninge, membrane intermédiaire, assez fine, molle et ressemblant à une toile d'araignée. L'arachnoïde contient le **liquide céphalo-rachidien** dans l'interstice qu'elle délimite avec la pie-mère, désigné sous le nom d'**espace sous-arachnoïdien** ;
3. La **dure-mère** : membrane dure et fibreuse, la dure-mère adhère à l'os (vertèbres et crâne) et protège mécaniquement le système nerveux central.

La dure-mère est la structure qui maintient fermement le cerveau dans la boîte crânienne. Elle se dédouble pour former des veines, ou **sinus veineux**, qui drainent tout le sang veineux de l'encéphale ainsi que le LCR vers les veines jugulaires internes.

A l'arrière du crâne la dure-mère se divise en deux robustes cloisons qui s'insèrent dans les espaces situés entre les deux hémisphères et le cervelet :

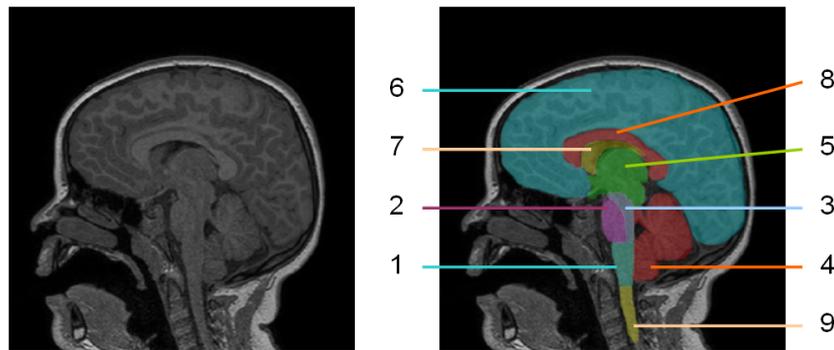


FIG. 1.2 – Anatomie de l'encéphale vu en coupe sagittale sur une image IRM. 1 : bulbe rachidien, 2 : pont de Varole, 3 : mésencéphale, 4 : cervelet, 5 : diencéphale, 6 : télencéphale, 7 : ventricule, 8 : corps calleux, 9 : moelle épinière.

1. La **tente du cervelet** (*tentorium cerebelli*) : sépare horizontalement le cervelet des lobes occipitaux du cerveau. Elle partage la boîte crânienne en deux régions : en haut la région **sus-** ou **supra-tentorielle**, et en bas la **fosse postérieure** ;
2. La **faux du cerveau** (*falx cerebri*) : sépare verticalement les deux hémisphères cérébraux et s'insère entre eux dans l'**espace inter-hémisphérique**.

Ces deux structures anatomiques, comme nous allons le voir plus loin, interviennent dans le comportement mécanique du cerveau lors du brain-shift. Elles sont représentées au sein du crâne sur la fig. 1.1-b.

1.2.1.3 Le liquide céphalo-rachidien et le système ventriculaire

Les ventricules et le **liquide céphalo-rachidien** (LCR)⁴ jouent un rôle majeur dans la déformation du cerveau et il est important d'en avoir une bonne connaissance. Le système ventriculaire est constitué principalement de 4 cavités situées au sein du cerveau : le ventricule latéral droit, le ventricule latéral gauche, les troisième et quatrième ventricules. La fig. 1.3 montre la disposition des ventricules au sein du cerveau.

Les ventricules communiquent entre eux via les deux trous de Monroe et l'aqueduc de Sylvius. Le LCR sécrété au sein des ventricules (principalement latéraux) est ensuite diffusé vers l'espace sous-arachnoïdien à partir du 4^{ème} ventricule par le trou, ou 'foramen', de Magendie. Contenu par les méninges, il baigne l'ensemble de l'encéphale et de la moelle épinière. En sécrétion/résorption permanente et régulière, le volume total du LCR (de 120 à 150 mL pour un adulte) est renouvelé entre 3 et 4 fois par jour. Environ 400 à 500 mL de LCR sont produits quotidiennement et à un rythme régulier, par les ventricules, ce qui correspond à un volume horaire d'environ 20 mL soit 20 cm^3 . Le volume des ventricules a été estimé à 30 mL environ [Brassow 78].

⁴Parfois 'liquide cérébrospinal' (LCS). *Cerebrospinal fluid* (CSF), en anglais.

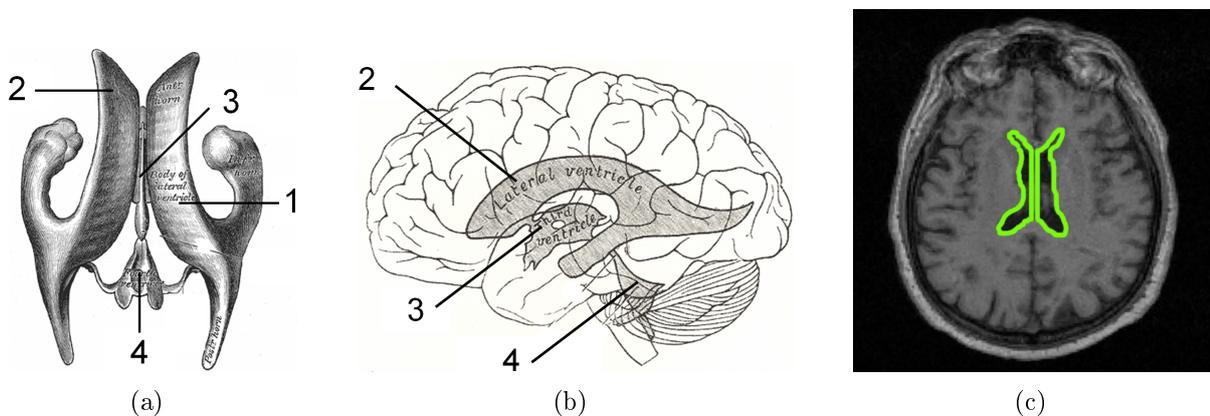


FIG. 1.3 – Système ventriculaire du cerveau. (a) Vue axiale, du haut vers le bas, le front est en haut, l'occiput en bas. 1 : ventricule latéral droit, 2 : ventricule latéral gauche, 3 : troisième ventricule, 4 : quatrième ventricule. (b) Vue sagittale du côté gauche. 2 : ventricule latéral gauche, 3 : troisième ventricule, 4 : quatrième ventricule. (c) Coupe axiale obtenue par IRM. Les ventricules latéraux visibles dans cette image sont entourés en vert. (Illustrations (a) et (b) tirées de 'Gray's Anatomy', H. Gray, 1918)

Le rôle du LCR est triple : il offre au cerveau une protection mécanique contre les chocs, une protection contre les infections de par sa composition bio-chimique et il permet également la circulation d'hormones, agents de communication entre les différentes aires du cerveau. Ce liquide, généré à partir de la circulation sanguine, très fluide, est composé à 99% d'eau. Il est admis depuis 1876 que la circulation du LCR dans l'espace sous-arachnoïdien est due à son absorption par les granulations arachnoïdiennes de Pacchioni, structures situées au niveau des sinus veineux, à la base du cerveau [Key 76].

1.2.1.4 Les sillons et les circonvolutions

Les hémisphères cérébraux sont les deux structures symétriques formant les parties gauches et droites du cerveau. La surface de la convexité cérébrale est parcourue de **sillons** (*sulcus*, pl. *sulci*) qui en y délimitant des **circonvolutions** (*gyrus*, pl. *gyri*), lui donnent l'aspect spécifique du cerveau. Les hémisphères sont séparés par le **sillon inter-hémisphérique**, ou **sillon médian**, et reliés par les faisceaux de fibres nerveuses que sont le corps calleux et les commissures blanches et grises. Chaque sillon est parfaitement identifié anatomiquement mais certains d'entre eux se distinguent par leur profondeur et forment l'ensemble des **scissures**.

Les scissures partitionnent le cerveau en **lobes** et définissent, ainsi, des repères anatomiques et fonctionnels importants. Les trois principales scissures sont (cf. fig. 1.4) :

1. La **scissure de Sylvius** ou **sillon latéral** : très profonde et presque horizontale, elle sépare les lobes frontal et pariétal situés en avant et au dessus d'elle, du lobe temporal situé en dessous et en arrière ;

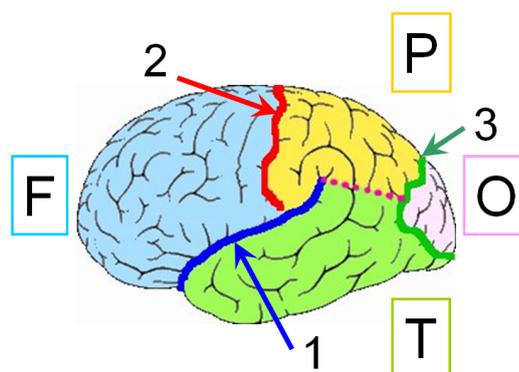


FIG. 1.4 – Principaux sillons et lobes cérébraux. F : lobe frontal ; P : lobe pariétal ; T : lobe temporal ; O : lobe occipital ; 1 : sillon latéral ou scissure de Sylvius ; 2 : sillon central ou scissure de Rolando ; 3 : sillon occipital.

2. La **scissure de Rolando** ou **sillon central** : commençant au niveau du sillon latéral et orientée de bas en haut et presque verticalement, elle sépare le lobe frontal situé en avant, du lobe pariétal, situé en arrière ;
3. La **scissure** ou **sillon occipital** : située en arrière des hémisphères, sépare le pôle occipital du reste du cerveau.

Les scissures divisent les hémisphères en quatre **lobes** (cf. fig. 1.4) :

1. Le lobe **frontal** : situé en avant du sillon central ;
2. Le lobe **pariétal** : situé au dessus du sillon latéral et en arrière du lobe frontal ;
3. Le lobe **temporal** : situé en dessous du sillon latéral ;
4. Le lobe **occipital** : situé en arrière du cerveau.

1.2.1.5 Le cortex cérébral et le cervelet

Une coupe transversale des hémisphères révèle une organisation du tissu en deux couches. Une couche externe grise recouvrant une partie interne, blanche. La **matière grise** forme ce que l'on nomme le **cortex cérébral** ou écorce cérébrale. Elle recouvre totalement la surface externe du cerveau et ses circonvolutions et descend au creux des sillons. Le cortex est constitué de cellules nerveuses, les **neurones**, disposés en six couches dont les longs prolongement, **axones**, forment les fibres de la **matière blanche**. Le faisceau formé par l'ensemble des fibres nerveuses du cerveau se prolonge en tronc cérébral au niveau du mésencéphale.

La transition entre matière grise et blanche est clairement visible en imagerie médicale. La fig. 1.5 montre la séparation dans une coupe IRM entre la matière grise formée de cellules et la matière blanche formée de fibres.

Les axones connectent les neurones d'une aire corticale soit à des neurones situés dans

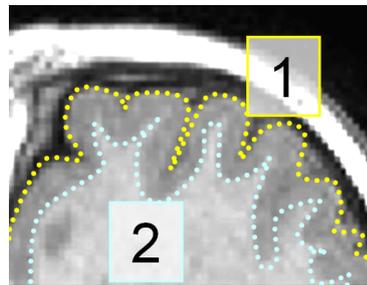


FIG. 1.5 – Sillons et circonvolutions du cerveau vus en coupe sur une image IRM du cerveau. 1 : cortex cérébral; 2 : limite entre matière grise (noyaux) et matière blanche (axones).

d'autres aires, soit à la moelle épinière, en passant éventuellement par les relais situés au centre des hémisphères que sont les **noyaux gris centraux**. Le cortex contient également de très nombreux neurones connectés localement entre eux, les **interneurones**.

Les neurones qui composent le tissu nerveux disposent d'un tissu de soutien formé de cellules **gliales**, la **glie** ou **névroglie**, dont le rôle est d'apporter les nutriments indispensables au métabolisme des neurones en établissant un lien avec les vaisseaux sanguins. Contrairement aux neurones, les cellules gliales, 10 fois plus nombreuses que ces derniers, peuvent se multiplier et même dégénérer en cancer en cas de prolifération.

Les **astrocytes** et les **oligodendrocytes** sont des cellules gliales qui remplissent une fonction particulière au sein de la glie : elles isolent bio-chimiquement la matière grise du reste de l'organisme. Cette séparation, appelée **barrière hématoencéphalique**, a pour but de préserver l'intégrité chimique de l'encéphale. Un des effets indésirables de ce mécanisme, du fait de son imperméabilité à certaines molécules, est qu'il réduit fortement l'effet des thérapies chimiques du cancer du cerveau.

Les différentes fonctions cérébrales sont réparties sur le cortex, en **aires fonctionnelles**. Parmi les aires fonctionnelles on distingue principalement les aires sensorielles primaires qui reçoivent les influx visuels, auditifs et sensitifs, et les aires associatives qui sont le siège des processus plus élaborés des fonctions cérébrales.

Les limites entre les aires fonctionnelles sont loin d'être claires et une cartographie exacte, du fait de son extrême complexité serait impossible à exploiter. Les aires sont donc regroupées en grandes familles fonctionnelles comprenant, entre autres, la vision, le langage, la motricité, le comportement, la mémoire. Ces familles de fonctions définissent de vastes régions corticales :

- L'**aire motrice fronto-rolandique** : située dans le lobe frontal et divisée en deux parties. Le cortex **moteur** : situé juste en avant du sillon central et qui élabore les signaux envoyés aux **motoneurones**, responsables de l'activation des muscles, en vue de produire les mouvements musculaires; et le cortex **prémoteur** : situé en avant du cortex moteur, qui planifie le mouvement dont la réalisation sera déléguée

au premier.

- L'**aire préfrontale** : située en avant des aires prémotrices, est le siège des sens du goût, de l'odorat ainsi que des fonctions cognitives supérieures telles que la mémoire, le langage et le raisonnement.
- L'**aire sensitive** : située en arrière du sillon central dans la région dite pariéto-rolandique, constitue le cortex associatif hétéromodal dont la fonction est d'intégrer les informations issues des différentes modalités sensorielles telles que la vision, le toucher ou l'audition.
- L'**aire visuelle** : située dans le lobe occipital est le centre de la vision où sont analysés les déplacements des objets présents dans le champ de vision, ainsi que leurs formes et couleurs afin de permettre leur reconnaissance.
- L'**aire auditive** : située dans le lobe temporal est impliquée, dans ses parties supérieure, postérieure et latérale, dans le traitement d'informations auditives de haut niveau telles que le langage, la compréhension, la dénomination ou l'analyse de la voix de l'interlocuteur. Sa partie inférieure est dédiée à l'analyse d'informations visuelles de haut niveau telles que la reconnaissance des visages ou des formes.
- Le **cortex limbique** ou **cingulaire** : situé entre les deux hémisphères, au niveau du sillon médian (interhémisphérique), est impliqué dans l'élaboration des émotions, la gestion des relations sociales et la mémoire.

Le cervelet, quant à lui, est situé en arrière du tronc cérébral dont il est séparé par le quatrième ventricule. Il est relié au tronc cérébral par trois paires de **pédoncules**, prolongements de la moelle épinière, cérébelleux : le supérieur, le moyen, et l'inférieur, par lesquels circule le message nerveux en direction et en provenance de la moelle épinière, du tronc cérébral, des vestibules de l'oreille interne ou des nerfs crâniens issus de l'encéphale.

De forme pyramidale, le cervelet est composé d'une partie médiane, le **vermis**, et de deux lobes, ou **hémisphères cérébelleux** situés de part et d'autre du vermis. Sa surface est parcourue par de nombreux sillons curvilignes et concentriques, lui donnant un aspect particulier. La structure générale du cervelet est très semblable à celle du cortex cérébral. La matière grise, formée de noyaux de neurones disposés en trois couches (six pour le cortex cérébral), constitue une écorce qui entoure la matière blanche, formée des axones issus de ces neurones.

Du point de vue fonctionnel, le rôle du cervelet est de coordonner les mouvements. Les hémisphères cérébelleux reçoivent et traitent les informations de proprioception inconsciente et pilotent les fonctions motrices liées aux mouvements volontaires et à leur coordination harmonieuse dans le temps et dans l'espace. Le vermis cérébelleux, quant à lui, contrôle le tonus des muscles posturaux afin de maintenir l'équilibre statique. Contrairement au cerveau, où chaque hémisphère contrôle le côté opposé, ou **controlatéral**, du corps, les hémisphères du cervelet, eux, gèrent le même côté, **homolatéral**, de l'organisme.

1.2.1.6 Vascularisation du cerveau

L'irrigation du cerveau est assurée par le **trépied artériel**, constitué de trois artères : les deux artères carotides internes gauche et droite, et l'artère basilaire. Les artères carotides internes sont issues des deux artères carotides primitives, ou communes, qui se divisent chacune en deux pour former les carotides externes, qui vont amener le sang au cou et à la face, et les carotides internes, qui irriguent le cerveau. L'artère basilaire, quant à elle, est issue de l'union des deux artères vertébrales qui remontent en direction de la boîte crânienne en suivant les vertèbres cervicales.

A l'intérieur de la boîte crânienne ces trois artères se divisent comme suit. Chaque artère carotide interne forme deux artères : l'artère **cérébrale antérieure** et l'artère **cérébrale moyenne**. L'artère basilaire se divise également en deux **artères postérieures**, gauche et droite. Ainsi chaque hémisphère est irrigué par trois artères issues de ces divisions : cérébrale antérieure, moyenne et postérieure. La fig. 1.6 montre les principales artères cérébrales, leurs divisions et leurs interconnexions.

L'artère cérébrale antérieure irrigue les parties médiales, proches du sillon interhémisphérique, des lobes frontaux et pariétaux supérieurs. L'artère cérébrale moyenne chemine dans la vallée sylvienne, formée par le sillon latéral, et irrigue le cortex latéral antérieur et moyen. L'artère cérébrale postérieure irrigue le cortex postérieur et inférieur. Les territoires d'irrigation externe de ces trois artères sont représentés sur la fig. 1.7. Les trois artères se subdivisent au fil de leur cheminement en artérioles puis en capillaires et leur arborescence recouvre l'ensemble du cortex. Le drainage du sang veineux en direction des veines jugulaires internes est réalisé par les sinus veineux de la dure-mère.

De même que pour les hémisphères cérébraux, la vascularisation du cervelet est assurée par trois artères. L'artère cérébelleuse supérieure, branche de l'artère basilaire, irrigue le cortex cérébelleux et les pédoncules cérébelleux supérieurs. L'artère cérébelleuse antéro-inférieure, issue également l'artère basilaire, vascularise la partie antérieure du vermis et une partie des lobes cérébelleux. Enfin l'artère cérébelleuse postéro-inférieure, branche de l'artère vertébrale, amenant du sang oxygéné au pédoncule cérébelleux inférieurs et à la partie inférieure des hémisphère cérébelleux.

Une interconnexion entre les artères cérébrales fait que leurs territoires d'irrigation se recoupent partiellement. Situé sur la face inférieure du cerveau, le **polygone de Willis** relie les six artères antérieures, moyennes et postérieures au moyen de trois artères communicantes. L'artère communicante antérieure relie les deux artères cérébrales antérieures et deux artères communicantes gauche et droite, relie les artères cérébrales moyennes aux artères postérieures. Ce système de suppléance permet de répartir au mieux le flux sanguin, par exemple, en cas d'accident vasculaire cérébral.

Comme nous le verrons plus loin dans ce chapitre, l'arbre vasculaire est au centre de notre technique de suivi de la déformation du cerveau. Il est possible de le localiser durant l'intervention à l'aide de l'imagerie échographique Doppler. Cette technique permet

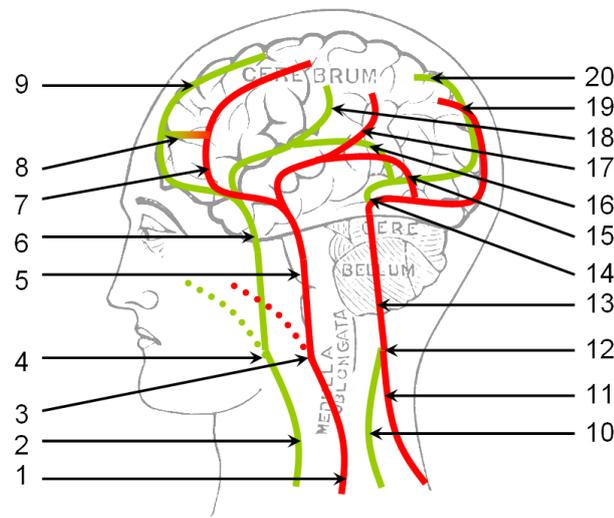


FIG. 1.6 – Principales artères cérébrales. En rouge, les artères du côté gauche (G), et en vert, les artères du côté droit (D). 1 : a. carotide commune G, 2 : a. carotide commune D, 3 : bifurcation en a. carotide G externe (pointillés) et interne (trait plein), 4 : idem côté D, 5 : a. carotide interne G, 6 : a. carotide interne D, 7 : a. cérébrale antérieure G, 8 : a. communicante antérieure, 9 : a. cérébrale antérieure D, 10 : a. vertébrale D, 11 : a. vertébrale G, 12 : jonction (*anastomose*) des deux artères vertébrales, 13 : tronc basilaire, 14 : séparation de l'a. basilaire en a. postérieures, 15 : a. communicante G, 16 : a. communicante D, 17 : a. cérébrale moyenne G, 18 : a. cérébrale moyenne D, 19 : a. postérieure G, 20 : a. postérieure D.

en effet de visualiser les flux sanguins au sein des tissus. Les paramètres du transducteur sont ajustables de manière à optimiser la sensibilité de l'appareil pour une gamme de vitesses d'écoulement donnée. Nous complétons donc cette description anatomique par les mesures des valeurs physiologiques de flux sanguin susceptibles de nous guider lors de la visualisation des artères par échographie Doppler. Le tableau 1.1 donne les diamètres et les vitesses moyennes du flux sanguin, mesurées chez l'adulte dans les cinq principales artères évoquées précédemment.

1.2.2 Tumeurs cérébrales

Les tumeurs cérébrales sont dues à la prolifération incontrôlée de cellules au sein du cerveau dont l'impact sur les fonctions neurologiques est détecté plus ou moins tardivement selon le degré de malignité et la localisation de la tumeur. Les tumeurs peuvent avoir deux origines : soit elles se développent à partir de tissus présents dans le crâne, on parle alors de **tumeurs primitives**, soit elles sont issues de métastases d'un cancer situé dans une autre partie du corps, il s'agit alors de **tumeurs secondaires**.

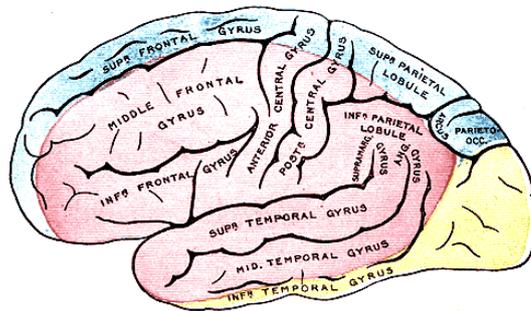


FIG. 1.7 – Territoires de vascularisation des artères cérébrales (hémisphère latéral gauche). Bleu : artère cérébrale antérieure ; Rouge : artère cérébrale moyenne ; Jaune : artère cérébrale postérieure.

Artère	Diamètre (mm)	Vitesse moyenne (cm/s ± écart type)
Carotide interne	3.4 à 4.0	42 ± 10
Basilaire	2.9 à 3.3	40 ± 8
Cérébrale antérieure	1.7 à 2.4	51 ± 12
Cérébrale moyenne	2.3 à 2.7	62 ± 12
Cérébrale postérieure	1.7 à 2.1	44 ± 11

TAB. 1.1 – Vitesse moyenne du flux sanguin dans les principales artères cérébrales. (Valeurs tirées de [Moigno 01].

Les tumeurs cérébrales primitives ont une incidence annuelle⁵ qui varie de 5 à 15 cas pour 100.000 habitants, et une prévalence⁶ d'environ 60 habitants sur 100.000. Ces chiffres varient suivant les études ou les pays considérés. En France, en 2005, l'incidence du cancer du système nerveux central a été, chez l'homme, de 2255 cas et chez la femme, de 1865 cas, soit 4120 nouveaux cas. Le nombre de décès par cancer du SNC a été, chez l'homme, de 1688 et chez la femme, de 1331, soit un total de 3019 décès [INSERM 08]⁷. Aux Etats-Unis, en 2000, l'incidence du cancer du système nerveux central a été, chez l'homme, de 9500 cas et chez la femme, de 7000 cas, soit environ 16500 nouveaux cas. Le nombre de décès par cancer du SNC a été, chez l'homme, de 7100 et chez la femme, de 5900, soit environ 13000 décès [Greenlee 00].

Les tumeurs intracrâniennes **malignes**⁸ ou **bénignes**⁹ se développent aux dépens des structures anatomiques voisines comme les méninges, les nerfs crâniens, l'hypophyse, les ventricules, etc. Elles sont généralement classées en fonction de la nature des cellules

⁵Nombre de nouveaux cas recensés par an.

⁶Nombre de personnes atteintes, à un instant donné.

⁷http://www.invs.sante.fr/surveillance/cancers/estimations_cancers/default.htm

⁸Susceptibles d'envahir les tissus adjacents et se répandre à travers l'organisme par dissémination de métastases, cellules détachées de la tumeur.

⁹Localisées, qui ne portent pas atteinte aux tissus avoisinants.

dont elles sont issues (classification **histologique**) étant donné que l'origine de la tumeur conditionne fortement le pronostic clinique. La classification officielle des tumeurs du système nerveux central est mise à jour par l'Organisation Mondiale de la Santé (OMS) et la plus récente date de 2007 [Louis 07].

La classification par site de développement de la tumeur, ou classification **topographique**, permet de discerner les différentes populations concernées par telle ou telle pathologie. Ainsi la tente du cervelet (tentorium) est une structure qui permet de distinguer deux classes de tumeurs : celles situées au-dessus, **sus-** ou **supra-tentorielles**, et celles situées en dessous ou **sous-** ou **infra-tentorielles**. La plupart des tumeurs chez l'enfant sont sous-tentorielles alors que chez l'adulte on trouve principalement des tumeurs sus-tentorielles, situées dans les deux tiers antérieurs des hémisphères cérébraux. La classification topographique permet également de distinguer les types de tumeurs par fréquences d'occurrence et diagnostic clinique associé.

Le cancer peut être diagnostiqué suite à l'observation de crises d'épilepsie survenant chez des patients qui n'y sont habituellement pas sujet, de déficits fonctionnels moteurs, sensoriels ou même neuropsychologique, révélant alors une atteinte des fonctions cérébrales supérieures. Dans le cas de tumeurs de taille importante ou s'accompagnant d'un œdème¹⁰ cérébral, des signes d'hypertension intracrânienne peuvent également apparaître. Cette hypertension est attribuable à l'effet de masse¹¹ dû à la croissance de la tumeur qui progressivement comprime les structures avoisinantes et augmente la pression du LCR.

Le scanner est la modalité d'imagerie généralement utilisée pour visualiser les tumeurs intracrâniennes. Cet examen peut s'accompagner d'injection de produit de contraste à base de iode. Dans certains cas, l'imagerie par résonance magnétique peut fournir de meilleurs résultats, souvent améliorés par l'emploi d'un agent de contraste à base de gadolinium. Les tumeurs peuvent présenter des configurations différentes, selon leur degré de malignité. Les cellules tumorales peuvent être concentrées dans une région compacte et clairement séparée du cerveau. Dans d'autres cas cette limite peut être nettement moins lisible, laissant supposer une diffusion de cellules cancéreuses vers les tissus sains. Enfin le pronostic le moins favorable intervient lorsque la limite entre les cellules saines et la zone tumorale anarchique ne peut être décrite.

Si la situation le permet, le traitement des tumeurs est préférentiellement chirurgical. Il peut être accompagné de radiothérapie dans le cas de tumeurs radiosensibles. L'efficacité de la chimiothérapie, malgré de récents progrès, est atténuée par la présence de la barrière hématoencéphalique qui empêche la diffusion de molécules vers les tissus cancéreux ciblés.

Dans la suite de cette section nous donnons un bref aperçu des principales tumeurs intracrâniennes dont l'efficacité de l'exérèse chirurgicale peut bénéficier d'une assistance informatique via un système de neuronavigation. Le tableau 1.2 donne une classification topographique, avec quelques indications histologiques, des principales tumeurs primitives

¹⁰Gonflement de l'organe dû à un excès de liquide dans le milieu interstitiel.

¹¹Déplacement des structures internes du cerveau dû à l'invasion du volume intracrânien par la tumeur. *Mass effect*, en anglais.

évoquées ci-après. Les tumeurs secondaires, représentant une classe distincte de lésions, sont mentionnées dans le bas du tableau et décrites à la fin de cette section. Dans cette classification, les **tumeurs gliales** ou **gliomes**, se distinguent du fait de leur prépondérance. Elles représentent en effet 50% des tumeurs intracrâniennes et surviennent chez l'adulte principalement dans la région sus-tentorielle.

Tumeurs primitives du cerveau	
<i>Tumeurs gliales</i>	Astrocytome Glioblastome Oligodendrocytome Ependymome
<i>Tumeurs vasculaires</i>	Cavernome
Tumeurs primitives du cervelet	
<i>Tumeurs vasculaires</i>	Cavernome Hémangioblastome
Tumeurs primitives des méninges	
	Méningiome
Tumeurs primitives d'origine embryonnaire	
	Kyste dermoïde Kyste épidermoïde Médulloblastome
Tumeurs primitives de la ligne médiane	
	Adénome hypophysaire Craniopharyngiome
Tumeurs secondaires	

TAB. 1.2 – Principaux types de tumeurs cérébrales.

Astrocytome. De trois types : pilocytique, fibrillaire et anaplasique, ces tumeurs se développent à partir des cellules astrocytaires composant la glie, et représentent 90% des gliomes, soit 50% des tumeurs intracrâniennes. Les astrocytomes sont des tumeurs malignes dans 50% des cas. Elles envahissent les structures avoisinantes et créent systématiquement un œdème péri-tumoral. La vascularisation de la tumeur est assurée par les capillaires cérébraux et des **néovaisseaux** issus de l'angiogénese¹² tumorale. Cette vascularisation, proportionnelle au degré de malignité de la tumeur, est localisée à la surface de la tumeur dont les cellules intérieures sont, quant à elles, nécrosées par manque d'apport en oxygène (hypoxie). La tumeur peut s'étendre d'un hémisphère à l'autre via le corps calleux. Le traitement chirurgical de la tumeur peut être complété par de la radiothérapie, éventuellement associée à de la chimiothérapie. Pour certains astrocytomes (astrocytome pilocytique) la guérison est possible si l'exérèse chirurgicale est totale, dans le cas contraire le pronostic peut être défavorable si le patient est âgé ou si l'atteinte neurologique est importante. La survie moyenne pour les astrocytomes fibrillaires est de

¹²Formation de vaisseaux sanguins.

28 mois et il y a environ 30 à 35% de survie à 5 ans.

Glioblastome. Les glioblastomes sont les astrocytomes de forme maligne. Tumeurs généralement volumineuses mais pouvant également être de petite taille sans perdre de leur malignité, elles touchent principalement les adultes de plus de 50 ans. Leur découverte est d'autant plus rapide qu'elles se trouvent à proximité d'une zone corticale parlante¹³. La lésion est entourée par un œdème en général assez limité mais pouvant être parfois plus étendu. La zone d'œdème péri-tumoral apparaît comme une zone hyperintense dans une séquence T2 d'IRM. Après traitement la survie moyenne est de 8 à 11 mois, la survie à 3 ans de 2% et il n'y a aucune survie à 5 ans.

Oligodendrocytome. Tumeurs représentant environ 5% des tumeurs primitives, apparaissant exceptionnellement au niveau du cervelet, en général bien délimitées dans le cerveau. Elles sont peu vascularisées, évoluent lentement et peuvent parfois subir une transformation et devenir malignes. Le traitement chirurgical est en général préconisé mais la sensibilité de ces tumeurs à la chimiothérapie permet également d'envisager cette option. La survie moyenne à 5 ans est de 70% environ.

Ependymome. Tumeurs malignes qui se forment à partir des cellules épendymaires situées autour des ventricules, principalement chez les enfants et les jeunes adultes. Elles représentent 2% des tumeurs intracrâniennes et 5% des tumeurs primitives du cerveau. 70% des tumeurs apparaissent au niveau du IV^{ème} ventricule. Du fait des complications liées à cette proximité, ces tumeurs sont rarement complètement résequées. La survie à 5 ans est entre 20 et 30%.

Cavernome. Lésions vasculaires bénignes d'aspect très spécifique, structurées en cavernes vasculaires sinusoidales anormalement dilatées sièges de saignements spontanés, situées à 75% dans la région sus-tentorielle, d'évolution imprévisible, elles concernent principalement les patients âgés de 20 à 30 ans. L'IRM permet de visualiser les tumeurs dont les dimensions varient en moyenne de 1 à 3 cm et peuvent atteindre parfois 8 ou 9 cm. L'exérèse chirurgicale, quoique très délicate lorsque la lésion est située dans une zone à risques telle que les noyaux gris centraux ou le tronc cérébral, permet en général une récupération du déficit neurologique si elle est réalisée totalement. La radiothérapie n'est pas efficace face au cavernome.

Hémangioblastome. De petite taille, très vascularisées et siégeant de préférence dans le cervelet, ces tumeurs représentent moins de 1% des tumeurs primitives intracrâniennes et concernent principalement les patients âgés de 15 à 30 ans. Elles sont rarement uniques et peuvent apparaître simultanément ailleurs dans le système nerveux ou encore ailleurs dans l'organisme. Un scanner avec injection de produit de contraste permet de révéler la lésion principale mais seul l'IRM est à même de visualiser les lésions de petite taille (<1 cm), qui prennent le contraste au gadolinium. Sa nature vasculaire explique bien souvent la présence d'hémorragie intra-tumorale. Le traitement chirurgical conduit en général à la

¹³Cortex dont l'atteinte se traduit par des pertes fonctionnelles sensorielles, linguistiques ou motrices. *Eloquent cortex* en anglais.

guérison, cependant certaines formes de tumeur à l'évolution imprévisible, représentent un risque plus important pour le patient.

Méningiome. Représentant 20% des tumeurs intracrâniennes, ce sont des tumeurs bénignes qui se développent sur les méninges, à partir des cellules arachnoïdiennes, au niveau des sinus veineux de la dure-mère et principalement chez les femmes. Les méningiomes se développent à l'extérieur du cerveau et en compriment les tissus en se développant, sans les envahir. Ils apparaissent principalement sur la convexité cérébrale (30%), la faux du cerveau (30%) et à la base du crâne (25%), parfois sur plusieurs sites simultanément. L'évolution de la tumeur est très lente, ce qui lui permet d'être longtemps bien tolérée, d'autant plus qu'elle ne subit que très rarement une transformation maligne. En conséquence, au moment de sa découverte le méningiome peut avoir atteint une taille importante et être à l'origine d'une déformation considérable du cerveau. La dure-mère et même les structures osseuses peuvent être envahies. Un méningiome volumineux est souvent accompagné d'une hypertension intracrânienne. L'IRM avec injection d'agent de contraste (gadolinium) permet de localiser la tumeur. Une exploration angiographique, faite principalement à partir l'artère carotide externe alimentant la dure-mère, en révèle la vascularisation ainsi qu'un éventuel envahissement des sinus veineux. L'exérèse chirurgicale de la tumeur mène généralement à la guérison définitive avec toutefois un risque de récurrence à 10 ans entre 5 et 25% qui peut être limité par une radiothérapie complémentaire.

Kyste dermoïde et épidermoïde. Tumeurs bénignes, à développement lent, elles représentent 1% des tumeurs intracrâniennes. Le scanner révèle une région hypodense du fait de la nature graisseuse du tissu tumoral et à l'IRM l'aspect est variable (hyper- ou hypo-intense). Les agents de contraste ne permettent pas d'en améliorer la visualisation. L'exérèse chirurgicale des kystes est une tâche délicate du fait de la proximité des structures nobles avoisinantes telles que les ventricules ou les nerfs. Une récurrence est donc inévitable en cas d'exérèse incomplète.

Médulloblastome du IV^{ème} ventricule. Tumeur rare chez l'adulte, elle est la plus fréquente des tumeurs cérébrales chez l'enfant et représente environ 30% des tumeurs qui se développent dans la fosse postérieure. Le médulloblastome apparaît au niveau du vermis du cervelet, dans le toit du IV^{ème} ventricule qu'elle finit par obstruer provoquant un défaut de circulation du LCR qui mène à une hydrocéphalie accompagnée d'une importante hypertension intracrânienne. De nature maligne, ses métastases essaient facilement par le biais du LCR. Le traitement chirurgical est généralement accompagné de chimiothérapie, la radiothérapie étant en général écartée du fait des risques qu'elle présente pour le développement psychomoteur de l'enfant. La survie à 10 ans est supérieure à 70%.

Adénome¹⁴ hypophysaire. Tumeurs bénignes représentant environ 15% des tumeurs primitives intracrâniennes, elles se développent au niveau de l'hypophyse. Lorsque la taille augmente considérablement, on parle alors d'adénome géant, un risque de compression du nerf optique apparaît et requiert une intervention chirurgicale rapide. Un adénome géant dont l'exérèse n'a pas été complètement réalisée peut être traité par radiothérapie afin

¹⁴Tumeur bénigne pouvant affecter une glande ou une muqueuse.

d'éviter les récives.

Craniopharyngiome. Tumeurs bénignes et rares (moins de 2% des tumeurs primitives intracrâniennes), à développement lent, et concernant principalement les enfants et les jeunes adultes, elles se situent à proximité de l'hypophyse, au contact des voies optiques et au niveau du plancher du III^{ème} ventricule. Le traitement chirurgical est délicat du fait de sa situation dans une région difficile d'accès et dangereuse du point de vue fonctionnel. Une intervention incomplète entraîne alors des récives dont le risque ne peut pas être diminué par une radiothérapie complémentaire, du fait de la faible radiosensibilité de la tumeur.

Tumeurs secondaires. Les métastases cérébrales peuvent être d'origines diverses : 60% des cas sont dus au cancer du poumon, 15% au cancer du sein, et environ 10% au mélanome. Les tumeurs cérébrales sont développées chez 25 à 35% des patients cancéreux, en un site unique dans 70% des cas. La tumeur est en général bien délimitée au sein du cerveau, accompagnée d'un œdème cérébral souvent de grande étendue, et située dans 80% des cas dans la région sus-tentorielle. Elle est révélée par un scanner avec injection de produit de contraste et y apparaît comme une masse arrondie de volume modeste entourée d'une vaste zone hypo-dense correspondant à l'œdème. Dans 75% des cas un effet de masse peut être observé. L'exérèse de la tumeur peut être suivie d'une radiothérapie dont les effets ne peuvent être que palliatifs si l'intervention chirurgicale n'a pas été complète. Le pronostic dépend du cancer original. Le taux de survie à un an est d'environ 15% et la médiane se situe entre 12 et 24 semaines.

1.2.3 Neurochirurgie, neuronavigation et brain-shift

Le terme 'neuronavigation' regroupe les techniques de chirurgie assistée par ordinateur dont le but est de guider, par l'entremise d'un 'neuronavigateur', le chirurgien parmi les structures complexes du cerveau. La neuronavigation actuelle est la version moderne du 'cadre stéréotaxique', dont l'invention date du début du XX^{ème} siècle. L'appareil de Horsley-Clarke, premier cadre stéréotaxique de l'histoire de la neurochirurgie, a été inventé en 1908 par les britanniques Sir Victor A.H. Horsley et Robert H. Clarke. Le système a connu un grand succès dans les années 1940 notamment dans le traitement de la maladie de Parkinson.

Les dispositifs de neuronavigation reposent sur la définition d'un système de coordonnées lié à la tête du patient. Au sein de ce référentiel, les structures anatomiques impliquées dans la procédure chirurgicale sont repérées avec une grande précision grâce à la conception mécanique du dispositif de guidage. Les cadres stéréotaxiques représentés sur la fig. 1.8 sont formés d'arceaux gradués et mobiles qui supportent l'outil du chirurgien. Le cadre est positionné rigidement sur le crâne du patient et les déplacements de l'outil sont contraints par la position des arceaux. Les graduations permettent de reproduire au bloc opératoire la trajectoire définie sur les images pré-opératoires.

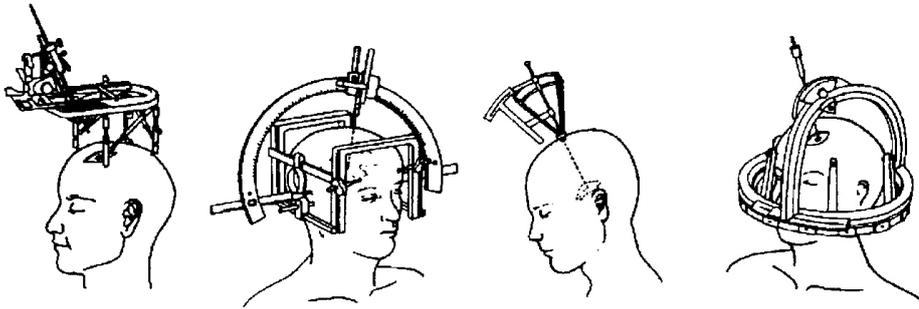


FIG. 1.8 – Exemples de cadres de stéréotaxie (tiré de [Mellor 95]).

Les systèmes de neuronavigation modernes ont recours à des modes de guidage plus élaborés : rayon laser matérialisant la trajectoire optimale pour atteindre la cible, positionnement automatique du microscope binoculaire dans le champ opératoire, suivi en trois dimensions d'outils tels que le scalpel ou un pointeur, permettant au chirurgien d'en déterminer la position par rapport au cerveau et de visualiser sur les images pré-opératoires les structures qu'il désigne.

La transposition des images dans le référentiel physique du patient se fait à l'aide de techniques dites de **recalage rigide**¹⁵, qui s'appuient sur la mise en correspondance de points ou de surfaces remarquables désignés par le chirurgien à l'aide d'un pointeur, avec leurs équivalents segmentés dans les images pré-opératoires. Un calcul permet alors de trouver la transformation¹⁶ entre les deux systèmes de coordonnées. Les repères utilisés peuvent être des points ou des surfaces anatomiques remarquables comme la pointe du nez, les arcades sourcilières, la surface des joues ou du front. Ils peuvent aussi être arbitrairement définis par un nuage de pastilles adhésives, ou 'marqueurs', collés sur la peau du patient avant l'acquisition d'images pré-opératoires, où ils sont aisément identifiables. Une fois le patient installé sur la table d'opération, le chirurgien peut, au moyen du palpeur, indiquer la position de chaque marqueur au système afin que celui-ci en déduise la correspondance cherchée. Le recalage entre les images et le patient, réalisé en début d'intervention, permet par la suite de localiser dans le champ opératoire tous les éléments identifiés dans l'IRM et, réciproquement, de transposer la position des ancillaires dans le volume de données afin de suivre et contrôler la bonne réalisation du planning.

Le double objectif de la neuronavigation est le **guidage** et la **préservation**. Le guidage consiste à amener le chirurgien au plus près de la cible chirurgicale, d'en identifier les limites avec les tissus sains et la position avec une grande précision. Mais le rôle d'un tel système est aussi de repérer les structures nobles avoisinantes afin de les préserver au cours de l'intervention. Certaines localisations pathologiques requièrent en effet la plus grande prudence, les conséquences d'une lésion involontaire pouvant être extrêmement handicapantes pour le patient.

¹⁵Qui préserve la géométrie des structures recalées.

¹⁶Composée d'une rotation et d'une translation.

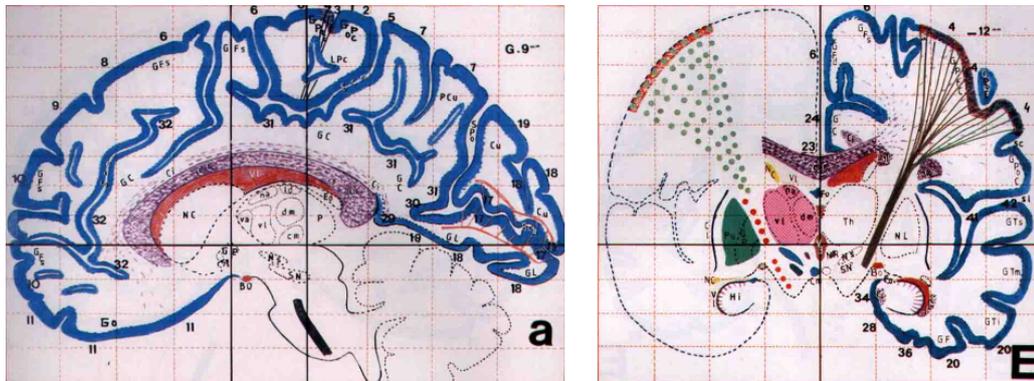


FIG. 1.9 – Coupes sagittale et coronale du cerveau extraites de l'atlas de Talairach. La grille matérialise le système de coordonnées de l'atlas. Les traits horizontaux et verticaux noirs en sont les axes principaux.

La constitution d'atlas du cerveau a largement contribué à l'essor des systèmes stéréotaxiques. Ces bases de données à la fois anatomiques : enrichies par les observations et la compréhension de la structure des tissus cérébraux ; et fonctionnelles : intégrant les connaissances des mécanismes neurologiques, elles permettent de localiser des sites précis au sein du cerveau d'un individu et fournissent également une base commune de comparaison interindividuelle. Citons notamment l'atlas de Talairach, publié par les médecins Jean Talairach et Pierre Tournoux en 1988, et dont deux planches sont représentées sur la fig. 1.9. Une caractéristique remarquable de cet atlas est le système de coordonnées dont les axes peuvent être retrouvés pour tout individu à partir de la localisation, sur une image volumique du cerveau, de points anatomiques précis définis, entre autres, au niveau du système ventriculaire. Une fois ces axes reconstruits, une transformation homothétique du système de coordonnées de l'atlas, basée sur la mesure des dimensions du cerveau considéré, permet d'y reporter les connaissances synthétisées dans l'atlas.

L'imagerie médicale connaît actuellement un élan formidable avec le développement et le perfectionnement des modalités telles que l'IRM ou le scanner. Alliés aux théories mathématiques mises en œuvre à l'aide d'outils informatiques de plus en plus puissants, ces dispositifs permettent une analyse et un diagnostic rapide et précis des pathologies. Depuis les années 1990, la neuronavigation moderne s'appuie sur la connaissance préalable du terrain que fournissent les systèmes d'imagerie tri-dimensionnels et permet au chirurgien de planifier puis mener à bien des interventions de plus en plus complexes. Dans le sillage de ces technologies révolutionnaires, la robotique s'invite au bloc opératoire et s'insinue entre le scalpel et la main du chirurgien, dont elle filtre les tremblements ou modifie l'amplitude, rendant ainsi possibles des interventions à l'échelle microscopique [Nathoo 05].

Les bénéfices apportés par la neuronavigation sont cependant mis en péril par le **brain-shift**, c'est-à-dire la déformation per-opératoire du cerveau. Comme nous allons le voir dans la section suivante, les tissus mous sont susceptibles de se déformer de manière significative au cours de l'intervention. Dans ces conditions le référentiel stéréotaxique ne

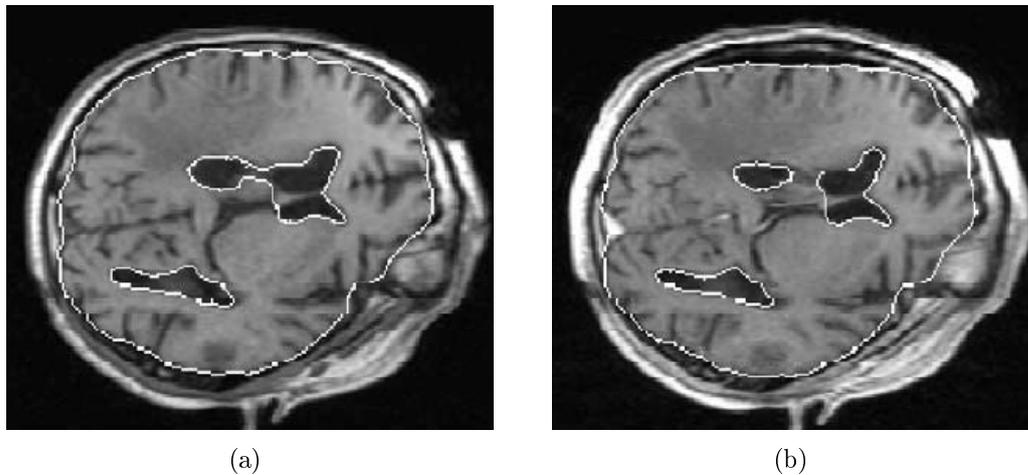


FIG. 1.10 – (a) Coupe axiale obtenue après craniotomie et avant ouverture de la dure-mère. (b) Coupe axiale obtenue après dissection de la dure-mère et perte de liquide céphalo-rachidien. (Images tirées de [Ferrant 02])

permet plus d'établir la correspondance entre l'espace physique du patient et les images pré-opératoires, ce qui rend compromettre fortement la navigation. Ce décalage entre les données et la réalité peut être mentalement compensé par le chirurgien expérimenté lorsque la tumeur se trouve en surface mais il lui est très difficile d'analyser les déformations sous-corticales qui peuvent intervenir lorsque la tumeur est enfouie dans le parenchyme.

La complexité du brain-shift apparaît clairement sur la fig 1.10, où sont juxtaposées deux coupes axiales acquises au cours d'une intervention par imagerie RM per-opératoire avec des paramètres identiques mais à des instants différents. On y remarque tout d'abord un affaissement cortical important dû à l'écoulement de LCR mais ces images montrent également que la déformation du cerveau concerne tout le volume du parenchyme et se manifeste notamment au niveau des ventricules par un écrasement qui suggère une diminution de leur volume.

La compréhension et la prise en compte du brain-shift sont donc essentielles pour tirer pleinement parti des techniques d'imagerie et de navigation disponibles actuellement au bloc opératoire. Afin d'en saisir le mécanisme, nous allons dans la section suivante analyser les causes et les effets du brain-shift à travers une revue de la littérature.

1.2.4 Le brain-shift

De nombreuses études ont été menées afin de quantifier l'amplitude et identifier les causes de la déformation due au brain-shift. Le nombre de publications sur le sujet atteste la pertinence clinique du problème auquel nous nous attaquons. Lorsqu'il se produit au cours d'une intervention, le brain-shift lève une barrière, à ce jour très difficilement

franchissable, entre la richesse d'informations obtenues par l'imagerie pré-opératoire anatomique et/ou fonctionnelle et la réalisation précise d'un geste chirurgical visant à maximiser la résection tout en minimisant la lésion des tissus sains périphériques. Nous allons passer en revue ici quelques publications dont le brain-shift a fait l'objet afin d'en dresser un portrait robot en tentant de répondre aux questions suivantes : quel type d'interventions est concerné par la déformation ? quelles en sont les causes ? quelle peut en être l'amplitude ? dans quelles directions ? pour quelles pathologies et quels patients ?

Reinges et al. ont mené une étude prospective portant sur 61 patients afin de quantifier le brain-shift au cours d'interventions microchirurgicales de résection de lésions sustentoriales, et tenter d'en identifier les facteurs [Reinges 04]. Pour chaque patient, les déplacements de 2 à 3 repères corticaux ont été suivis au cours de l'intervention, lors de la résection de la tumeur : à mi-parcours et à la fin de la résection. Les références ont été localisées à l'aide du système de neuronavigation EasyGuide Neuro (Philips Medical Systems, Best, Pays-Bas). Pour 14 patients, le déplacement d'un repère sous-cortical a également été analysé. L'âge des patients, le décalage pré-opératoire de la ligne interhémisphérique¹⁷, la localisation de la tumeur, son volume, sa distance à la surface corticale, la présence ou non d'un œdème périfocal ainsi que l'étendue de la craniotomie ont été analysés pour en évaluer l'influence sur l'amplitude de la déformation. Les corrélations ont été analysées pour l'ensemble des patients ainsi que pour les sous-groupes atteints de méningiome situé au niveau de la voûte crânienne (n=10), de gliome (n=30) et de tumeurs non-gliales (n=21).

Les déplacements moyens des repères corticaux observés à mi-parcours de la chirurgie était compris entre 0.8 et 14.3 mm (déplacement moyen : 6.1 mm, écart type : 3.4 mm), et ceux observés à l'issue de la résection avaient une amplitude variant de 2.4 à 15.2 mm (moyenne : 6.6 mm, écart type : 3.2 mm). Pour l'ensemble des patients, des corrélations significatives ($p < 0.01$) ont été démontrées entre le brain-shift et le volume de la tumeur, le décalage de la ligne interhémisphérique, et les dimensions de la craniotomie.

Une corrélation significative entre l'âge et le brain-shift (observé à mi-parcours de l'intervention) n'a pu être établie que pour les patients atteints de méningiome de la voûte crânienne. Les corrélations observées par les chercheurs étaient très disparates et seul le volume de la tumeur a pu être distingué en tant que variable discriminante permettant de prédire jusqu'à 58.5% de l'amplitude du brain-shift observée en milieu et en fin d'intervention.

Le suivi d'un repère sous-cortical dans le cas de 14 patients a révélé une forte corrélation entre les amplitudes de brain-shift cortical et sous-cortical observés à mi-parcours et à la fin de la résection. La déformation moyenne observée était de 4.6 mm (1.6 à 10.8 mm) au niveau du cortex et de 3.5 mm (1.0 à 7.7 mm) au niveau d'un repère placé entre 10 et 35 mm sous la dure-mère. Pour les 14 patients, l'amplitude du brain-shift cortical était plus

¹⁷Ce décalage est défini par les auteurs comme l'écart maximal observé dans les images axiales pré-opératoires entre la ligne interhémisphérique et l'axe joignant les origines antérieures et postérieures de la faux du cerveau.

importante que celle du brain-shift sous-cortical.

Les auteurs concluent que les données recueillies démontrent les potentielles limitations des systèmes de neuronavigation conventionnels, pouvant se traduire par d'importantes pertes de précision et ce, dès l'ouverture de la boîte crânienne. Au vu de la grande diversité de pathologies auxquelles les neurochirurgiens doivent faire face, les auteurs pensent qu'*une prédiction pré-opératoire du brain-shift est peu probable et que seules les techniques d'imagerie per-opératoire peuvent permettre de contourner le problème fondamental de la neuronavigation moderne qu'est le brain-shift.*

Dans le but de démontrer le caractère hautement dynamique du phénomène, Nabavi et al. ont analysé l'évolution du brain-shift au cours de l'intervention en utilisant un IRM per-opératoire de 0.5 Teslas [Nabavi 01]. Pour chacun des 25 patients de la série étudiée, au moins 4 images IRM ont été acquises : après mise en place du patient, après ouverture de la dure-mère et aspiration du LCR, après résection de la tumeur et après suture de la dure-mère. Ces données ont été ensuite quantitativement analysées à l'aide de 3D Slicer, un outil de segmentation semi-automatique et visualisation volumétrique développé à cet effet. La série comprenait 23 gliomes, un kyste épidermoïde et un cavernome.

Les conclusions de cette vaste étude sont nombreuses et permettent d'appréhender le comportement du brain-shift. Une absence totale de brain-shift a été remarquée pour un patient ayant subi une radiothérapie. Dans les autres cas, les auteurs remarquent que lorsque la cavité de résection est plus petite que la voie d'abord, la surface corticale s'affaisse uniformément¹⁸, principalement dans la direction de la gravité. Au contraire, lorsque la cavité est plus ample que la voie d'abord, ils observent un effondrement des bords vers l'intérieur de la cavité, formant ainsi un 'cratère'. Dans tous les cas, l'affaissement de la surface corticale s'étend bien au-delà des limites de la craniotomie et les modifications corticales et sous-corticales ont lieu même pour des tumeurs superficielles de petite taille. Les mouvements observés au niveau de la surface corticale se propagent aux régions profondes du cerveau et peuvent entraîner une compression des ventricules.

Dans certains cas, un soulèvement¹⁹ de la surface corticale provoqué par l'effet de masse a été observé et ce, sans aucune indication pré-opératoire d'hypertension intracrânienne. Il est particulièrement remarquable dans le cas de tumeurs volumineuses (60 à 120 mL) engendrant un effet de masse important. Ce 'rebond' de la surface corticale est également observé au cours de l'exérèse de la tumeur, lorsque les structures profondes se trouvent soulagées du poids des tissus réséqués. Le mouvement de décompression résultant peut alors affecter l'hémisphère controlatéral et dans de rares cas aboutir à une occlusion totale de la voie d'abord (observé sur 2 cas).

Les auteurs font état d'affaissement corticaux imperceptibles pour les tumeurs de petite taille et pouvant atteindre jusqu'à 5 cm pour les lésions plus importantes. Ils remarquent que cet affaissement diminue (la surface corticale remonte) en fin d'intervention, après

¹⁸ *Sagging* en anglais.

¹⁹ *Bulging* en anglais.

fermeture de la dure-mère, dans plus de la moitié des cas (13 cas sur 25) et attribuent ce phénomène à l'œdème²⁰.

Concernant la mobilité des structures, les auteurs remarquent que la faux du cerveau et la tente du cervelet restent fixes, les lobes cérébraux quant à eux, présentent des comportements différents : le lobe temporal est susceptible de se déplacer vers la région médiane, en fonction de la position du patient, contrairement aux lobes occipitaux et pariétaux qui semblent moins mobiles.

En conclusion, Nabavi et al. rejoignent les travaux cités précédemment en disant que *seule une imagerie par RM per-opératoire effectuée en continu peut permettre de comprendre et éventuellement simuler le brain-shift afin d'améliorer la précision de la neuro-navigation*. Ils insistent surtout sur la grande variabilité interindividuelle des déformations observées ainsi que sur l'aspect dynamique du processus de déformation dont une restitution fidèle nécessiterait, selon eux, probablement plus que les 4 acquisitions de volumes RM effectuées au cours de l'étude.

Nimsky et al. ont également fait appel à l'imagerie RM per-opératoire pour quantifier et visualiser les déformations du cerveau induites par le brain-shift dans une étude comprenant 64 patients [Nimsky 00]. Un aimant ouvert de 0.2 Teslas a été utilisé pour acquérir des images pré- et per-opératoires des patients et visualiser les déplacements des contours de la tumeur. Les séquences d'images obtenues pour chaque patient ont été recalées rigidement afin d'y mesurer les déplacements du cortex, de la ligne interhémisphérique et de la limite tumorale profonde, définie par les auteurs comme le bord de la tumeur le plus éloigné de la surface corticale. La localisation de cette limite est essentielle pour garantir une exérèse complète de la tumeur. Une délimitation erronée de la lésion peut donc entraîner une récurrence du cancer en cas de résection incomplète où une atteinte des tissus sains en cas de résection excessive.

Les auteurs donnent les mesures signées des déplacements observés. Un signe positif indique un mouvement vers la surface, un signe négatif, un affaissement vers le bas. Les déplacements de la surface corticale sont compris entre 0 et -23.8 mm avec une moyenne de -8.4 mm, les déplacements de la limite tumorale profonde sont compris entre -7.9 et +30.9 mm (moyenne +4.4 mm), le décalage de la ligne interhémisphérique est compris entre -4.0 mm et +5.9 mm. Le brain-shift observé lors du traitement de lésions de la fosse postérieure est indétectable. Dans le cas des méningiomes la limite profonde de la lésion correspond précisément à la surface corticale du fait du mode de croissance de la tumeur et dans les 3 cas observés, suite à l'exérèse de la tumeur, la surface corticale remonte en moyenne de 16.0 mm.

Les déplacements des ventricules, mesurés en valeur absolue, sont compris entre 0 et 8 mm avec une moyenne de 2.1 mm. Ces déplacements étaient plus importants dans le cas de patients dont le système ventriculaire était ouvert lors de l'intervention. Les déplacements

²⁰Nous pensons que la régénération du LCR, qui entraîne le remplissage des ventricules, peut également contribuer à cet effet.

de la surface corticale engendrés étaient également plus importants.

L'analyse statistique des données recueillies par les auteurs n'a pas permis d'établir de corrélation entre l'amplitude du brain-shift et l'âge des patients malgré l'influence de l'âge sur les qualités mécaniques des tissus cérébraux [Bucholz 97]. Le brain-shift n'a pas non plus pu être corrélé avec la taille de la craniotomie et seule une légère relation avec les dimensions de la tumeur a pu être montrée. La gravité, là encore, semble déterminer la direction principale des mouvements tissulaires. En conclusion, les auteurs insistent sur la grande variabilité interindividuelle observée au cours de leur travaux.

Roberts et al. ont étudié le brain-shift cortical et plus spécifiquement l'influence de la position et de la taille de la craniotomie sur son amplitude, dans une série de 28 patients [Roberts 98]. Afin de quantifier le déplacement du cortex avec une précision millimétrique, l'équipe a utilisé un logiciel d'analyse d'images 2D du cortex couplé avec un suivi tridimensionnel de repères effectué à l'aide d'un système robotisé. La position de la tête du patient ainsi que la taille et l'orientation de la craniotomie ont été notées en début d'intervention et des tests statistiques ont été menés afin d'étudier les éventuelles corrélations entre l'amplitude du brain-shift et le type d'intervention, la craniotomie, la région du cerveau concernée, la durée de l'intervention et le degré d'invasivité. Les auteurs font état de déformations d'amplitude moyenne de 10 mm, observés dans la direction de la gravité. Aucune corrélation n'a pu être établie entre l'amplitude du brain-shift et la nature de la craniotomie, orientation ou taille. Les auteurs insistent dans leur conclusion sur le rôle prépondérant de la gravité lors de la déformation du cerveau.

Trantakis et al. ont également étudié le brain-shift sur une série de 6 patients [Trantakis 03]. Un IRM per-opératoire à aimant ouvert de 0.5 Teslas a été utilisé pour acquérir des séquences T1, numérotées T_i , $i = 0, \dots, n$. Les recalages successifs des volumes obtenus ($T_0 \mapsto T_1, T_0 \mapsto T_2, \dots, T_0 \mapsto T_n$) ont permis d'estimer le champ de déformation du brain-shift. Ces mesures montrent, en accord avec les études sus-citées, que le brain-shift s'effectue principalement selon la direction de la gravité. L'amplitude maximale mesurée a été de 25 mm. Des déformations significatives ont été observées dès les premières phases de l'intervention (séquence T_0). Les auteurs en concluent qu'une neuronavigation basée exclusivement sur des données pré-opératoires entraîne très rapidement un risque de morbidité chirurgicale²¹ important.

Ces études nous montrent que le brain-shift est un phénomène incontournable, de par les amplitudes de déformation mesurées, et qui malheureusement échappe à la prédiction pré-opératoire de par son indépendance vis-à-vis de paramètres tels que le type de pathologie, l'âge du patient, où encore la nature de la craniotomie pratiquée. Les causes du brain-shift identifiées par les auteurs sont principalement la gravité alliée à la perte de liquide céphalo-rachidien et les dimensions de la tumeur, cependant d'autres facteurs semblent avoir une influence décisive : l'ouverture ou non du système ventriculaire, les propriétés et interactions mécaniques des tissus entre eux et avec l'ancillaire (rétracteurs), l'administration de médicaments (anesthésiques, agents osmotiques), les variations de pression

²¹Lésion provoquée par l'intervention.

intracrânienne, la résection de la lésion ainsi que le saignement et l'inflammation qui en découlent.

Il reste difficile d'établir une relation entre les facteurs mentionnés ci-dessus et le brain-shift observé au bloc opératoire. Seuls deux critères se distinguent de par leur corrélation avec la nature du brain-shift : la gravité semble avoir une influence décisive sur la direction de la déformation, bien que les déplacements ne se fassent pas tous selon cette direction [Hartkens 03], et le volume de la tumeur réséquée en affecte l'amplitude. Toutes les études insistent sur la nécessité d'une modalité d'imagerie per-opératoire et continue afin de tenir compte de la déformation dynamique et imprévisible qu'est le brain-shift et garantir une précision de résection maximale. La section suivante présente les solutions utilisées en routine clinique ainsi que les alternatives proposées dans la littérature afin de réaliser la mise à jour du planning chirurgical au cours de l'intervention en s'appuyant sur des modalités telles que l'IRM per-opératoire, mais aussi l'échographie 3D ou 2D localisées.

1.3 Etat de l'Art

1.3.1 Solutions commerciales

Les systèmes de neuronavigation reposant sur l'imagerie pré-opératoire et commercialisés actuellement ne prennent pas en compte le brain-shift. Seul un recalage rigide, réalisé en début d'intervention, après la mise en place du patient, permet d'établir la relation entre les données pré-opératoires et la situation per-opératoire du patient, à charge pour le chirurgien de compenser mentalement toute décorrélation entre ces données pouvant intervenir dans la suite de l'intervention.

Une utilisation routinière d'un tel neuronavigateur peut émousser le sens critique du chirurgien et l'amener à faire excessivement confiance aux indications erronées de la machine, ce qui présente un risque considérable pour le patient. En résumé, un tel système permet certes de définir de façon optimale la voie d'abord et localiser initialement la cible mais son utilisation devrait, en toute rigueur, être limitée aux phases initiales de l'intervention. Cette remarque n'est toutefois valable que pour les interventions nécessitant une large craniotomie. Les biopsies réalisées à travers une petite ouverture obtenue par trépanation ne sont pas affectées par le brain-shift comme cela a été montré dans [Nimsky 00], et la validité des indications fournies par le neuronavigateur est alors préservée.

Parmi les solutions tentant de répondre au problème du brain-shift certains systèmes²² intègrent un échographe 3D permettant d'explorer le parenchyme au cours de l'intervention pour en apprécier la déformation et comparer sa configuration à la situation initiale, avant craniotomie, sans, toutefois, analyser et répercuter automatiquement ces informations à l'ensemble des données pré-opératoires. L'échographie est une modalité

²²SonoWand de SonoWand AS, <http://www.mison.no>.

per-opératoire très adaptée à une utilisation répétée au cours d'une intervention comme le requiert le brain-shift : l'acquisition se fait sans délai et le système ne perturbe que très peu le 'workflow' opératoire [Reinges 04]. La qualité des images obtenues, malgré les rapides progrès de l'imagerie US, reste toutefois nettement inférieure à la richesse des détails et contrastes révélés par un IRM et ne permet donc pas de tirer pleinement parti des données pré-opératoires.

La solution radicale permettant au chirurgien de s'affranchir du brain-shift consiste à acquérir les données patient au-cours de l'intervention en utilisant un IRM per-opératoire. Cette option est toutefois peu populaire du fait du coût d'une telle installation dans un bloc opératoire. Son impopularité tient également au fait que la mise en œuvre de cette technique requiert une importante adaptation du procédé chirurgical et même de l'ancillaire employé, afin de garantir la sécurité du patient et la qualité des images obtenues. Par ailleurs, une acquisition IRM dure entre 5 et 10 minutes et peut rallonger considérablement la durée de l'intervention, de 35 à 60 minutes selon [Wirtz 97] [Steinmeier 98]. Si un agent de contraste est injecté, une acquisition IRM suite à une résection de tissus risque de révéler une diffusion de contraste au niveau des limites de résection, rendant délicate la lecture des images obtenues. Enfin la résolution des images per-opératoires, du fait de l'intensité moindre du champ magnétique, est en général inférieure à celle des données pré-opératoires classiquement disponibles, ce qui prive le chirurgien d'une partie des données élaborées avant l'intervention.

Les solutions basées sur l'échographie sont limitées du fait de leur faible contraste dans la visualisation des tissus mous, mais également par le manque d'habitude des chirurgiens à interpréter les images [Suhm 98]. Le scanner souffre des mêmes limitations en ce qui concerne le contraste, et son utilisation per-opératoire à répétition est inenvisageable du fait de l'accumulation des radiations pour le patient. Enfin l'emploi de l'IRM, quoique permettant de rendre fidèlement compte du brain-shift, reste extrêmement limité du fait des coûts d'acquisition/exploitation de l'équipement élevés ainsi que des complications liées à sa mise en œuvre au bloc opératoire. De nombreuses alternatives sont proposées dans la littérature afin de permettre au chirurgien de s'appuyer au maximum sur le planning pré-opératoire et exploiter certaines modalités d'imagerie per-opératoire. La section suivante passe en revue les différentes approches existantes.

1.3.2 Revue de la littérature

L'étude du brain-shift menée plus haut met en évidence le caractère dynamique du processus. L'état des connaissances actuelles ne permet pas de prédire le comportement des tissus à l'ouverture de la boîte crânienne et encore moins au cours de l'intervention après résection. Les tentatives de modélisation statistique du brain-shift s'appuyant une base de données de patients se heurtent à la difficulté que présente la prise en compte de la grande diversité d'interactions avec les outils chirurgicaux ou des situations pouvant survenir au bloc opératoire [Davatzikos 01]. Pour augmenter la précision des approches statistiques, Dumpuri et al. ont récemment proposé de coupler un atlas statistique de

déformations, généré automatiquement au moyen d'un modèle biomécanique, au suivi du déplacement de la surface corticale au moyen d'un scanner laser du surface²³ [Dumpuri 06]. Les auteurs affirment que cette approche permet de compenser entre 85 et 88% du brain-shift moyen et entre 79 et 87% du brain-shift maximal.

Au vu de la complexité des multiples causes du brain-shift il apparaît que l'acquisition de données per-opératoires sur l'état de l'organe est une étape incontournable pour le suivi de sa déformation [Eckabert 03], et cette tendance se reflète naturellement dans la littérature. La nature de ces données et la façon de les analyser afin d'en retirer une description pertinente du brain-shift constitue le terrain de discussion que nous allons explorer maintenant. La plupart des approches décrites ci-dessous font appel à la notion de 'modèle biomécanique' que nous allons introduire rapidement dans le paragraphe suivant et qui sera détaillée plus amplement dans le chapitre 3.

A moins de faire appel à l'IRM per-opératoire, l'acquisition de données lors de l'intervention ne donne qu'une vision parcellaire de la configuration de l'organe. Dans ce cas, la prédiction de la déformation des structures anatomiques qui ne font pas partie de l'observation est déléguée à un **modèle biomécanique**²⁴ des tissus mous du cerveau. Ce modèle mathématique formalise une connaissance *a priori* du comportement de l'organe et permet d'en inférer le comportement global sous les contraintes de déformation locales déduites de l'observation per-opératoire, appelées **conditions aux limites**²⁵.

La théorie mécanique qui offre une base physique solide à la compréhension et à la prédiction de ce type de déformations est la **Mécanique des Milieux Continus** (MMC) dont les lois s'expriment à l'aide d'**Equations aux Dérivées Partielles** (EDP). Le calcul du champ de déformation global, qui respecte les contraintes formulées par les EDP, repose sur la **discrétisation** du domaine modélisé, i.e. de l'encéphale. La discrétisation rend possible le calcul de la solution du problème en considérant l'organe non pas comme un domaine continu mais plutôt comme un assemblage de sous-parties dont les petites dimensions autorisent à approximer la déformation locale par une expression simplifiée. Ainsi, la déformation globale de l'organe est la juxtaposition des déformations de ses sous-parties. Cette subdivision en sous-domaines est matérialisée par un **maillage** dont les sommets sont appelés **nœuds**. Lorsque le calcul de la déformation est réalisé en utilisant la **Méthode des Eléments Finis** (MEF), les cellules définies par le maillage sont appelés **éléments**.

Un type de données per-opératoires aisément accessible et permettant de caractériser, en partie du moins, le brain-shift est la position de la surface corticale visible par la voie d'abord. Skrinjar et al. proposent d'en suivre le déplacement au moyen d'un système de caméras stéréoscopiques [Skrinjar 01]. Les déformations ainsi mesurées sont injectées dans un modèle biomécanique du cerveau, par le biais duquel le champ de déformations est extrapolé à l'ensemble de l'organe. Les contacts entre le parenchyme et le crâne sont

²³ *Laser range scanner* en anglais.

²⁴ On parle aussi de 'modèle déformable'.

²⁵ *Boundary conditions* en anglais.

gérés en contrôlant la position des nœuds du maillage qui décrivent le modèle.

Le système de vision stéréoscopique peut être intégré au sein du microscope binoculaire utilisé par le neurochirurgien, comme cela a été proposé dans [Sun 04]. Une technique alternative de suivi de la surface corticale, proposée dans [Audette 99] et [Miga 03], repose sur l'utilisation d'un scanner laser de surface. Le scanner laser offre une précision importante et un taux de rafraîchissement élevé mais ne permet pas de dépasser la limitation commune à toutes ces techniques, qui tient au fait qu'elles ne permettent pas de mesurer les déformations sous-corticales, qui, comme nous l'avons vu, jouent un rôle déterminant dans l'évolution du brain-shift.

Afin de rendre compte plus fidèlement des déformation sous-corticales, le suivi des structures profondes peut être réalisé en faisant appel à l'IRM per-opératoire, comme dans [Warfield 02] où les auteurs segmentent automatiquement les régions clés telles que la surface corticale, les ventricules et la tumeur. Un recalage entre les différentes positions de ces structures donne un champ de déplacements que le modèle biomécanique extrapole à l'ensemble du volume de l'organe. Warfield et al. font état d'une erreur moyenne globale sub-millimétrique (0.9 ± 0.7 mm) mais rapportent cependant une erreur de 3.7 mm dans les régions situées à proximité de la résection, due au fait que le modèle biomécanique construit avant l'intervention, ne tient pas compte de l'exérèse de la tumeur.

Comme nous l'avons vu, la dynamique du brain-shift requiert de nombreuses acquisition espacées tout au long de l'intervention. Les interférences entre les instruments chirurgicaux et l'IRM rendent impossible une acquisition continue sous IRM. Pour pallier à cela, une technique permettant de limiter les 'fantômes'²⁶ qui apparaissent dans les images a été proposée dans [Kacher 00]. Tout en rendant possible une visualisation en continu sous IRM des déformations du parenchyme, elle ne permet toutefois pas d'éliminer les artefacts dus à l'ancillaire électrochirurgical utilisé dans le champ de l'IRM, tel que le scalpel électrique.

Etant donné les inconvénients de la mise en œuvre de l'IRM per-opératoire, beaucoup d'auteurs se sont tournés vers l'échographie localisée. L'échographie per-opératoire permet, tout comme l'IRM, de pallier au manque d'informations sur les structures profondes dont souffrent les techniques basées sur le suivi de surface corticale. Dans [Lunn 01], les auteurs proposent de coupler le suivi de surface corticale à une acquisition échographique localisée où la position des ventricules est identifiée de façon semi-automatique. Cette information complémentaire permet de mieux conditionner la déformation telle qu'elle est calculée par le modèle déformable du cerveau. Les auteurs rapportent une précision moyenne de 1.5 mm mesurée lors d'essais in-vivo sur un cerveau de porc [Lunn 03]. Les auteurs de [Jodicke 98] ou plus récemment, [Keles 03], affirment aboutir à des erreurs moyennes de recalage en dessous de 2 mm pour les régions sous-corticales en s'appuyant également sur le suivi échographique de structures sous-corticales telles que les ventricules et les bords de la tumeur.

Une alternative permettant de rendre compte des déformations sous-corticales sans faire

²⁶ *Ghosts*, en anglais.

appel à l'imagerie RM lors de l'intervention consiste à réaliser un recalage multi-modal entre échographie per-opératoire et IRM pré-opératoire. Ce recalage peut être basé soit sur les structures présentes dans les images, ou 'amers', comme décrit dans [Comeau 00] soit sur les intensités des pixels/voxels, on parle alors de recalage 'iconique'. Ce dernier, du fait de la difficulté que présente la mise en correspondance entre deux modalités distinctes, est généralement réalisée en deux temps : immédiatement après la craniotomie, une première série d'images est acquise. Supposées sans déformation ces images US sont recalées vers la modalité RM pré-opératoire et la déformation résultante est conservée. Par la suite, un recalage mono-modal permet de mettre en relation les images US acquises au cours de l'intervention avec celles recalées initialement. Le recalage vers la modalité RM pré-opératoire est alors calculé comme la composition successive du recalage mono-modal, suivi du recalage multi-modal initial. Cette technique de recalage iconique multi-modal entre IRM et US 3D est proposée dans [Pennec 05]. L'approche iconique permet certes de s'affranchir de la segmentation des structures mais la convergence du recalage ne peut être garantie que lorsque les images successivement acquises présentent un taux de recouvrement suffisant. Dans le cas de la neurochirurgie, un nouvel élément vient compromettre cette hypothèse : lors de l'intervention, l'exérèse de la tumeur engendre d'importantes différences entre les images US acquises tout au long du déroulement de l'intervention, et une résection importante peut limiter l'efficacité d'une approche iconique. Remarquons que les travaux de Comeau et al. et de Pennec et al. se distinguent des autres démarches présentées ici par l'absence de modèle biomécanique, en effet les déformations calculées sont purement guidées par l'information contenue dans les images considérées.

Malgré sa flexibilité et sa polyvalence l'échographie du cerveau n'est pas sans difficultés. L'imagerie US est caractérisée notamment par un faible rapport signal/bruit ce qui rend difficile la segmentation automatique de structures anatomiques. L'utilisation d'une technique de recalage basée sur des amers requiert une segmentation manuelle ou semi-automatique d'une partie des images intervenant dans le processus [Comeau 00]. Par ailleurs le principe physique sous-jacent à la formation des images US²⁷ rend difficile l'expression d'une correspondance entre les niveaux de gris contenus dans une image US et ceux d'un volume IRM.

L'échographe est également sensible à la présence dans le champ d'acquisition d'outils, tels que les rétracteurs, qui engendrent une ombre acoustique et peuvent compromettre la visualisation de certaines régions à proximité de la zone d'intérêt. Pour pouvoir se reposer de façon fiable sur cette modalité, il est donc indispensable de définir une structure aisément identifiable et représentative des mouvements tissulaires même lorsqu'elle ne peut être entièrement visualisée par l'échographe du fait de l'obstruction d'une partie du champ par des éléments matériels ou, plus prosaïquement, lorsqu'elle a disparu après résection.

L'approche proposée dans [Reinertsen 04] semble répondre aux exigences énoncées plus haut. Les auteurs suggèrent de suivre au cours de l'intervention les déformations de l'arbre

²⁷Les images US sont dites 'de gradient' puisqu'elles matérialisent les transitions entre des milieux d'impédance acoustique distincte.

vasculaire cérébral. Cette structure peut être visualisée à l'aide de l'imagerie US en mode *Doppler*. Ce mode de visualisation repose sur l'effet Doppler et permet de localiser, en analysant les variations de fréquence des ultrasons émis, des déplacements au sein des tissus, tels que les écoulements de sang. L'image codée en couleur en fonction de la vitesse du déplacement mesuré est affichée par dessus l'image anatomique, dite 'B-mode'²⁸. La segmentation de ce type d'images est rendu plus aisée du fait du codage en couleur utilisé pour représenter les vitesses des écoulements. Cette modalité permet donc de visualiser dans le volume de l'encéphale les flux sanguins qui s'effectuent le long de l'**arbre vasculaire** et d'identifier ainsi la position des vaisseaux qui irriguent le parenchyme. La visualisation de l'arbre vasculaire cérébral est également possible au travers de la modalité MR. L'injection d'un produit de contraste à base de gadolinium permet d'en visualiser la structure spatiale. Ce mode d'acquisition est nommé 'angio-IRM', ARM ou bien MRA²⁹. Cette piste, explorée à travers des essais sur fantôme [Reinertsen 07a], puis dans le contexte clinique [Reinertsen 07c], semble très prometteuse : les auteurs obtiennent une compensation du brain shift avec une précision de l'ordre de 1 mm, et des temps de calcul de l'ordre d'une minute. L'approche basée sur le suivi de l'arbre vasculaire nous semble séduisante du fait qu'elle réunit les atouts de la visualisation d'une structure répartie dans le volume du parenchyme, l'emploi de l'échographie per-opératoire et une segmentation simplifiée.

Les modèles biomécaniques évoqués ci-dessus requièrent une paramétrisation correcte afin de reproduire de façon réaliste les déformations des tissus. Les valeurs de ces paramètres ainsi que le choix des lois de comportement mécanique sont sujets à discussion. Il est aisé de trouver dans la littérature des études *in vivo* comme [Miller 00], qui préconisent telles valeurs ou telles lois, cependant se pose la question de la validité de ces valeurs d'un individu à l'autre. Les lois de comportement, quant à elles, sont adaptées aux tissus biologiques en général et peuvent être supposées communes. La variabilité des paramètres, par contre, se pose même à l'échelle d'une intervention, étant donné que l'anesthésie du patient, l'inflammation et le saignement des tissus en altèrent la rhéologie³⁰.

Lorsque les paramètres mécaniques s'écartent de la réalité, les prédictions du système perdent de leur précision. Les approches qui reposent sur un suivi limité de structures anatomiques, telles que la surface corticale seule, pour identifier les conditions aux limites des modèles donnent à ceux-ci un rôle prépondérant dans le calcul de la déformation et sont de ce fait sensibles aux écarts paramétriques. Il est possible de réduire l'impact de la variabilité inter- et intra-individuelle des paramètres sur la précision de la modélisation en contraignant davantage le modèle biomécanique à travers les conditions aux limites qui lui sont imposées. Pour ce faire, une quantité plus importante de données doit être extraite de l'observation per-opératoire de la déformation. En poussant ce raisonnement à l'extrême, si les déplacements de tous les tissus pouvaient être observés, le modèle n'aurait plus d'utilité et le système serait alors insensible aux paramètres. Une situation plus réaliste consiste à voir le modèle biomécanique comme un interpolateur servant à étendre le champ

²⁸De *brilliance mode*, en anglais.

²⁹*Magnetic Resonance Angiography*, en anglais.

³⁰Ensemble de paramètres caractérisant un matériau, dans le cadre d'une loi mécanique donnée.

de déplacement aux régions où le comportement des tissus n'a pas été observé.

L'approche basée sur l'arbre vasculaire, qui forme une structure répartie à travers le volume du parenchyme, nous semble particulièrement pertinente au vu de la richesse et de la robustesse des informations qu'il semble nécessaire d'acquérir lors de l'intervention pour pouvoir prendre en compte le brain-shift. Nous allons tenter d'en tirer parti en la couplant à un modèle biomécanique du cerveau, comme cela est décrit plus en détail dans la section suivante.

1.4 Synoptique du projet

1.4.1 Objectifs et choix techniques

Ce travail est une étude préliminaire pour le développement d'un neuronavigateur. Les objectifs à long terme sont de permettre au chirurgien d'effectuer la mise à jour des données pré-opératoires lorsqu'il l'estime nécessaire via une procédure rapide et totalement automatique basée sur l'acquisition de données per-opératoires. Cette thèse est le travail préparatoire qui constitue le premier pas dans cette direction. A ce stade initial des développements, l'objectif du projet est de mettre au point un démonstrateur pour valider au bloc opératoire et en situation clinique, les techniques mises en œuvre au vu du comportement des tissus cérébraux lors du brain-shift et des résultats rapportés dans la littérature quant à leur suivi au cours d'une intervention.

L'arbre vasculaire cérébral est choisi comme structure de référence nous permettant de suivre la déformation des régions corticales et sous-corticales. Cette structure pouvant être visualisée à l'aide de l'échographie en mode power Doppler, comme cela sera décrit dans le chapitre 2, sa localisation dans l'espace au cours de l'intervention sera réalisée par acquisition et segmentation automatique d'images écho 2D localisées. Soulignons une fois de plus l'avantage de l'échographie 2D localisée sur les autres modalités d'imagerie per-opératoire : l'acquisition d'images ne perturbe pas excessivement le déroulement de l'intervention, la résolution sub-millimétrique des images obtenues est adaptée à l'échelle du problème et enfin l'équipement est aisément accessible s'il n'est pas déjà disponible dans les blocs de neurochirurgie susceptibles d'être intéressés par l'utilisation d'un système de neuronavigation avec compensation du brain-shift.

La distribution spatiale de l'arbre vasculaire est remarquablement adaptée aux caractéristiques du brain-shift. La répartition des artères et artérioles le long des lobes et au fond des sillons permet le suivi de la surface corticale ainsi que des régions sous-corticales. Par ailleurs, les artères du polygone de Willis permettent d'observer les déplacements des structures profondes du cerveau, lesquelles, semble-t-il ne se déplacent que très peu [Nimsky 00]. Enfin comme nous l'avons vu, certaines tumeurs donnent lieu à la formation de néovaisseaux à proximité de la lésion, ce qui représente un supplément d'information sur les mouvements des tissus à proximité de la région d'intérêt.

Au vu de la taille des lésions traitées, la précision souhaitée est de l'ordre du millimètre. Afin de permettre au chirurgien d'évaluer la qualité du calcul réalisé par le système et décider d'en tenir compte ou non pour adapter le geste chirurgical, il est indispensable de lui fournir un moyen de mesurer l'erreur commise. La stratégie que nous comptons adopter est décrite dans la section 1.4.2.

L'utilisation d'un système de neuronavigation au bloc opératoire ne doit pas induire un allongement excessif de la durée de l'intervention, qui est une source de risques non-négligeable pour le patient. En ce sens, l'amélioration de la précision du geste thérapeutique doit contrebalancer le risque encouru par le patient lors de la mise en œuvre du système et notamment de l'acquisition d'images échographiques. La durée maximale acceptable du calcul de la déformation rapportée par [Gobbi 03], correspondant à une attente de décision et donc un temps mort au cours de l'intervention, est de l'ordre d'une minute. Notre objectif est de fournir un système présentant des performances compatibles avec ce pré-requis.

Enfin la dernière caractéristique majeure de notre approche est de faire appel à la modélisation biomécanique afin d'intégrer un maximum de connaissances *a priori* sur la nature des tissus étudiés. Ce point précis distingue notre approche de celle adoptée par Reinertsen et al. qui s'appuient sur le modèle physique des Thin Plate Splines (TPS) [Bookstein 89] pour calculer la déformation globale du cerveau. Une déformation par TPS permet d'interpoler un ensemble de données tout en minimisant une énergie de torsion³¹, qui joue le rôle de 'régularisateur' de l'interpolation. Quoique reposant sur un fondement physique, l'inconvénient de cette approche est de ne pas pouvoir intégrer au calcul de la déformation de lois de comportement biomécanique ni de représentation géométrique précise des structures anatomiques impliquées dans la déformation. Cette approche ne permet donc pas d'exploiter pleinement les résultats obtenus à travers les multiples études des tissus biologiques du cerveau et qui constituent une connaissance *a priori* du milieu étudié riche et, selon nous, indispensable pour pouvoir rendre compte des subtilités du brain-shift.

Le chapitre 3 présente les techniques de modélisation développées dans le cadre de notre projet. Comme nous allons le voir en détail plus loin, le modèle biomécanique joue un double rôle dans notre système. En premier lieu, il permet d'extrapoler les déplacements de l'arbre vasculaire à l'ensemble du volume du parenchyme et en ce sens il joue le rôle qui lui est communément attribué dans la littérature. Les hypothèses biomécaniques formulées par le choix du modèle lui permettent, par ailleurs, de remplir une fonction de régularisation similaire à celle obtenue via une modélisation par TPS mais, selon nous, beaucoup plus pertinente étant donnée la grande quantité de connaissances *a priori* qu'il est possible d'y intégrer : conditions de contact aux limites, interactions avec les structures avoisinantes ou encore raideurs relatives des tissus. Nous verrons plus loin que l'estimation du champ de déplacements de l'arbre vasculaire est entachée d'erreurs dues au mode d'imagerie utilisé, aux limitations des algorithmes de segmentation ainsi qu'à celles du calcul du recalage élastique effectué pour mettre en correspondance les configurations

³¹ *Bending energy*, en anglais.

successives de l'arbre vasculaire. La présence inévitable d'artefacts dans les données d'entrée du modèle rend donc la phase de régularisation évoquée ci-dessus indispensable. Sa mise en œuvre par le modèle biomécanique permet, comme nous allons le voir dans le § 3.4.5.2, de rendre notre système très résistant aux artefacts présents dans les données bruitées recueillies au cours de l'intervention. L'originalité de notre technique réside donc dans la complémentarité entre un modèle biomécanique approximant les comportements des tissus cérébraux du patient et un suivi de structure anatomique potentiellement bruité mais représentatif du brain-shift dont le neuronavigateur doit compenser les effets.

Terminons par un mot sur l'environnement technique de travail. Etant données les nombreuses bibliothèques disponibles au sein de notre laboratoire, le développement a été effectué sur une plate-forme Windows XP, dans l'environnement de développement Visual Studio 6.0, de Microsoft. Pour des motifs de performance, notamment dans le domaine du calcul scientifique, le langage de programmation C++³² a été choisi. La visualisation des données en 2D et 3D a été réalisée au moyen de l'API³³ OpenGL³⁴.

1.4.2 Présentation du système

Dans cette partie nous fournissons au lecteur une vision globale du système développé et décrivons brièvement les traitements et données qu'il fait intervenir. La fig. 1.11 présente le flux de données au sein du neuronavigateur. Le fonctionnement du système peut être séparé en deux phases : **pré-opératoire** et **per-opératoire**. Les données et calculs effectués à chaque étape sont détaillés ci-dessous.

Phase pré-opératoire :

- **Données pré-op.** : Acquisition de données pré-opératoires du patient, dont le volume angio-IRM (MRA) qui permet de visualiser l'arbre vasculaire cérébral.
- **Arbre vasculaire** : Segmentation de l'arbre vasculaire. A l'issue de cette étape les coordonnées des voxels appartenant à l'arbre vasculaire sont définies dans le référentiel image de l'IRM.
- **Modèle patient spécifique et pré-calculs** : Génération du modèle biomécanique spécifique au patient et pré-calculs associés. Ce traitement est détaillé dans le chapitre 3.

Phase per-opératoire :

- **Recalage rigide** : Première action effectuée au bloc après installation du patient. Le recalage rigide permet d'établir la correspondance entre les coordonnées du volume IRM et un système de coordonnées physiques associé au patient.
- **Arbre de référence** : L'arbre vasculaire de référence est obtenu en convertissant dans le référentiel patient les coordonnées de l'arbre vasculaire segmenté dans

³²Un excellent ouvrage de référence peut être librement téléchargé à l'adresse suivante : <http://mindview.net/Books/TICPP/ThinkingInCPP2e.html>.

³³'Application Programming Interface' : bibliothèque de programmation.

³⁴<http://www.opengl.org>

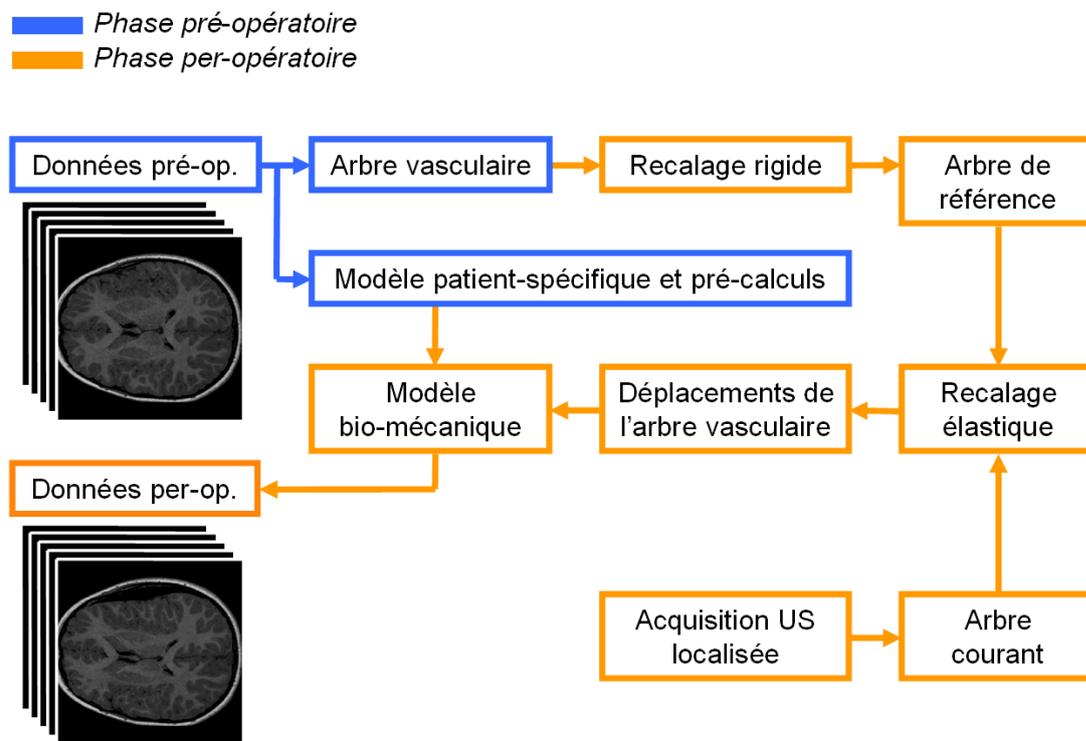


FIG. 1.11 – Vue synoptique du prototype de neuronavigateur.

l'IRM, il définit ainsi la position physique au repos de l'arbre vasculaire cérébral du patient avant craniotomie. L'influence de la position du patient sur l'acquisition IRM pré-opératoire a été étudiée dans [Hill 98] puis [Reinges 99] en comparant des images acquises patient couché sur le ventre ou sur le dos. Ces deux études ont mis en évidence des écarts de position des tissus cérébraux inférieurs à 1 mm ce qui nous autorise à nous appuyer sur un recalage rigide pour établir la correspondance entre la position physique de l'arbre vasculaire du patient et sa structure segmentée dans le volume MRA pré-opératoire.

- **Acquisition US localisée** : Balayage de la région d'intérêt à l'aide de la sonde US 2D localisée effectué après craniotomie en posant la sonde, emballée stérilement, directement sur le cerveau du patient. L'acquisition est complétée par une segmentation des images power Doppler permettant de localiser une partie de l'arbre vasculaire déformé. Cette configuration de l'arbre vasculaire est dite 'courante' et notre hypothèse est qu'elle est représentative de la déformation globale du cerveau due au brain-shift.
- **Recalage élastique** : Procédure permettant d'établir la correspondance entre la configuration de référence et la configuration courante de l'arbre vasculaire.
- **Déplacements de l'arbre vasculaire** : Ces vecteurs sont obtenus à l'issue du recalage élastique. Ils donnent pour un sous-ensemble de points de l'arbre vasculaire de référence le déplacement associé qui amène le point considéré vers sa position courante telle qu'elle a été observée dans les images US. Toutes les étapes de la

phase per-opératoire mentionnées ci-dessus sont détaillées dans le chapitre 2.

- **Modèle biomécanique** : Extrapolation du champ de déplacements obtenu précédemment. Le modèle biomécanique est déformé de telle sorte que les déplacements de l'arbre vasculaire calculés précédemment soient respectés au mieux tout en restant mécaniquement acceptables. Cette notion est détaillée dans le chapitre 3.
- **Données per-op.** : La déformation du cerveau calculée par le modèle biomécanique est répercutée sur les données pré-opératoires définissant ainsi l'ensemble des données 'per-opératoires'. Toutes les données volumiques sont affectées par la déformation : volumes d'images CT ou MR, planning chirurgical, contourage de la tumeur, autres informations (localisation des aires fonctionnelles, ...). L'arbre vasculaire de référence est également déformé et son image permet de valider le calcul réalisé par le système. Le chirurgien replace la sonde US sur le cerveau du patient et refait un balayage. Les images US power Doppler sont segmentées et les contours des vaisseaux qui en sont extraits sont affichés en superposition sur les vaisseaux de l'arbre vasculaire de référence déformé. Cet affichage simultané des arbres vasculaires observé et déformé permet au chirurgien d'évaluer la pertinence de la simulation dans la région d'intérêt. Si la précision mesurée est satisfaisante, le chirurgien peut décider de suivre le nouveau planning, tel qu'il est proposé par le système.

1.5 Conclusion

Dans ce chapitre nous avons présenté l'anatomie du cerveau, qui est au centre de notre étude. Nous en avons décrit les sous-parties anatomiques essentielles du point de vue de la biomécanique et donné un aperçu du siège des principales fonctions neurologiques au sein de ces structures dans le but de familiariser le lecteur avec les enjeux de la neurochirurgie.

Ce bref exposé a permis d'appréhender les risques que présente pour le patient une lésion d'une aire fonctionnelle due à une intervention basée sur l'imagerie pré-opératoire lorsque celle-ci ne reflète pas la réalité du bloc opératoire. En effet, dans cette situation, le chirurgien est amené à prendre des décisions reposant sur son expérience et, au moment de l'exérèse de la tumeur, il peut commettre l'erreur d'étendre la résection à des tissus sains.

L'autre versant du problème est lié à la marge de sécurité que le chirurgien est enclin à prendre dans le cas de figure où un tel risque lui serait inacceptable. Dans cette situation, la préservation des aires fonctionnelles saines se fait au détriment de la résection de la tumeur. Lorsque cette résection est incomplète, le patient encourt un risque important de récurrence et son pronostic clinique est fortement compromis. Ainsi, l'objectif de la technique chirurgicale que nous tentons d'améliorer peut être résumé à : *maximiser la résection de la tumeur tout en minimisant la lésion des tissus sains.*

Nous avons ensuite détaillé les pathologies les plus répandues auxquelles la neurochi-

urgie doit faire face. Les différents types de tumeurs ont été décrits par leur origine histologique, leur taux d'occurrence et la population concernée, leur localisation au sein de l'encéphale, la conséquence de leur développement sur les tissus avoisinants et le pronostic clinique pour le patient. Dans la plupart des cas la réponse thérapeutique est la chirurgie. Elle repose sur l'imagerie médicale pré-opératoire du patient afin d'affiner le diagnostic mais aussi de définir la stratégie chirurgicale à suivre, ou 'planning'. Or entre le moment où les images sont acquises et analysées et l'instant où le chirurgien est amené à réaliser le geste, une déformation non-négligeable et imprévisible du cerveau du patient se produit. Ce 'brain-shift', s'il n'est pas pris en compte, réduit considérablement les chances de mener à bien le planning chirurgical défini initialement.

Nous avons présenté les différentes facettes du brain-shift telles qu'elles ont été largement étudiées dans la littérature, puis avons passé en revue les solutions existantes pour répondre à ce problème. Il s'est alors avéré que l'absence de solutions éprouvées et accessibles au plus grand nombre justifie une intense activité d'investigation dans ce domaine. Les principales voies de recherche avec leurs avantages et inconvénients ont été présentées. De cette analyse nous avons déduit notre propre piste de recherche, basée d'une part sur **l'imagerie US 2D per-opératoire localisée** et d'autre part sur la **modélisation biomécanique**. Ces choix sont motivés par la richesse des connaissances *a priori* pouvant être intégrées dans le système par le biais du modèle, la disponibilité du matériel US requis pour sa mise en œuvre, la flexibilité du système vis à vis du déroulement traditionnel d'une intervention type et enfin la robustesse des données per-opératoires auxquelles la modalité d'imagerie choisie livre accès.

Nous avons enfin résumé les principales caractéristiques techniques de notre approche et donné une vue générale du prototype de neuronavigateur que nous avons développé. Les différents modules qui le composent, et qui correspondent aux fonctions d'acquisition de données, segmentation, recalage rigide, recalage élastique, calcul des déformations et affichage des résultats sont détaillés dans les chapitres suivants.



Chapitre 2

Localisation et recalage de l'arbre vasculaire

2.1 Introduction

Ce chapitre présente les techniques mises en œuvre pour localiser durant l'intervention l'arbre vasculaire cérébral et établir la correspondance, par recalage non-linéaire, avec sa configuration initiale, identifiée en début d'intervention. Le recalage nous permet alors d'estimer le champ de déplacements des vaisseaux sanguins. Le mot 'localisation' fait référence à la détermination de la position des vaisseaux et le mot 'recalage' désigne la procédure de calcul de la correspondance entre deux observations de l'arbre vasculaire.

La procédure de localisation décrite ici est basée sur l'acquisition d'images du cerveau du patient avant et pendant l'intervention. La première étape consiste donc à identifier la structure d'intérêt dans les modalités choisies, qui sont dans notre cas, l'angiographie par résonance magnétique pré-opératoire et l'échographie Doppler per-opératoire. La section 2.2 décrit les techniques d'analyse d'images impliquées dans cette procédure.

Une fois les images segmentées la localisation de l'arbre vasculaire consiste à en déterminer la position spatiale par rapport au patient. Pour cela une correspondance entre la position des éléments d'image, pixels ou voxels, et un référentiel définissant l'espace physique du patient doit être établie. La section 2.3 décrit les techniques permettant de transposer l'arbre vasculaire localisé dans les images RM pré-opératoires et US Doppler per-opératoires dans un système de coordonnées attaché à la tête du patient.

Finalement, la correspondance entre deux configurations de l'arbre vasculaire est calculée au moyen d'un recalage élastique, i.e. non-linéaire. La configuration issue de l'imagerie pré-opératoire, définissant la position de l'arbre vasculaire au repos, est appelée 'configuration de référence' et la configuration observée durant l'intervention, reflétant la déformation du cerveau, est dite 'configuration courante'. La section 2.4 définit mathématiquement la méthode de recalage choisie, en illustre le mécanisme et montre qu'elle est adaptée à la nature des données traitées.

2.2 Segmentation de l'arbre vasculaire

2.2.1 Angiographie par résonance magnétique

2.2.1.1 Présentation de la technique

Dans le cadre de la chirurgie du cerveau, l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) est la modalité de choix du fait des contrastes importants entre les tissus qu'elle est à même de révéler. L'analyse du signal MR permet de distinguer avec précision la nature des tissus observés afin d'établir un planning neurochirurgical optimal. Les progrès récents ont abouti à une nouvelle technique dite Imagerie de Diffusion ou *Diffusion Tensor Imaging* (DTI), en anglais, qui permet de visualiser l'orientation des fibres dans les tissus. Dans le cas du cerveau cette technique est utilisée pour localiser les faisceaux de matière blanche qui connectent les aires corticales entre elles [Wakana 04]. Du fait de leur importance dans la communication entre les différentes régions fonctionnelles du cortex, ces structures doivent être préservées lors de la résection de la tumeur.

L'IRM permet de distinguer les tumeurs et autres lésions du tissu normal à l'aide de protocoles d'acquisition d'images dits **T1** et **T2**. Ces séquences sont obtenues en faisant varier les valeurs de deux paramètres 'temps d'écho' (TE) et 'temps de répétition' (TR). Sur une image de type T2, les tissus contenant de fortes proportions de graisse, eau ou fluide apparaissent 'hyperintenses', i.e. plus lumineux que le reste de l'image. Certaines lésions ont tendance à développer des œdèmes¹, ce qui rend les séquences T2 particulièrement sensibles à ces pathologies. Si l'imperméabilité de la barrière hématoencéphalique a été compromise par le développement de la tumeur, alors la région touchée apparaîtra hyperintense dans une séquence T2 du fait de la formation d'un œdème périfocal. L'administration d'agents de contraste permet de révéler des zones tumorales malignes d'origine primaire ou métastatiques. Les tumeurs bénignes apparaissent souvent sur les séquences T1 plus sombres, 'hypointenses', que les tissus avoisinants ou de même intensité, 'isointenses'. Sur une image T2 elles apparaissent hyperintenses par rapport aux tissus sains.

¹Gonflement de l'organe dû à un excès de liquide dans le milieu interstitiel.

L'angiographie par résonance magnétique ('angio-IRM', 'ARM' ou MRA²) est une technique permettant de révéler bon nombre de pathologies cérébrales. Lors de l'étude de la vascularisation du cerveau elle peut remplacer avantageusement la procédure risquée qu'est l'angiographie par insertion de cathéter. Alors que son domaine de diagnostic concerne essentiellement l'étude de la circulation supraortique extracrânienne, principalement dans les artères carotides, l'ARM peut se révéler d'une aide précieuse pour le diagnostic de troubles veineux ou artériels intracrâniens [Scotti 05] et, de ce fait est couramment utilisée en routine clinique en tant qu'examen pré-opératoire.

A la différence du CT scanner, du fait de l'absence de rayonnement ionisant, l'ARM est une technique d'imagerie 3D non-invasive et aucun effet indésirable provoqué par l'utilisation d'ondes radio pour l'étude du corps humain n'a, à ce jour, été rapporté. Les agents de contraste paramagnétiques les plus utilisés en angiographie RM sont basés sur le gadolinium (Gd^{64}). Ces substances provoquent rarement des réactions allergiques, cependant des précautions doivent être prises dans certains rares cas. Par exemple, lorsque le patient présente un déficit rénal une hémodialyse peut être recommandée suite à l'administration de l'agent de contraste. Les tissus ou les fluides qui fixent l'agent de contraste, dans notre cas l'arbre vasculaire cérébral, apparaissent très intenses sur des images T1.

L'ARM est une technique parfaitement adaptée à la segmentation pré-opératoire de l'arbre vasculaire. De par les informations que l'ARM fournit sur la structure vasculaire au voisinage de la tumeur, elle est cohérente avec la procédure chirurgicale et, de plus, elle ne présente pas de risques cliniques pour le patient. Pour les patients dont la condition n'impose pas cet examen, la qualité de la réalisation de l'intervention avec l'aide d'un neuronavigateur est probablement à même de contrebalancer le coût supplémentaires engendrés par l'ARM.

2.2.1.2 Segmentation

La qualité des images obtenues par l'ARM avec injection de produit de contraste a permis le développement de nombreuses techniques de segmentation [Kirbas 04]. Un certain nombre d'entre elles sont implémentées dans les bibliothèques de traitement d'images accessibles librement, telles que *The Insight Segmentation and Registration Toolkit* (ITK)³ [Enquobahrie 07]. Nous avons pour notre part opté pour une stratégie plus simple, identique à celle choisie par Reinertsen et al. [Reinertsen 07a], qui consiste à effectuer un seuillage basé sur les niveaux de gris de l'image.

La segmentation est effectuée de manière semi-automatique en quatre temps :

1. Les contours du cerveau sont identifiés manuellement dans chaque coupe du volume MR afin de restreindre la segmentation aux vaisseaux situés à l'intérieur du cerveau ;
2. Un seuil optimal est ajusté manuellement de manière à saisir le plus grand nombre

²*Magnetic Resonance Angiography*, en anglais.

³www.itk.org

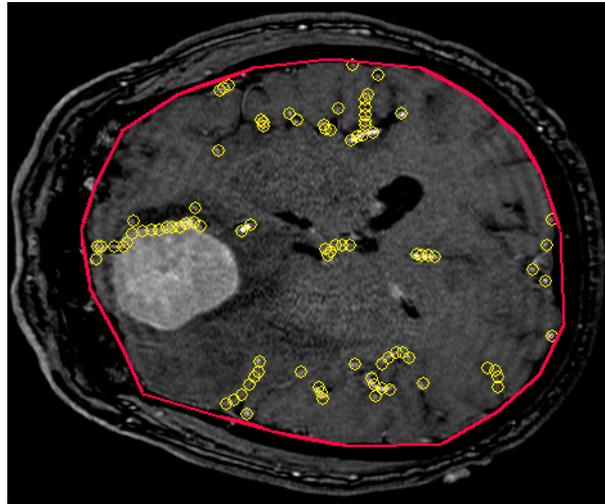


FIG. 2.1 – Segmentation semi-automatique du volume ARM. Les contours du cerveau apparaissent en rouge. Les points segmentés dans l'image sont marqués par des cercles jaunes.

de vaisseaux visibles dans le volume. La validation du seuil se fait par inspection des coupes qui composent le volume de données ;

3. Les artefacts grossiers sont éliminés sur la base d'un critère de proximité i.e. tout points segmenté situé à plus de 10 mm d'un autre est éliminé ;
4. L'opérateur vérifie enfin la cohérence du nuage de points segmentés et en élimine manuellement les éventuels artefacts.

La fig. 2.1 montre une coupe segmentée issue d'un volume ARM type, constitué de 120 coupes de 512×512 pixels et dont les voxels ont des dimension des $0.45 \times 0.45 \times 1$ mm. Ces paramètres sont représentatifs de l'ensemble des volumes produits par le service IRM du CHU de Grenoble et que nous avons pu traiter avant chaque intervention.

La segmentation manuelle reste une procédure longue et contraignante. Nous n'avons pas, dans un premier temps, cherché à en améliorer l'ergonomie. Des pistes intéressantes pourraient être explorées dans le futur, notamment en envisageant des algorithmes de type croissance de région [Descoteaux 04]. Nous pensons toutefois que la vérification manuelle de la segmentation reste une étape incontournable, plus particulièrement dans le cas d'images pathologiques, telle que celle présentée sur la fig. 2.1 où la tumeur hyperintense a produit un grand nombre d'artefacts qui ont dû être éliminés manuellement dans notre procédure et qui pourraient aisément induire en erreur des algorithmes plus sophistiqués. Une segmentation de la région tumorale permettrait d'exclure la recherche de vaisseaux internes à la lésion, mais alors l'algorithme pourrait être amené à considérer comme faux positifs des vaisseaux particulièrement pertinents pour notre suivi de déformation.

2.2.2 Echographie Doppler

2.2.2.1 Adéquation de la technique au suivi de l'arbre vasculaire

L'imagerie échographique ou US⁴ est très largement répandue dans les centres de soins du fait de ses faibles coûts d'acquisition et d'utilisation (moins de 10% de ceux d'un IRM) ainsi que de sa non-invasivité (pas de produit de contraste, pas d'irradiation). Son principe technique repose sur la réflexion d'ondes sonores à haute fréquence par les différentes couches de tissus traversées, dont l'analyse permet au clinicien de visualiser la structure anatomique de l'organe observé.

L'imagerie US Doppler ajoute à la vision anatomique une représentation des écoulements de fluides (sang ou autres) au sein de l'organe. On peut donc la considérer comme une imagerie fonctionnelle étant donné que les images obtenues permettent de connaître la vitesse et la direction des flux observés. Comme son nom l'indique, cette modalité repose sur l'effet Doppler. Lorsque des parois internes de l'organe se déplacent, elles modifient la fréquence de l'onde réfléchie qui est alors plus élevée ou plus basse que la fréquence nominale de la sonde selon le sens du déplacement. L'amplitude du décalage en fréquence permet alors d'en estimer la vitesse. Cette technique d'imagerie est utilisée principalement pour étudier les écoulements sanguins au niveau du cœur ou des artères. La vitesse du flux est encodée à l'aide d'une échelle de couleurs et l'image ainsi formée est superposée à l'image anatomique en noir et blanc, en B-mode⁵, pour former une image composite dite M-mode⁶.

Deux techniques d'imagerie Doppler sont disponibles sur les échographes : le mode **Color Doppler** et le mode **Power Doppler**. Le premier présente une résolution moindre mais permet de déterminer le sens des écoulements par rapport au plan échographique de la sonde. Le deuxième mode s'appuie sur le même principe physique mais plutôt que de représenter la vitesse du flux dans l'image composite, il affiche la puissance (*power*) de l'onde US réfléchie. Les principes techniques de ces deux modes d'imagerie et leurs applications cliniques sont discutés dans [Martinoli 98]. Nous avons pu évaluer les deux modes de visualisation et avons retenu le Power Doppler pour sa sensibilité supérieure permettant de localiser des vaisseaux de 1 mm de diamètre environ. Le mode Color Doppler ne nous a permis d'observer que des vaisseaux de dimensions bien supérieures, essentiellement les artères du polygone de Willis avec, la plupart du temps, une absence totale de signal dans les régions corticales et sous-corticales au voisinage de la tumeur.

Un exemple d'images US Power Doppler est donné dans la fig. 2.2. Dans le coin supérieur droit, l'échelle de couleurs indique le niveau de puissance du signal recueilli. La fenêtre Doppler est entourée d'un rectangle bleu lequel, ici, recouvre l'ensemble du champ exploré par la sonde. Les zones en couleur sont superposées par dessus l'image B-mode. Enfin l'échelle de profondeur graduée tous les centimètres est affichée sur la droite avec

⁴De l'anglais, *ultrasound*.

⁵De l'anglais, *brilliance mode*.

⁶De l'anglais, *multi mode*.

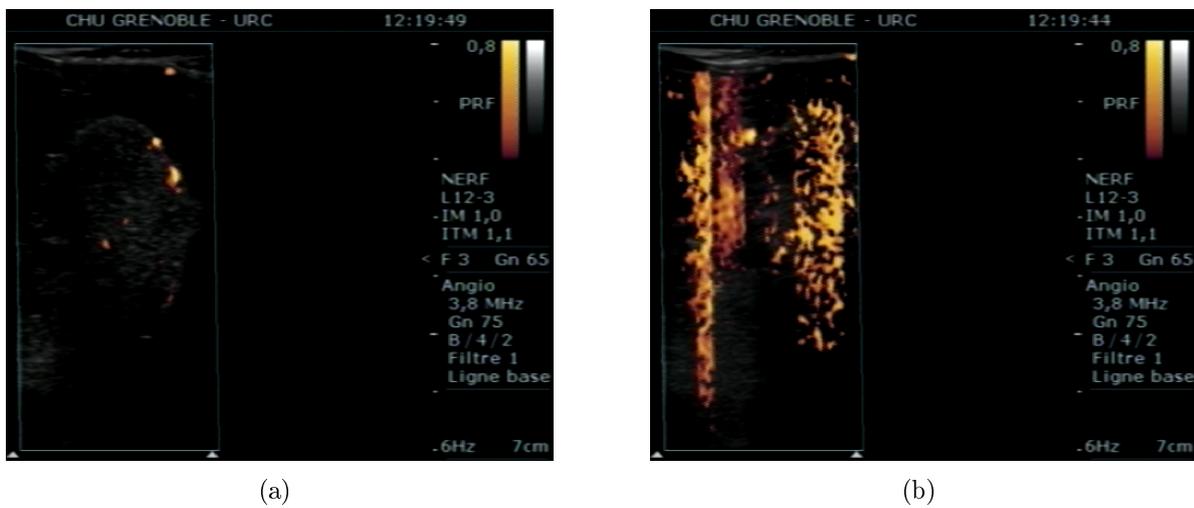


FIG. 2.2 – (a) Exemple d'image Power Doppler. (b) Image Power Doppler avec un bruit d'acquisition important.

la profondeur maximale, 7 cm dans notre cas, indiquée dans le coin inférieur droit.

Une des limitations de l'échographie Doppler est sa grande sensibilité au bruit. En effet, l'appareil identifie non seulement les mouvements dus au flux sanguins mais également les déplacements de tout ou partie de l'organe. Ainsi une variation de pression appliquée à la sonde posée sur le cerveau peut produire une compression des tissus, laquelle se répercute dans l'image en formant une zone très étendue de signal orienté dans la direction d'émission des ultrasons. La fig. 2.2-b montre un exemple d'artefact obtenu avec la sonde linéaire que nous avons utilisée au bloc opératoire. Le mode Color Doppler possède en cela l'avantage de ses inconvénients puisque de par sa plus faible sensibilité il est moins sujet au bruit que le mode Power Doppler.

L'imagerie Power Doppler a déjà été utilisée dans le contexte de la neurochirurgie pour suivre le déplacement des vaisseaux sanguins. Une approche du brain-shift basée sur la localisation des vaisseaux a été présentée dans [Lee 00] et plus récemment la validation clinique d'une technique similaire a été publiée dans [Reinertsen 07b]. Nous pouvons donc considérer que l'arbre vasculaire est une structure représentative de la déformation subie par le cerveau lors d'une intervention neurochirurgicale. Une étude récente sur la reconstruction 3D de l'arbre vasculaire à l'aide de l'imagerie Power Doppler intracrânienne a conclu que '*la relation anatomique entre les structures vasculaires et la tumeur est claire*' [Yasuda 03], ce qui confirme que l'analyse des déplacements des vaisseaux autour d'une lésion permet de retrouver la position des limites tumorales.

Les qualités de visualisation des flux sanguins, la facilité de mise en œuvre au bloc opératoire ainsi que son innocuité pour le patient, font de l'échographie Power Doppler per-opératoire un outil choix pour l'exploration des déplacements tissulaires au cours d'une intervention. La section 2.2.2.2 décrit les procédés d'acquisition et de segmentation

des images Power Doppler que nous avons implémentés.

2.2.2.2 Acquisition et segmentation

Notre système est connecté à la sortie vidéo de l'échographe ce qui lui permet d'acquérir en temps-réel les images produites par celui-ci au cours de l'intervention. Le signal vidéo est encodé numériquement et transféré à l'ordinateur au moyen d'une carte d'acquisition externe. Le boîtier utilisé est le convertisseur DFG/USB2-It PAL/NTSC vers USB fabriqué par The Imaging Source Europe GmbH⁷. Ce boîtier est à la fois de petite taille et alimenté directement par le port USB, ce qui en réduit fortement l'encombrement au bloc opératoire.

Les images PAL 768×576 sont encodées en images UyVy 16 bits ce qui permet de maintenir un niveau acceptable de qualité d'image en couleurs tout en économisant un tiers de l'espace que nécessiterait l'enregistrement d'images RGB 24 bits. Etant donné le taux de rafraîchissement du boîtier et les délais d'accès disque lors de l'écriture des fichiers, la fréquence d'acquisition des images est d'environ trois par seconde. Cette fréquence pourrait être doublée en n'enregistrant que les pixels correspondant à la région d'intérêt dans l'image de l'échographe mais nous avons opté pour plus de sécurité lors des essais préliminaires en conservant l'ensemble de l'information affichées sur l'écran de l'appareil. Cette optimisation sera toutefois mise en place dans le futur afin d'augmenter la quantité de données recueillies.

Lors des acquisitions US réalisées *in vivo* nous avons pu observer que le diamètre apparent des vaisseaux varie en fonction du rythme cardiaque du patient. Un vaisseau de petite taille peut ainsi apparaître dans une image puis disparaître lorsque la vélocité du flux sanguin tombe en dessous de la sensibilité de l'échographe, pour réapparaître ensuite au moment de la systole. Du fait du caractère cyclique de ce phénomène, un diamètre moyen pourrait être estimé afin de caractériser de façon plus précise le vaisseau en question mais cela réduirait considérablement notre fréquence d'acquisition d'images, sans mentionner les problèmes pratiques soulevés par la stabilisation de la sonde dans un plan fixe pour la durée d'un cycle cardiaque.

Notre démarche mise sur la quantité et l'amplitude de la distribution spatiale des données dans le volume du cerveau plutôt que sur la qualité d'un nombre réduit de points. Chaque vaisseau identifié dans les images US Power Doppler est ainsi caractérisé uniquement par son centre i.e. le point supposé appartenir à l'axe central du vaisseau et qui, par symétrie des effets de la variation de la pression sanguine, ne subit pas les oscillations que connaît le diamètre. Cette hypothèse quoique raisonnable s'écarte un peu de la réalité car la palpitation n'altère pas chaque vaisseau individuellement à la manière d'une expansion/contraction centrée sur son axe, mais concerne bien tout le volume parenchymal. En effet, les contractions infinitésimales de centaines de vaisseaux se combinent en un mouvement macroscopique qui peut parfois se traduire visuellement par

⁷<http://www.theimagingsource.com>

une oscillation de la surface corticale. Ce phénomène quoique observé au bloc opératoire présente une difficulté de modélisation supplémentaire, du fait notamment de son caractère dynamique dépendant du rythme cardiaque du patient. Nous le soulignons donc ici et plaçons sa modélisation dans la longue file d'attente des travaux à venir.

Une fois l'acquisition US terminée et les images sauvegardées sur le disque dur, l'identification des vaisseaux présents dans les images Doppler est faite de la manière suivante :

1. Les pixels de la zone d'intérêt de chaque image US sont convertis en niveau de gris représentant leur degré de couleur puis seuillés pour ne retenir que ceux associés au signal Doppler ;
2. Les régions non-nulles et connexes de l'image ainsi obtenue forment ce que l'on appelle des 'taches'. Leur forme est caractérisée au moyen d'une Analyse en Composantes Principales (ACP) ;
3. Les taches sont évaluées et les centres de gravité de celles qui sont retenues constituent l'ensemble final de vaisseaux.

Ces trois étapes de segmentation sont détaillées ci-dessous :

1) Calcul de la saturation. La couleur de chaque pixel de la région d'intérêt est caractérisée par les proportions des composantes rouge, verte et bleue⁸ qui la constituent. Ces valeurs définissent les 'coordonnées' de la couleur dans l'espace colorimétrique RGB. Il est possible de convertir les coordonnées d'une couleur vers un espace dont les composantes permettent d'en exprimer le degré de coloration. Cet espace est appelé Teinte-Saturation-Valeur (TSV)⁹. La composante de saturation S , comprise entre 0 et 1, caractérise l'éclat de la couleur. Elle se déduit des coordonnées RGB de la façon suivante. Soit $M = \max\{R, G, B\}$ et $m = \min\{R, G, B\}$, alors la valeur de S est donnée par :

$$S = \begin{cases} 0 & \text{si } M = 0 \\ 1 - \frac{m}{M} & \text{sinon} \end{cases}$$

Les pixels correspondant au signal B-mode, en niveaux de gris, ont une valeur de S nulle, contrairement au pixels de l'image représentant un flux sanguin. Un seuillage est ensuite appliqué à l'image en niveau de gris ainsi formée afin d'en éliminer le bruit dû à la conversion numérique du signal vidéo. Seuls les pixels pour lesquels $S > 5\%$ sont retenus dans l'image dite 'de saturation' finale.

2) ACP. Les taches connexes sont définies dans l'image de saturation au sens de la 8-connexité. Pour chaque tache une ACP des coordonnées de l'ensemble de ses pixels est calculée en tenant compte de la valeur de saturation associée à chaque pixel. L'intensité du signal Doppler est plus importante au centre des vaisseaux qu'à la périphérie du fait des variations de vitesse du flux. La prise en compte de S dans le calcul de l'ACP permet donc de favoriser dans le calcul du centre de gravité les pixels proches du flux sanguin maximal.

⁸RVB ou *Red, Green, Blue*, en anglais.

⁹*Hue-Saturation-Value* (HSV), en anglais.

L'analyse fournit le centre de gravité de la tache ainsi que les deux axes principaux. Les dimensions de la boîte englobante selon les axes de la tache sont calculées afin d'en approximer l'aspect par un rectangle.

3) Elimination des artefacts. A l'issue de cette étape seules les taches susceptibles d'être produites par un vaisseau sont retenues. A cette fin, trois critères de sélection sont utilisés. Le premier critère, simple, concerne l'étendue de la tache. Les taches dont la surface excède 10 mm^2 sont rejetées. Le deuxième critère considère les proportions de la boîte englobante de la tache et permet de rejeter les taches excessivement étirées selon une de leurs dimensions, comme celles produites par le bruit Doppler. Les proportions sont calculée en divisant la plus grande dimension par la plus petite et seules les taches pour lesquelles cette valeur est comprise entre 1 et 2 sont retenues. Ce qui correspond à un angle d'incidence entre le plan échographique et un vaisseau idéalement cylindrique de $\pm 30^\circ$. Finalement le dernier critère permet de rejeter les taches dont la taux de pixels non-nuls s'éloigne de celui obtenu pour une tache idéalement elliptique inscrite dans sa boîte englobante. Le rapport entre la surface d'une ellipse et celle du rectangle circonscrit orienté le long de ses axes est $\pi/4$. Les taches retenues au final sont celles dont le taux de remplissage ne s'écarte pas de plus de 10% de cette valeur. Finalement, l'ensemble des centres de vaisseaux retenus est constitué par tous les centres de gravité des taches respectant ces trois critères.

Le résultat de la segmentation pour les deux images présentées précédemment est montré dans le fig. 2.3. La segmentation de la première image donne le bon résultat en identifiant les quatre vaisseaux qui y sont présents. La segmentation de la deuxième image ignore le bruit Doppler et seuls quatre taches subsistent dont il est difficile de dire si elles correspondent à des vaisseaux ou non. Peu d'images contiennent du bruit dans des proportions semblables à celle montrée en exemple ici. Selon les acquisitions, environ une image sur dix ou sur vingt contient une traînée de signal Doppler dont quelques points seulement sont retenus par erreur. L'ensemble de ces faux centres de vaisseaux reste donc négligeable par rapport à la grande quantité d'informations extraites du volume d'images.

La technique de segmentation décrite ici rejette certaines taches alors qu'elles représentent des vaisseaux. Lorsque leur géométrie est, par exemple, trop étirée elles peuvent être aisément confondues avec du bruit et éliminées. Nous misons ici, une fois de plus, sur la grande quantité d'images acquises lors d'un balayage. Il est alors probable qu'un même vaisseau soit coupé sous des incidences différentes par plusieurs plans dont un, au moins, satisfera la condition sur l'angle d'incidence formulée à l'étape 3.

Nous n'avons pas tenté d'améliorer outre mesure la robustesse de notre algorithme vis-à-vis du bruit Doppler étant donné que l'habileté de l'opérateur et la qualité du matériel jouent un rôle important lors des acquisitions. Mentionnons enfin que Reinertsen et al. présentent des jeux de données dont ce bruit est absent, ce qui nous porte à croire que ce problème peut être résolu à la source, par un choix plus judicieux de couplant ou de modèle de transducteur, sans pour autant aller jusqu'à augmenter la taille de la craniotomie pour permettre une acquisition plus propre comme les auteurs le suggèrent

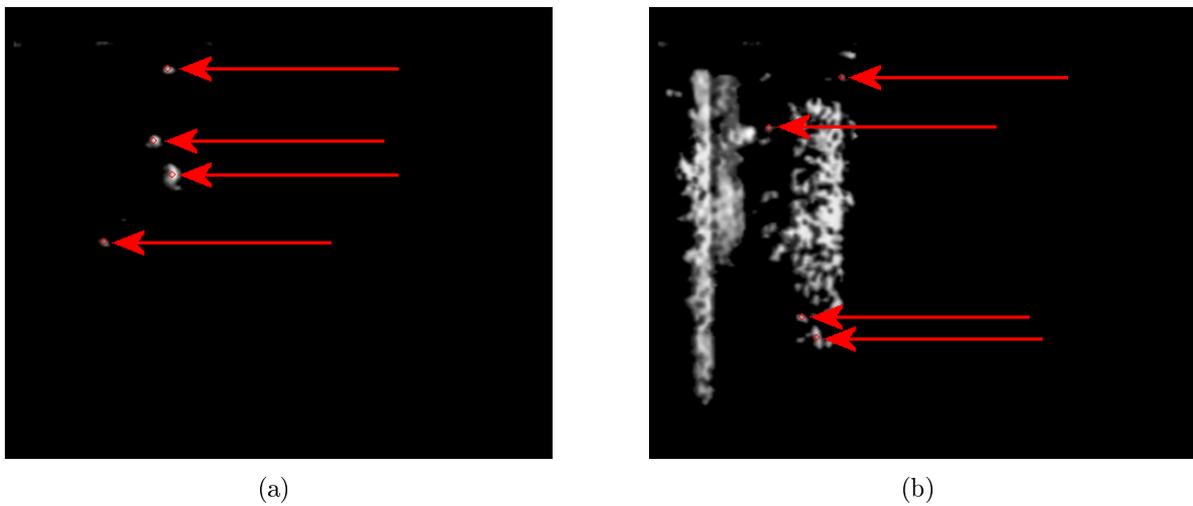


FIG. 2.3 – Les centres des vaisseaux retenus sont désignés par les flèches. (a) Image segmentée correctement. (b) Image bruitée segmentée avec des artefacts.

dans [Reinertsen 07a].

La procédure décrite ici rejette en grande partie le bruit spécifique à la modalité Doppler. Il peut par contre subsister à l'issue de la segmentation des points dus au déplacement de fluides autres que le sang. Nous avons ainsi pu observer du signal Doppler à l'intérieur des ventricules où le recalage rigide avec l'angio-IRM n'avait pas montré la présence de vaisseaux. Nous en déduisons que le flux de LCR à l'intérieur du système ventriculaire est susceptible de produire des signaux de nature semblable à ceux engendrés par l'écoulement sanguin.

En résumé, notre stratégie repose sur l'hypothèse que l'ensemble des artefacts évoqués ci-dessus reste largement négligeable par rapport à la quantité d'information concernant l'arbre vasculaire recueillie. Nous préconisons, comme nous l'avons mentionné plus haut, un balayage redondant de la région d'intérêt par le plan échographique, sous des incidences variées car cela a pour conséquence de creuser favorablement la disproportion entre les vaisseaux segmentés correctement et les faux positifs. En effet plusieurs balayage d'un même vaisseau produiront un signal multiple localisé en un seul site tandis que le caractère aléatoire du bruit aura tendance à en disperser la répartition. L'étape de recalage élastique permet, comme nous allons le voir dans la section 2.4, de donner un rôle prépondérant aux données concentrées par rapport aux données éparses.

2.3 Localisation de l'arbre vasculaire

2.3.1 Localisation d'outils

La matériel utilisé couramment en GMCAO pour déterminer la position de l'ancillaire chirurgical est appelé 'localisateur'. Un localisateur est capable de de suivre plusieurs référentiels en trois dimensions. La matrice de transformation entre deux référentiels calculée par le localisateur est la combinaison d'une rotation suivie d'une translation. De ce fait, un tel dispositif ne peut que suivre des déplacements rigides de solides, ce qui nous convient puisque nous désirons associer rigidement un référentiel aux entités localisées : sonde échographique, palpeur, tête du patient.

De nombreuses techniques de localisation ont été développées, reposant sur le principe de la triangulation spatiale à l'aide d'ondes acoustiques, optiques, et même ondes radar dans une récente publication qui en propose l'emploi dans le contexte du bloc opératoire [Vossiek 07]. Chaque dispositif possède ses avantages et inconvénients, que nous n'allons détailler ici que pour les deux techniques les plus utilisées en pratique que sont la localisation électromagnétique et la localisation optique.

Localisation électromagnétique. Un champ magnétique variable est généré par une antenne dite 'base'. Les capteurs de position sont équipés de bobines à induction et lorsqu'ils sont immergés dans le champ magnétique, la tension induite est mesurée par le système. Du fait de son axisymétrie, une bobine permet de définir 5 degrés de liberté (3 translation et 2 rotations, la dernière rotation étant indéterminée). Un capteur muni de deux bobines permet de suivre tous les déplacements rigides d'un référentiel en identifiant les 6 degrés de liberté du mouvement. La puissance du champ magnétique généré par la base permet une utilisation sans risque à proximité et même à l'intérieur du corps humain. De ce fait des applications telles que le suivi d'une aiguille lors d'une ponction sont envisageables. Il suffit pour cela d'équiper l'extrémité du guide de ponction d'un capteur à 5 d.d.l. de petites dimension dont la localisation permet de amener la pointe de l'aiguille précisément sur la cible. Cette technique de localisation souffre cependant d'un manque de précision du fait de nombreux parasites électromagnétiques engendrés dans le bloc opératoire par la table d'opération métallique et motorisée ou un transducteur échographique. Un autre inconvénient de la localisation magnétique est que chaque capteur doit être relié par un fil à la base ce qui ne va pas sans créer un surcroît d'encombrement autour du champ opératoire.

Localisation optique. La localisation optique repose sur le principe de la triangulation par stéréoscopie. Deux caméras calibrées observent des marqueurs émettant des rayons infra-rouges (IR). Ces marqueurs peuvent être soit 'actifs' ou 'passifs'. Les marqueurs actifs équipés de diodes IR émettent leur propre lumière tandis que les marqueurs passifs, recouverts d'une couche rétro-réfléchissante, se contentent de réfléchir les rayons IR envoyés par les diodes situées au niveau des caméras. Contrairement aux marqueurs passifs, les marqueurs actifs doivent être connectés au système et sont de ce fait peu



FIG. 2.4 – (a) Localisateur Polaris® monté sur un trépied. (b) Corps rigide formé de trois marqueurs rétro-réfléchissants, isolé dans une housse stérile.

utilisés. Chaque marqueur identifie un point dans l'espace. Un ensemble de 3 marqueurs formant une triangle non-ambigu¹⁰ définit un référentiel à 6 d.d.l. Les localisateurs optiques ont un champ de vision assez large et peuvent être placés loin du champ opératoire cependant une ligne de vue entre les caméras et les référentiels suivis doit être préservée, ce qui constitue la complication essentielle de leur usage. Il faut noter aussi que les caméras dotées de filtre IR restent sensibles aux parasites créés par les reflets, les sources de chaleur importantes (ventilation des appareils) ou encore les fluctuations d'air engendrées par le flux laminaire d'un bloc opératoire.

Etant donnée notre expérience avec les deux types de système, nous avons décidé d'utiliser la localisation optique pour le suivi des instruments lors des interventions de neurochirurgie. Un système Polaris®¹¹ nous permet de suivre dans l'espace l'évolution de 'corps rigides' composés de 3 marqueurs rétro-réfléchissants. Le champ de visibilité s'étend entre 1 et 2 m à partir des deux caméras et mesure approximativement 1 m de haut et 1 m de large. Pour ce qui est de la précision de la localisation, le fabricant donne un RMS de 0.35 mm ce qui est en accord avec nos observations.

La Fig. 2.4-a montre le Polaris® monté sur un trépied permettant une orientation facile de sa tête afin d'optimiser l'angle de vue vers le champ opératoire. Sur la fig. 2.4-b on peut voir un corps rigide monté sur le transducteur échographique. L'outil venant en contact avec le patient, l'ensemble sonde + corps rigide doit être isolé du champ opératoire par une housse stérile transparente.

Lors de la phase de suivi le Polaris® fournit au logiciel les informations sur la position relative d'un corps rigide définissant un référentiel $R1$ par rapport au référentiel défini par le système de caméras stéréoscopiques du localisateur $RLoc$. Cette information est représentée par une matrice 4×4 qui opère sur un point 3D \mathbf{p} en convertissant ses coordonnées homogènes du référentiel $R1$ vers le référentiel $RLoc$.

$$[\mathbf{p}]_{RLoc} = M_{RLoc-R1} [\mathbf{p}]_{R1}$$

¹⁰C'est-à-dire un triangle dont les sommets peuvent être identifiés en considérant les longueurs de ses arêtes.

¹¹Norther Digital Inc., Canada.

Cette transformation peut se décomposer en une rotation suivie par une translation. La matrice 4×4 est constituée d'une matrice 3×3 de rotation r et d'un vecteur 3×1 de translation t . Ainsi :

$$M_{R_{Loc} \leftarrow R1} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} & t_1 \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} & t_2 \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} & t_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

Les coordonnées homogènes 4×1 du point \mathbf{p} dans le référentiel R s'écrivent :

$$[\mathbf{p}]_R = \begin{pmatrix} p_1 \\ p_2 \\ p_3 \\ 1 \end{pmatrix}$$

Pour des raisons pratiques le référentiel R_{Loc} n'est pas considéré comme un système de coordonnées fixe. En effet, étant donné que le localisateur est susceptible, en fonction des conditions d'acquisition, d'être déplacé au cours d'une intervention pour trouver la ligne de vue optimale, il n'est pas prudent de le choisir pour représenter un référentiel immobile dans l'espace du bloc opératoire. Pour contourner ce problème lorsque plusieurs corps rigides sont utilisés, l'un d'eux définit le système de coordonnées absolues dans lequel seront menés tous les calculs. La conversion de coordonnées entre deux référentiels $R1$ et $R2$ est effectuée en faisant appel temporairement au référentiel R_{Loc} , par la règle de composition suivante :

$$[\mathbf{p}]_{R2} = M_{R2 \leftarrow R_{Loc}} M_{R_{Loc} \leftarrow R1} [\mathbf{p}]_{R1}$$

où la matrice $M_{R2 \leftarrow R_{Loc}}$ est obtenue en inversant la matrice de passage obtenue à partir du localisateur :

$$[\mathbf{p}]_{R2} = M_{R_{Loc} \leftarrow R2}^{-1} M_{R_{Loc} \leftarrow R1} [\mathbf{p}]_{R1} \quad (2.1)$$

2.3.2 Localisation de l'arbre vasculaire pré-opératoire

La première étape de l'intervention est la localisation de l'arbre vasculaire de référence i.e. le calcul de la position physique dans l'espace du patient de l'arbre vasculaire segmenté à partir de l'angio-IRM. Le référentiel, appelé ' R_{Head} ', définissant l'espace physique du patient est matérialisé par un corps rigide fixé au cadre stéréotactique qui soutient sa tête. L'ensemble des calculs est fait, après conversion de coordonnées, dans ce référentiel.

Avant l'acquisition du volume d'images ARM, un ensemble de 5 à 10 marqueurs cutanés est placé sur la tête du patient. Ces marqueurs sont clairement visibles dans les images RM (fig. 2.5-a) et leurs coordonnées y sont identifiées manuellement lors de la phase pré-opératoire de planning. Une fois la tête du patient installée dans le cadre stéréotactique, et

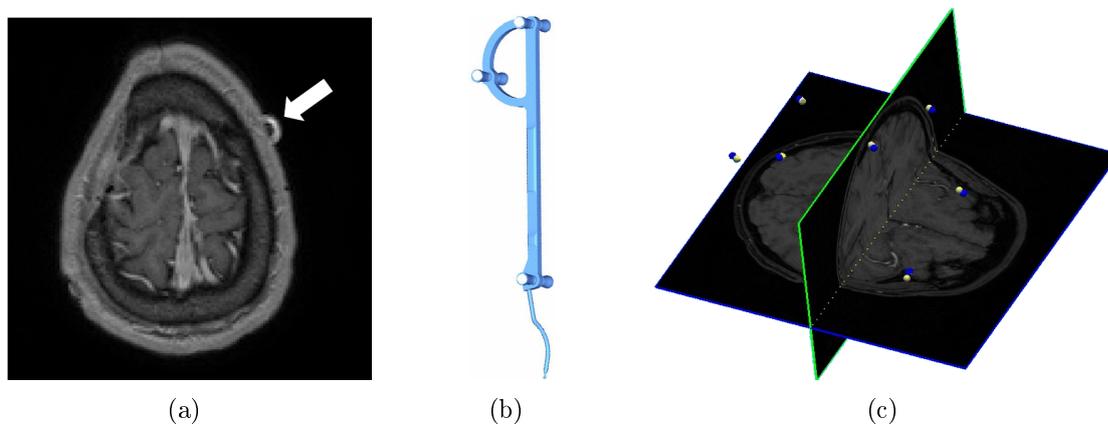


FIG. 2.5 – (a) Coupe axiale tirée du volume IRM pré-opératoire où apparaît un marqueur cutané (flèche). (b) Corps rigide ‘palpeur’. (c) Données pré-opératoires IRM recalées dans l’espace du patient. Les marqueurs segmentés sont représentés par les points jaunes, et les marqueurs numérisés, par les points bleus.

le référentiel $RHead$ monté dessus, chacun de ces marqueurs est ‘numérisé’ dans l’espace physique de $RHead$ à l’aide d’un palpeur calibré et suivi par le localisateur (fig. 2.5-b). Le nuage de points ainsi obtenu est recalé rigidement vers leurs équivalents dans l’espace de l’image RM au moyen d’une procédure de minimisation de type Arun [Arun 87]. La fig. 2.5-c montre en trois dimensions une coupe coronale et axiale recalées par rapport aux marqueurs numérisés dans le référentiel $RHead$.

L’approche par palpation de marqueurs a été choisie afin de tirer parti du protocole de navigation neurochirurgicale déjà mis en œuvre au bloc de neurochirurgie du CHU de Grenoble et réalisé à l’aide du système SurgiScope®¹². Cependant cette technique est loin d’être la plus adaptée et une approche plus robuste peut être envisagée. En effet, la numérisation des points est entachée d’erreur du fait des mouvements de la peau du patient et parfois la conception des marqueurs cutanés rend cette acquisition incertaine lorsque le point de numérisation ou le centre de la segmentation ne sont pas définis précisément.

Une solution plus fiable consiste à numériser à l’aide du palpeur calibré décrit ci-dessus les parties du visage du patient tels que les sourcils, le nez ou les pommettes puis d’effectuer un recalage rigide entre ces données et les mêmes surfaces anatomiques identifiées dans le volume de données pré-opératoires. Cette procédure ainsi que d’autres approches similaires sont décrites en détail dans [Audette 00]. Pour les raisons pratiques mentionnées plus haut, n’avons toutefois pas implémenté cette technique.

¹²ISIS, Intelligent Surgical Instruments & Systems, Saint Martin d’Hères, France.

2.3.3 Localisation de l'arbre vasculaire per-opérateur

2.3.3.1 Calibrage de la sonde échographique

La suivi de tissus per-opérateur est réalisé à l'aide d'une sonde échographique 2D localisée. Le transducteur est équipé d'un corps rigide définissant ainsi un référentiel *RProbe*. Le suivi de ce corps rigide permet alors d'enregistrer la position de la sonde par rapport à la tête du patient, équipée du référentiel *RHead*. Le calibrage est la procédure qui permet d'établir la relation entre les coordonnées d'un pixel de l'image produite par l'échographe et la position physique de ce même pixel dans l'espace physique du référentiel *RProbe*.

La conversion entre ces deux systèmes de coordonnées, image US et *RProbe*, est une composition d'homothétie, ou changement d'échelle, suivie d'une transformation rigide, et peut s'écrire sous la forme d'une matrice 4×4 . Elle est en général obtenue en analysant un ensemble d'images US localisées d'une structure, dite 'fantôme', dont la géométrie est connue. Une fois le fantôme segmenté dans l'ensemble d'images acquises, la correspondance entre ses coordonnées dans les images et celles, connues, dans l'espace physique permet de calculer la position par rapport à *RProbe* ainsi que les dimensions des pixels des images US. Les fantômes utilisés pour le calibrage de sondes US peuvent être constitués de fils [Detmer 96] [Carr 96] ou de plans [Prager 98]. Nous avons opté pour la méthode de numérisation à main levée de membrane plane présentée dans [Lango 00], et dont l'implémentation était déjà disponible dans notre librairie de programmes.

La préparation et l'exécution de la procédure de calibrage requièrent environ 30 minutes. Cette procédure est réalisée avant l'intervention et la matrice de calibrage résultante est sauvegardée dans un fichier binaire pour être lue par le système lors de son installation au bloc opératoire. Pour ce faire nous nous assurons que le corps rigide *RProbe* reste solidement fixé sur le transducteur entre ces deux phases ou que le montage et démontage du corps rigide se font par le biais d'un système dit 'reproductible' et dont la conception mécanique garantit la précision et l'unicité du montage.

Le calibrage de la sonde US est réalisé avec différents réglages de fréquence et donc de profondeur de pénétration des tissus. Au cours de l'intervention, en fonction des structures visibles par échographie, le meilleur réglage est choisi et la matrice de calibrage adéquate est lue puis exploitée par le système comme le décrit la section suivante.

2.3.3.2 Acquisition d'images échographiques per-opérateurs

Lorsqu'une déformation importante du cerveau survient et les données pré-opérateurs ne correspondent plus à la situation réelle de l'organe, le chirurgien effectue une acquisition échographique de la région d'intérêt. Le transducteur US est mis en contact avec le cerveau du patient à travers la craniotomie et un mouvement de rotation lui est manuellement

imprimé de sorte que le plan échographique balaye la partie du cerveau la plus étendue possible autour de la tumeur.

Le transducteur US est localisé par rapport au référentiel physique du patient $RHead$. L'ensemble d'images acquises au cours du balayage, enregistrées avec leurs positions spatiales respectives, forme ce que l'on appelle un 'pseudo-volume'. L'orientation spatiale du transducteur par rapport à $RHead$ lors de l'acquisition de l'image i est définie par une matrice $M_{RHead \leftarrow RProbe}^i$ calculée à l'aide de la règle (2.1) :

$$M_{RHead \leftarrow RProbe}^i = M_{RLoc \leftarrow RHead}^{-1} M_{RLoc \leftarrow RProbe}^i$$

Après que la série d'images a été acquise, la procédure de segmentation décrite précédemment est appliquée au pseudo-volume, donnant l'ensemble des centres des vaisseaux contenus dans chaque image. Les coordonnées de ces points dans les images sont converties en coordonnées physiques dans l'espace du patient à l'aide de la matrice de calibrage de la sonde $M_{RProbe \leftarrow US}$ et de la position du transducteur par rapport à $RHead$, $M_{RHead \leftarrow RProbe}^i$.

Ainsi, dans l'image i chaque vaisseau segmenté \mathbf{v} , de coordonnées dans l'image US i $[\mathbf{v}]_{US}$, est converti en vaisseau, de coordonnées physiques $[\mathbf{v}]_{RHead}$ dans le référentiel attaché à la tête du patient, de la façon suivante :

$$[\mathbf{v}]_{RHead} = M_{RHead \leftarrow RProbe}^i M_{RProbe \leftarrow US} [\mathbf{v}]_{US}$$

2.4 Recalage élastique de l'arbre vasculaire

Les données issues des étapes de localisation de l'arbre vasculaire décrites ci-dessus sont de natures distinctes. La forme et la connectivité de l'arbre vasculaire obtenu à partir des données pré-opératoires est presque continue, les dimensions des voxels qui le constituent sont approximativement de $0.4 \times 0.4 \times 1.0$ mm, l'ensemble de la tête du patient est contenu dans le volume de données, et la segmentation réalisée n'engendre pour ainsi dire pas d'artefacts dans la reconstruction de l'arbre.

D'un autre côté, les images US Doppler enregistrées lors du balayage manuel per-opératoire ne couvrent qu'une fraction du volume du cerveau. Selon l'habileté de l'opérateur, les images composant le pseudo-volume peuvent être plus ou moins régulièrement réparties dans l'espace, certaines régions comportant des acquisitions multiples tandis que d'autres, quoique à la portée du faisceau US, sont délaissées. La résolution de l'image est comparable à celle de l'IRM avec des dimension de pixel de l'ordre de 0.2×0.2 mm.

Comme nous l'avons vu dans la partie traitant de la segmentation, aucune information structurale ne peut être extraite de l'analyse du pseudo-volume US Doppler. La tâche qui incombe à l'algorithme de recalage est donc d'estimer une transformation élastique entre la **configuration courante**, per-opératoire, de l'arbre vasculaire définie par un nuage de points épars, redondants, incomplet et bruités, d'une part, et sa **configuration de**

référence définie par les données complètes et propres obtenues à partir de l'imagerie pré-opératoire. Le champ de déplacements des vaisseaux est alors calculé à partir de la correspondance établie entre ces deux structures. Chaque vecteur de ce champ a pour origine un point de la configuration de référence et désigne un point de la configuration courante, déformée.

2.4.1 Cadre général

2.4.1.1 Introduction

Un recalage élastique est une application $R : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ qui minimise une certaine erreur de recalage, ou plutôt, une **énergie de recalage** définie entre un ensemble de points **sources**, S et un autre ensemble de points **destination**, D . L'énergie du recalage R est la mesure d'une 'similarité' entre l'ensemble de points transformés $R(S)$ et l'ensemble cible D . Lorsque les deux ensembles se confondent alors cette énergie devient nulle et le recalage est accompli. Si l'énergie de recalage et l'espace de fonctions dans lequel évolue la transformation R ne sont pas définis correctement, alors le problème consistant à trouver un R optimal est mal posé¹³, i.e. l'existence et l'unicité de R ne sont pas garanties.

Nous présentons dans cette partie, le cadre de calcul de la déformation élastique qui nous permet d'établir de façon robuste une correspondance élastique entre les données considérées. Les spécificités de notre approche réside dans les propriétés mathématiques de la transformation R , démontrées plus loin, qui en garantissent le réalisme physique.

2.4.1.2 Energie de recalage

L'énergie de recalage peut être librement définie afin de refléter la nature du problème de recalage traité. Par exemple, dans le cas de recalage entre deux images, cette mesure peut être basée sur les différences entre les valeurs des pixels, ou voxels, des images source et destination. Dans notre cas, la similarité entre les jeux de données S et D est définie par la proximité spatiale des deux nuages de points. Sans autre connaissance de la nature des données manipulées, nous pouvons, par exemple, définir une énergie de recalage E_{reg} comme la moyenne des distances euclidiennes minimales entre $R(S)$ et D .

$$E_{\text{reg}}(R) = \frac{1}{\text{Card}(S)} \sum_{s \in S} d(R(s), D) + \frac{1}{\text{Card}(D)} \sum_{d \in D} d(d, R(S))$$

Dans ce cas un recalage optimal est réalisé lorsque la valeur de E_{reg} s'annule. L'énergie symétrique présentée ci-dessus suppose que chaque structure présente dans S peut

¹³*Ill-posed*, en anglais.

trouver, au moyen d'une transformation R appropriée, une correspondance parmi D , et réciproquement. Les désignations ' S ' et ' D ' des deux jeux de données sont interchangeables.

Dans notre cas, toutefois, les structures présentes dans S et D ne sont pas équivalentes et l'hypothèse de symétrie ne tient pas puisque les structures dans S ne représentent qu'un sous-ensemble de D . Une définition alternative doit être trouvée pour tenir compte de cet état de fait. Dorénavant, nous désignerons par S l'ensemble de points définissant la **configuration courante**, per-opérateur, de l'arbre vasculaire, et D ceux qui en définissent la **configuration de référence**, pré-opérateur. La fonction de recalage élastique R est donc celle qui amène les points de S sur D et une définition asymétrique de l'énergie de ce recalage peut être formulée en tronquant l'expression symétrique ci-dessus :

$$E_{\text{reg}}(R) = \frac{1}{\text{Card}(S)} \sum_{\mathbf{s} \in S} d(R(\mathbf{s}), D)$$

Le signification des appellations 'source' et 'destination' peut être mieux saisie en voyant le recalage élastique comme un processus itératif où les points source S sont déplacés vers l'ensemble de destination selon une trajectoire optimale sur une surface d'énergie potentielle dont le relief est défini par la configuration spatiale des points de D . L'évaluation d'une configuration candidate $R(S)$ est faite sur l'ensemble contenant moins de données tandis que la fonction d'énergie est plus strictement définie par D , lequel contient l'information de référence sur l'ensemble de la structure de l'arbre vasculaire.

Des solutions alternatives au problème de l'asymétrie figurent dans la littérature. La définition ci-dessus de E_{reg} peut aboutir à des situations où un groupe de points sources est recalé vers une partie confinée de D , en d'autres termes, cette énergie ne favorise pas la répartition des points sources sur la structure destination. Pour éviter cela, il est possible d'en étendre l'expression en rajoutant un terme qui quantifie cette répartition mais qui opère uniquement dans un voisinage restreint de points de D qui contiennent des points de $R(S)$ [Berar 04]. Nous n'avons cependant pas mis en place ce mécanisme.

Finalement, étant donné que le cardinal de l'ensemble S n'évolue pas au cours du recalage, nous pouvons encore simplifier l'expression précédente de l'énergie en éliminant la constante multiplicative qui la précède, ce qui nous amène à la définition suivante de E_{reg} :

$$E_{\text{reg}}(R) = \sum_{\mathbf{s} \in S} d(R(\mathbf{s}), D) \quad (2.2)$$

2.4.1.3 Espace des fonctions de déformation

Etant donné la nature éparse et irrégulière des données, la recherche d'une fonction de recalage élastique doit être contrainte afin de ne pas aboutir à un recalage aberrant. Cet écueil est principalement dû aux nombreux minima locaux qui jalonnent le profil de la fonction d'énergie pour une configuration D donnée. Les deux ensembles S et D sont des observations du phénomène physique que nous étudions i.e. la déformation du cerveau. Nous pouvons donc raisonnablement supposer que de façon similaire au processus du brain-shift, sans déchirement ou résection de tissu, la transformation non-linéaire cherchée est continue et même **continuellement différentiable** i.e. différentiable en tout point du domaine et ne présentant pas de discontinuité de différentielle. Ceci définit une première restriction sur l'espace de recherche des fonctions de recalage : $R \in C^1(\mathbb{R}^3)$.

Une autre contrainte forte sur la nature de la transformation est qu'elle **ne doit pas replier l'espace**. La contrainte de non-repliement peut s'exprimer mathématiquement comme suit. Considérons un trièdre orienté positivement constitué de trois vecteurs infinitésimaux, $d\mathbf{X}_1$, $d\mathbf{X}_2$ and $d\mathbf{X}_3$, placés en un point \mathbf{p} de l'espace. Soit dV le volume, positif, défini par ces trois vecteurs et dont la valeur est donnée par le déterminant de la matrice formée par les trois vecteurs.

$$dV = (d\mathbf{X}_1 \times d\mathbf{X}_2) \cdot d\mathbf{X}_3 = \begin{vmatrix} d\mathbf{X}_1 & d\mathbf{X}_2 & d\mathbf{X}_3 \end{vmatrix}$$

Après application de la transformation R au point \mathbf{p} les trois vecteurs se transforment en $d\mathbf{x}_1$, $d\mathbf{x}_2$ et $d\mathbf{x}_3$. La nature infinitésimale de ces vecteurs nous autorise l'approximation suivante :

$$\forall i = 1, 2, 3, d\mathbf{x}_i = \frac{\partial R}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}) d\mathbf{X}_i$$

Le volume défini par le trièdre transformé, noté dv est alors obtenu de façon similaire.

$$dv = \begin{vmatrix} d\mathbf{x}_1 & d\mathbf{x}_2 & d\mathbf{x}_3 \end{vmatrix} = \left| \frac{\partial R}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}) \right| \begin{vmatrix} d\mathbf{X}_1 & d\mathbf{X}_2 & d\mathbf{X}_3 \end{vmatrix} = |J_R(\mathbf{p})| dV$$

La contrainte de non-repliement s'énonce alors tout simplement : $dv > 0$. Ce qui signifie que le volume infinitésimal déformé n'a pas été 'retourné' ($dv < 0$) par R ou totalement écrasé ($dv = 0$). Ainsi l'application R ne replie pas localement l'espace si et seulement si son jacobien en \mathbf{p} est strictement positif. Dans notre cas le recalage élastique ne doit replier l'espace en aucun point, ce qui nous amène à l'expression de la contrainte de non-repliement :

$$\forall \mathbf{p} \in \mathbb{R}^3, |J_R(\mathbf{p})| > 0 \quad (2.3)$$

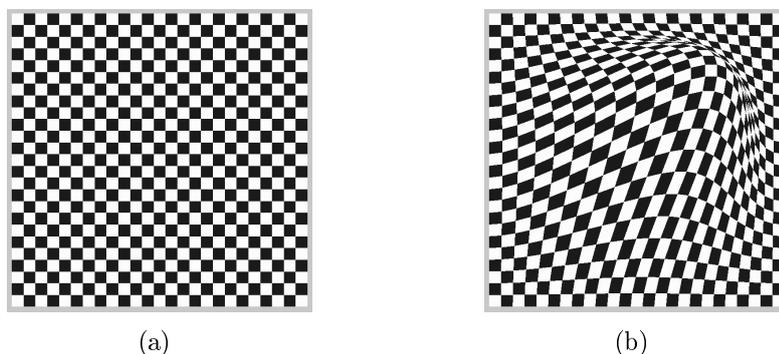


FIG. 2.6 – Repliement 2D du carré unité. (a) Grille initiale. (b) Grille déformée : les carrés dans la partie supérieure haute se recouvrent.

Si en un point donné, le jacobien est plus grand que 1 cela signifie que le recalage élastique étire localement le volume, si au contraire il est plus petit que 1, alors le volume est contracté. Enfin le produit de la matrice jacobienne de R calculée en un point par un vecteur unitaire nous donne le taux d'allongement ou de contraction de l'espace dans une direction donnée au voisinage de ce point. La fig. 2.6 montre une déformation du carré unitaire avec un repliement d'espace.

Finalement pour les mêmes motivations physiques, l'application R doit être **injective**. Ce qui se traduit par le fait que deux points distincts ne peuvent pas avoir la même image par R et, physiquement, R ne doit pas amener deux atomes en un même point de l'espace. Si R est une injection, alors pour chaque 'point atteint' $\mathbf{p} \in \text{Image}(R)$, un prédécesseur peut être calculé.

Dans notre cas où S représente une fraction de la structure présente dans D , la transformation cherchée *in fine* est celle qui amène D sur S , soit R^{-1} , afin de définir le champ de déplacements de l'arbre vasculaire de la configuration de référence D vers la configuration courante S , comme nous l'avons dit au début de cette partie. Pour que l'expression R^{-1} ait un sens, il faut que $D \subset \text{Image}(R)$. Afin de simplifier ces considérations, nous n'allons considérer que les fonctions R surjectives, i.e. telles que $\text{Image}(R) = \mathbb{R}^3$. Nous pouvons donc conclure que la fonction de recalage R cherchée est bijective.

La contrainte de non-repliement (2.3) garantit que le jacobien est strictement positif en tout point de \mathbb{R}^3 ceci est cependant insuffisant pour garantir la bijectivité globale¹⁴. L'espace de fonctions doit alors être convenablement défini afin d'assurer la bijectivité de la fonction R . Les sections suivantes décrivent la stratégie de recalage adoptée afin d'aboutir à une minimisation de l'énergie de recalage tout en respectant les contraintes énoncées plus haut de différentiabilité, non-repliement et bijection.

¹⁴Seule l'inversion locale est assurée par la contrainte de non-repliement globale.

2.4.2 Calcul du recalage

L'approche présentée ici est inspirée de la modélisation mécanique des solides basée sur une discrétisation de type éléments finis. Afin d'approximer le comportement mécanique de nos données non-structurées, nous supposons que le nuage de points soumis à la déformation est englobé dans un solide virtuel élastique. Puisque le déplacement des points traduit les propriétés physiques d'une structure sous-jacente dont la géométrie est inconnue¹⁵, nous attribuons arbitrairement à ce solide virtuel la forme de la boîte englobante des points. Nous définissons alors l'ensemble des déformations admissibles comme les combinaisons successives de déformations élémentaires du solide englobant, dont les effets se propagent à travers son volume et modifient la position des points internes. Les déformations élémentaires mentionnées ici sont définies plus loin.

La technique de recalage 3D décrite ici peut aisément être dérivée en une technique de recalage 2D en remplaçant la notion de 'solide virtuel' par 'plan virtuelle'. Les illustrations de ce chapitre se basent sur une implémentation en 2D du recalage pour en clarifier les concepts.

La fonction de recalage élastique est assemblée itérativement de manière à ce que l'énergie de recalage E_{reg} diminue de façon optimale à chaque pas. Soit $S_0 := S$, le nuage de points source initial, et soit S_i le nuage de points source obtenu suite à l'itération i . Le domaine du solide virtuel Ω est discrétisé avec un certain niveau de raffinement en hexaèdres réguliers (ou carrés, en 2D) appelés 'cellules'. Les déformations élémentaires du solide sont obtenues en déplaçant individuellement les nœuds de la grille ainsi formée.

L'union des cellules entourant un nœud \mathbf{n} définit son 'voisinage', noté $V(\mathbf{n})$. Une fonction de recalage élémentaire r est définie en propageant le déplacement du nœud \mathbf{n} à l'ensemble des points de \mathbb{R}^3 sous les contraintes suivantes :

$$\left\{ \begin{array}{l} \text{La frontière du voisinage de } \mathbf{n}, \partial V(\mathbf{n}) \text{ est inchangée i.e. } \forall \mathbf{p} \in \partial V(\mathbf{n}), r(\mathbf{p}) = \mathbf{p}; \\ \text{Le voisinage du } \mathbf{n} \text{ reste globalement inchangé i.e. } r(V(\mathbf{n})) = V(\mathbf{n}); \\ \text{Tous les points à l'extérieur de ce voisinage restent inchangés i.e. } \forall \mathbf{p} \notin V(\mathbf{n}), r(\mathbf{p}) = \mathbf{p}. \end{array} \right. \quad (2.4)$$

Chaque nœud du solide discrétisé est considéré et le gradient de l'énergie de recalage, en tant que fonction du déplacement du nœud, est calculé. L'opposé de ce vecteur définit le déplacement préférentiel du nœud, c'est-à-dire celui qui, appliqué au nœud, entraîne la diminution la plus importante de l'énergie de recalage.

De tous les nœuds, celui qui permet la diminution la plus importante du gradient est choisi et son déplacement préférentiel lui est appliqué tandis que les autres nœuds demeurent immobiles. La déformation locale du solide est calculée en propageant le dé-

¹⁵La forme du cerveau ayant subi le brain-shift nous est effectivement inconnue. Seule la forme initiale, au repos, nous est accessible à partir des images pré-opératoires.

placement du nœud à travers son voisinage et la position des points source qu'il contient est modifiée en conséquence, donnant ainsi la nouvelle configuration du nuage de points S_{i+1} .

Une fois la déformation élémentaire appliquée, le solide retourne dans sa configuration initiale, au repos, et les points source S_{i+1} sont distribués dans son volume. Une nouvelle itération peut alors être calculée en prenant la nouvelle configuration S_{i+1} comme point de départ. Les itérations s'arrêtent, enfin, lorsqu'aucune diminution significative de l'énergie ne peut être obtenue en déplaçant les nœuds de la grille du solide.

La boucle itérative décrite ci-dessus suppose un degré de raffinement du domaine Ω fixe. Afin de maintenir la consistance spatiale de S au cours de l'assemblage de R et en éviter le morcellement, une approche multi-échelle a été adoptée. L'assemblage itératif de R commence au niveau de raffinement le plus grossier et lorsque l'énergie de recalage ne peut être améliorée davantage à un niveau donné, les cellules sont subdivisées en 8 sous-cellules (ou 4, en 2D) à la manière d'un octree.

Les itérations de raffinement s'arrêtent lorsque le degré maximal de subdivision spécifié manuellement a été atteint. La dimension de la plus petite cellule atteinte au cours du processus de raffinement définit les dimensions de la plus petite structure présente dans S et qui ne sera pas recalée correctement si une structure équivalente est absente de D .

La fig. 2.7 illustre en 2D l'approche itérative multi-échelle décrite plus haut. Les points source S sont figurés par les points rouges. L'ensemble D n'est pas représenté, pour plus de clarté. En (a) l'ensemble initial $S_0 := S$ est placé au sein du solide virtuel (carré vert) discrétisé par une cellule (niveau 1) et les gradients de l'énergie de recalage sont calculés en ses 4 nœuds. En (b) le meilleur déplacement nodal est appliqué au solide et les points source sont déplacés en S_1 . Le solide retourne alors à sa configuration initiale (a). Après plusieurs itérations, si aucune amélioration significative de l'énergie ne peut être obtenue, le niveau de raffinement de la grille augmente (c). Les gradients de l'énergie sont calculés aux 9 nœuds de la nouvelle grille. En (d) le meilleur déplacement est appliqué au solide et la nouvelle configuration de points source S_2 est calculée.

Grâce à la technique de 'remise à zéro' de la déformation du solide après chaque itération, de grandes déformations de S peuvent être envisagées sans avoir à maintenir une grille irrégulière, soumise à une somme de déformations importantes ce qui aurait été le cas si le solide suivait strictement les déformations de S . la régularité de la grille avant chaque itération permet également un gain substantiel d'effort calculatoire, étant donné que l'interpolation des déplacements nodaux peut être calculée sur la base d'une cellule type cubique.

Avant de détailler davantage le calcul de R , nous devons étendre le concept intuitif du solide virtuel de manière à ce que chaque déformation élémentaire soit définie comme une application $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$, afin de répondre à la restriction énoncée plus haut.

Considérons pour cela un point source placé à la frontière du solide virtuel $\partial\Omega$, par

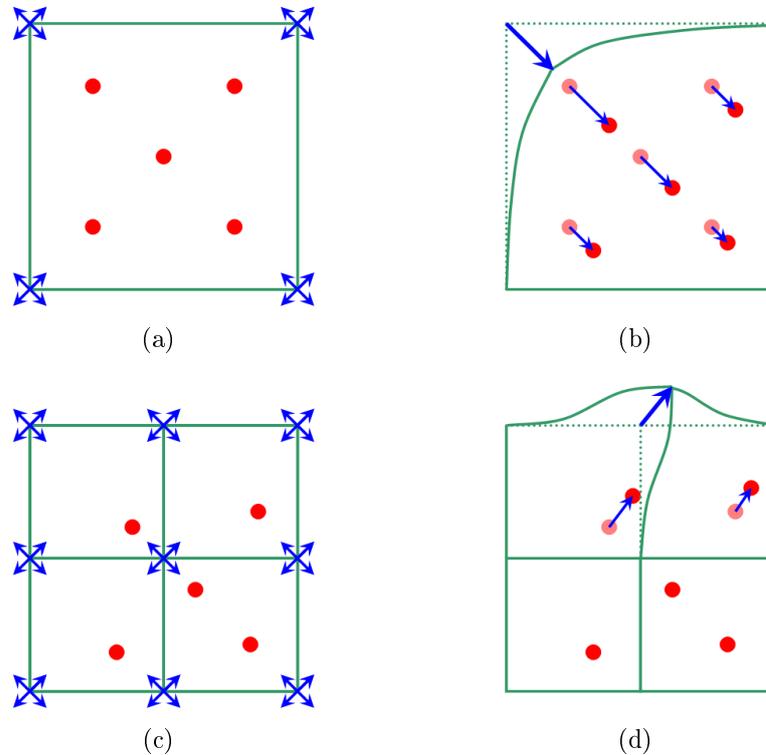


FIG. 2.7 – Recalage élastique par déformation d'un solide virtuel (carré vert). (a) S_0 (points rouges) au niveau de raffinement 1. (b) S_1 après déformation calculée au niveau 1. (c) S_1 au niveau de raffinement 2. (d) S_2 après déformation calculée au niveau 2.

exemple à proximité du bord supérieur du carré sur la fig. 2.7-c. Si nous déplaçons le nœud comme cela est indiqué en (d), ce point va tomber en dehors du solide Ω dans sa configuration au repos (carré) et deviendra un 'point mort', dont la position ne pourra être modifiée par les itérations suivantes, lesquelles n'ont d'effet que sur les cellules de Ω . Pour pallier à cela, à chaque niveau de raffinement nous ajoutons autour du domaine Ω une marge de cellules de dimensions identiques à celles utilisées pour la discrétisation. Les nœuds extérieurs de ces cellules sont fixes et assurent ainsi un rôle d'interface entre la zone déformable et le reste de \mathbb{R}^3 , qui demeure inchangé. La fig. 2.8 montre les cellules supplémentaires insérées en marge de la discrétisation du domaine Ω pour deux niveaux de raffinement successifs.

2.4.3 Propriétés du recalage élastique

Soient G_1, \dots, G_J les niveaux de raffinement successifs, G_1 étant le niveau le plus grossier et G_J le plus fin. Soit $\{r_j^i : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3, i \in \llbracket 1, I_j \rrbracket\}$ l'ensemble des déformations élémentaires calculées à chaque niveau de raffinement j (où I_j est le nombre total de déformations élémentaires au niveau j). L'expression de la fonction de recalage élastique R assemblée

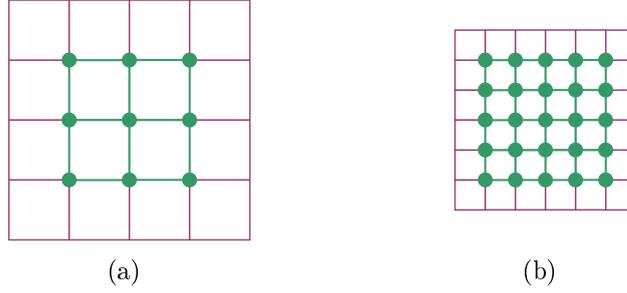


FIG. 2.8 – Marge de cellules à deux niveaux de raffinement du solide virtuel (carré vert). Les nœuds pour lesquels le gradient de l'énergie de recalage est évalué sont figurés par les points verts. (a) 12 cellules ajoutées pour à la grille de résolution 2×2 . (b) 20 cellules ajoutées à la grille de résolution 4×4 .

itérativement est :

$$R : \mathbf{p} \mapsto \left(\underbrace{r_J^{I_J} \circ \dots \circ r_J^1}_{G_J} \circ \dots \circ \underbrace{r_1^{I_1} \circ \dots \circ r_1^1}_{G_1} \right) (\mathbf{p}) \quad (2.5)$$

Il est clair que les propriétés de différentiabilité, non-repliement et bijection de R dépendent des propriétés des fonctions de recalage élémentaires r_j^i .

Si chaque r_j^i est une bijection $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ alors la fonction de recalage R est également une bijection et son inverse est donnée par :

$$R^{-1} : \mathbf{p} \mapsto \left(\underbrace{r_1^{1-1} \circ \dots \circ r_1^{I_1-1}}_{G_1} \circ \dots \circ \underbrace{r_J^{1-1} \circ \dots \circ r_J^{I_J-1}}_{G_J} \right) (\mathbf{p}) \quad (2.6)$$

Si chaque r_j^i est une application continuellement différentiable $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ alors la fonction de recalage R l'est également. Soit $\mathbf{p}_0 \in \mathbb{R}^3$ un point quelconque et \mathbf{p}_k le point transformé après application de k déformations élémentaires. Soit $K = I_1 + I_2 + \dots + I_J$, alors $\{\mathbf{p}_k, k \in \llbracket 1, K \rrbracket\}$ est l'ensemble de toutes les positions successives de \mathbf{p}_0 et $R(\mathbf{p}) = \mathbf{p}_K$. La différentielle de R en \mathbf{p}_0 est donnée par la règle de composition suivante :

$$J_R(\mathbf{p}_0) = \frac{\partial R}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}_0) = \frac{\partial r_J^{I_J}}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}_{K-1}) \dots \frac{\partial r_1^{I_1}}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}_1) \frac{\partial r_1^1}{\partial \mathbf{p}}(\mathbf{p}_0)$$

Finalement, si tous les r_j^i vérifient la condition de non-repliement, alors cela est vrai également de l'application R . Ceci est la conséquence de l'expression du jacobien de R :

$$|J_R| = \left| \frac{\partial R}{\partial \mathbf{p}} \right| = \prod_{j=1..J} \prod_{i=1..I_j} \left| \frac{\partial r_j^i}{\partial \mathbf{p}} \right| = \prod_{j=1..J} \prod_{i=1..I_j} |J_{r_j^i}|$$

Ainsi pour prouver que toute fonction R de la famille de fonctions de recalage élastique que nous pouvons générer à l'aide de la procédure décrite plus haut vérifie les contraintes de différentiabilité, bijection et non-repliement, il nous suffit de prouver que ces propriétés sont bien vérifiées pour chacune des fonctions de recalage élémentaire r_j^i qui composent R .

2.4.4 Etude des fonctions de recalage élémentaire

2.4.4.1 Expression générale de r_j^i

A ce point, la famille de fonctions de recalage élémentaires doit être spécifiée. Dans la méthode des Eléments Finis, une valeur nodale (déplacement ou autre quantité) est interpolée à travers le volume discrétisé au moyen de fonctions de forme $w : \mathbb{R}^3 \rightarrow [0, 1]$. La valeur de la fonction de forme associée à un nœud et évaluée en un point du domaine donne la proportion de la valeur nodale transférée en ce point. Ainsi la valeur de w en son nœud est 1. Nous allons utiliser le même mécanisme pour propager le déplacement d'un nœud à travers son voisinage.

Considérons la $i^{\text{ème}}$ itération de recalage effectuée au niveau de raffinement j et mettant en œuvre la fonction de recalage élémentaire r_j^i . Par souci de clarté, les indices d'ordre et de niveau de raffinement i et j seront omis dans la suite de ce paragraphe. Soit \vec{u} le déplacement et w le fonction de forme associés au nœud dont le déplacement est réalisé lors de cette itération. L'expression de r est donc :

$$r : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3, \mathbf{p} \mapsto \mathbf{p} + w(\mathbf{p})\vec{u} \quad (2.7)$$

Les conditions sur la zone d'influence de r données en (2.4) se traduisent par des contraintes sur le support de w de la façon suivante :

$$\begin{cases} \forall \mathbf{p} \in \partial V(\mathbf{n}), r(\mathbf{p}) = \mathbf{p} \Rightarrow w(\mathbf{p}) = 0 \\ \forall \mathbf{p} \notin V(\mathbf{n}), r(\mathbf{p}) = \mathbf{p} \Rightarrow w(\mathbf{p}) = 0 \end{cases}$$

Remarquons que le support de w est $\text{supp}(w) = V(\mathbf{n})$, qui est un compact \mathbb{R}^3 .

2.4.4.2 Différentiabilité

La différentiabilité de r découle de celle de w . Si $w : \mathbb{R}^3 \rightarrow [0, 1] \in C^1(\mathbb{R}^3)$, alors $r \in C^1(\mathbb{R}^3)$ et la matrice jacobienne de r s'écrit :

$$\frac{\partial r}{\partial \mathbf{p}} = Id_{3 \times 3} + \begin{pmatrix} u_x \\ u_y \\ u_z \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \frac{\partial w}{\partial x} & \frac{\partial w}{\partial y} & \frac{\partial w}{\partial z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 + u_x \frac{\partial w}{\partial x} & u_x \frac{\partial w}{\partial y} & u_x \frac{\partial w}{\partial z} \\ u_y \frac{\partial w}{\partial x} & 1 + u_y \frac{\partial w}{\partial y} & u_y \frac{\partial w}{\partial z} \\ u_z \frac{\partial w}{\partial x} & u_z \frac{\partial w}{\partial y} & 1 + u_z \frac{\partial w}{\partial z} \end{pmatrix} \quad (2.8)$$

où $Id_{3 \times 3}$ est la matrice identité 3×3 .

Donc pour que r soit $C^1(\mathbb{R}^3)$ il suffit que w le soit aussi.

2.4.4.3 Non-repliement

Si nous récrivons la contrainte de non-repliement (2.3) à l'aide de l'expression de la matrice jacobienne de r et développons le déterminant de la matrice de (2.8), nous obtenons une nouvelle expression de la contrainte de non-repliement :

$$\forall \mathbf{p} \in \mathbb{R}^3, 1 + \vec{\nabla} w(\mathbf{p}) \cdot \vec{u} > 0 \quad (2.9)$$

Puisque $\mathbf{p} \mapsto \|\vec{\nabla} w(\mathbf{p})\|$ est une application continue à support compact, soit $\mathbf{p}_{max} \in \mathbb{R}^3$ le point où $\|\vec{\nabla} w\|$ atteint son maximum $M := \|\vec{\nabla} w(\mathbf{p}_{max})\|$, $M > 0$. Alors l'équation (2.9) est équivalente à :

$$\|\vec{u}\| < \frac{1}{M} \quad (2.10)$$

Preuve de (2.10) \Leftrightarrow (2.9). Etant donné que $\|\cdot\|$ est la norme définie par le produit scalaire canonique sur \mathbb{R}^3 , si (2.10) est vérifiée, alors $\forall \mathbf{p} \in \mathbb{R}^3$, $\vec{\nabla} w(\mathbf{p}) \cdot \vec{u} \geq -M \|\vec{u}\| > -1$ ce qui permet d'écrire que $1 + \vec{\nabla} w(\mathbf{p}) \cdot \vec{u} > 0$ et donc (2.9) est vérifiée également. Réciproquement, si (2.10) n'est pas vérifiée alors nous pouvons appliquer le déplacement nodal $\vec{u} = -\vec{\nabla} w(\mathbf{p}_{max})/M^2$ car alors $\|\vec{u}\| = 1/M$, et nous obtenons alors $\vec{\nabla} w(\mathbf{p}_{max}) \cdot \vec{u} = -1$ c'est-à-dire $1 + \vec{\nabla} w(\mathbf{p}) \cdot \vec{u} = 0$, ce qui contredit (2.9) et montre ainsi que (2.10) est également une condition nécessaire. ■

Le non-repliement de r peut donc être garanti en limitant l'amplitude des déplacements nodaux. La norme maximale du déplacement nodal est donnée par l'inverse de la norme maximale du gradient de la fonction de forme considérée w .

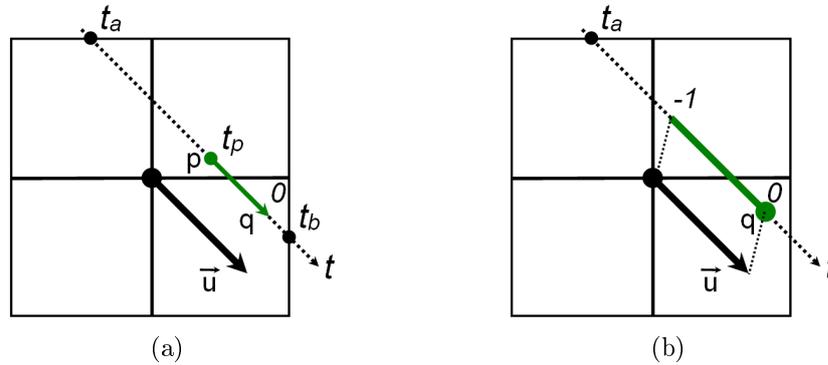


FIG. 2.9 – Calcul de l'antécédent du point \mathbf{q} . (a) La droite Δ passant par \mathbf{q} est invariable par r , donc $r^{-1}(\mathbf{q})$ se trouve sur le segment défini par $\Delta \cap V(\mathbf{n})$. (b) La recherche de l'antécédent peut être encore restreinte étant donné que $0 \leq w(\mathbf{p}) \leq 1$.

2.4.4.4 Bijection

Soit $V := V(\mathbf{n})$ l'union fermée des cellules entourant le nœud \mathbf{n} . Dans cette partie nous allons montrer que si une application élémentaire r , définie par (2.7) ne replie pas l'espace, alors elle est également bijective de V dans lui-même mais également de $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$, puisque les points à l'extérieur de V ne sont pas affectés par r .

Preuve. Soit \mathbf{q} un point de V . Montrons qu'il existe un unique $\mathbf{p} \in V$ tel que $r(\mathbf{p}) = \mathbf{q}$.

Soit Δ la droite passant par \mathbf{q} et de direction le vecteur \vec{u} , en supposant que $\vec{u} \neq \vec{0}$. Soit alors le segment $[\mathbf{a}, \mathbf{b}] = \Delta \cap V$. L'intersection est bien un segment puisque les deux ensembles sont convexes et $[\mathbf{a}, \mathbf{b}]$ contient \mathbf{q} . Tous les déplacements de points de V sont colinéaires à \vec{u} , ce qui signifie que si \mathbf{p} existe alors nécessairement $\mathbf{p} \in \Delta$. Soient les réels t_a et t_b tels que $\mathbf{a} = \mathbf{q} + t_a \vec{u}$ and $\mathbf{b} = \mathbf{q} + t_b \vec{u}$ (voir fig. 2.9-a).

Si $t_a = t_b$ alors $\mathbf{a} = \mathbf{b} = \mathbf{q}$ est le seul point de V sur Δ , ce qui signifie que Δ ne coupe pas l'intérieur de V mais uniquement sa frontière. Ainsi \mathbf{q} appartient à la frontière de V et donc $r(\mathbf{q}) = \mathbf{q}$. Puisque tous les points de Δ sont invariants par r , alors $\mathbf{p} = \mathbf{q}$ est l'unique point de $\Delta \cap V$ tel que $r(\mathbf{p}) = \mathbf{q}$, ce qui conclut la preuve.

Voyons maintenant ce qui se passe si $t_a \neq t_b$. Nous pouvons supposer sans perte de généralité que $t_a < t_b$. Si nous faisons varier t entre t_a et t_b , alors $\mathbf{q} + t \vec{u}$ décrit tous les points du segment $[\mathbf{a}, \mathbf{b}]$ et puisque $\mathbf{q} \in [\mathbf{a}, \mathbf{b}]$ alors $0 \in [t_a, t_b]$. Etant donné que le point cherché \mathbf{p} se trouve sur Δ , il peut s'écrire $\mathbf{p} = \mathbf{q} + t_p \vec{u}$. Trouver \mathbf{p} tel que $r(\mathbf{p}) = \mathbf{q}$ est donc équivalent à trouver t_p tel que $\mathbf{q} + t_p \vec{u} + w(\mathbf{q} + t_p \vec{u}) \vec{u} = \mathbf{q}$. Cette égalité se ramène à $t_p + w(\mathbf{q} + t_p \vec{u}) = 0$, puisque \vec{u} est supposé non nul.

Étudions alors la fonction réelle $f : [t_a, t_b] \rightarrow \mathbb{R}, t \mapsto t + w(\mathbf{q} + t \vec{u})$. Etant donné que \mathbf{a} et \mathbf{b} se trouvent sur la frontière de V , nous avons donc $w(\mathbf{a}) = w(\mathbf{b}) = 0$ et de ce fait $f(t_a) = t_a, f(t_b) = t_b$. Maintenant puisque w est différentiable sur \mathbb{R}^3 , alors f est dérivable

et sa dérivée est $f' : t \mapsto 1 + \vec{\nabla} w(\mathbf{q} + t\vec{u}) \cdot \vec{u}$.

Finalement si r ne replie pas l'espace, alors $\forall t \in [t_a, t_b], f'(t) > 0$ ce qui signifie que f est strictement croissante et définit donc une bijection $[t_a, t_b] \rightarrow [t_a, t_b]$. Cet intervalle contient 0, donc il existe un unique $t_p \in [t_a, t_b]$ tel que $f(t_p) = 0$ i.e. $t_p + w(\mathbf{q} + t_p\vec{u}) = 0$. Ceci prouve l'existence et l'unicité du point \mathbf{p} dans $[\mathbf{a}, \mathbf{b}] = \Delta \cap V$ tel que $r(\mathbf{p}) = \mathbf{q}$. ■

2.4.5 Implémentation

2.4.5.1 Choix d'une expression de w

Afin de simplifier le calcul du recalage élastique, une expression polynomiale de w est choisie. Soit π un polynôme de degré 3, défini par :

$$\begin{cases} \pi(0) = 0 \\ \pi(1) = 1 \\ \pi'(0) = 0 \\ \pi'(1) = 0 \end{cases}$$

Son expression est $\pi(t) = t^2(3 - 2t)$.

Une fonction de forme w définie sur la cellule 'canonique' $[0, 1]^3$ et prenant la valeur 1 au nœud $\mathbf{n} = (1, 1, 1)^T$ peut ainsi être obtenue comme :

$$w(\mathbf{p}) = w(p_1, p_2, p_3) := \pi(p_1)\pi(p_2)\pi(p_3) \quad (2.11)$$

La fig. 2.10-a montre la fonction de forme restreinte à une dimension, i.e. $w = \pi$, sur l'intervalle $[0, 1]$. La fonction de forme w est définie sur l'union des cellules voisines autour du nœud \mathbf{n} par un changement de variable et une mise à l'échelle afin d'adapter son domaine de définition canonique $[0, 1]^3$ aux dimensions des cellules dans la grille de discrétisation du solide virtuel. La fig. 2.10-b montre les changements de variable nécessaires pour assembler à partir de la fonction de forme canonique, la fonction de forme w sur une voisinage de 2×2 cellules du plan. La fig. 2.10-c montre le tracé de la fonction de forme ainsi obtenue $w : \mathbb{R}^2 \rightarrow \mathbb{R}$.

2.4.5.2 Contrainte de non-repliement et de bijection

L'expression de w étant choisie, nous pouvons maintenant calculer l'amplitude du déplacement nodal maximal autorisé pour une fonction de recalage élémentaire r . Pour définir cette amplitude nous devons calculer une borne supérieure M pour la quantité $\|\vec{\nabla} w\|$ sur le domaine $[0, 1]^3$.

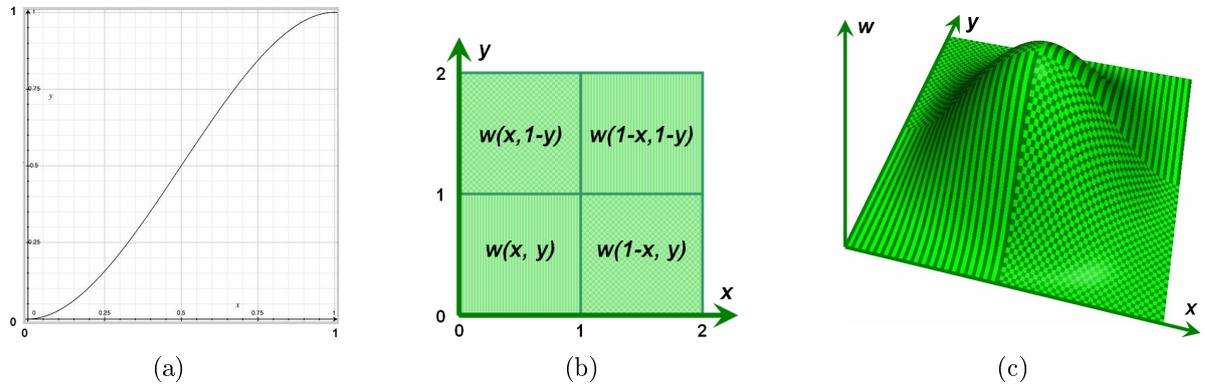


FIG. 2.10 – (a) Polynôme π sur $[0, 1]$. (b) Changements de variable nécessaires à l'assemblage de la fonction de forme w définie sur un voisinage de 4 cellules en 2D autour du nœud central. (c) Surface $z = w(x, y)$ tracée sur le voisinage de quatre cellules.

La dérivée de π est $\pi'(t) = 6t(1-t)$. Elle atteint son maximum sur $[0, 1]$ en $t_{max} = 1/2$ où $\pi'(t_{max}) = 3/2$. De (2.11) nous obtenons l'expression de $\vec{\nabla} w$:

$$\vec{\nabla} w(\mathbf{p}) = \begin{pmatrix} \pi'(p_1)\pi(p_2)\pi(p_3) \\ \pi(p_1)\pi'(p_2)\pi(p_3) \\ \pi(p_1)\pi(p_2)\pi'(p_3) \end{pmatrix}$$

Sur $[0, 1]^3$, nous avons $(\pi'(p_1)\pi(p_2)\pi(p_3))^2 \leq (\frac{3}{2} * 1 * 1)^2 = (\frac{3}{2})^2$. Cette borne supérieure est valide pour chaque coordonnée, ainsi $\|\vec{\nabla} w\| \leq \sqrt{3} (\frac{3}{2})^2$, et donc $\|\vec{\nabla} w\| \leq \frac{3}{2}\sqrt{3}$. Etant donnée cette borne supérieure pour la norme du gradient, une condition suffisante qui garantit la bijection et par là même, le non repliement de l'espace pour des fonctions de déformation élémentaires définies pour une grille composée de cellules canoniques $[0, 1]^3$ est donc : $\|\vec{u}\| \leq 0.38 < \frac{2}{3\sqrt{3}}$.

Maintenant voyons comment ce résultat peut être étendu à n'importe quelle dimension de cellule. Soit $Cell := [\alpha, \alpha + L] \times [\beta, \beta + L] \times [\gamma, \gamma + L]$ une cellule cubique d'arête L . Soit ϕ la fonction $\mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}^3$ qui transforme cette cellule en cellule canonique $[0, 1]^3$, définie par :

$$\varphi(p_1, p_2, p_3) := (\varphi_1(p_1), \varphi_2(p_2), \varphi_3(p_3)) = ((p_1 - \alpha)/L, (p_2 - \beta)/L, (p_3 - \gamma)/L)$$

La fonction de forme w définie sur $Cell$ est $w(\mathbf{p}) = w(p_1, p_2, p_3) = \pi(\varphi_1(p_1))\pi(\varphi_2(p_2))\pi(\varphi_3(p_3))$ et :

$$\vec{\nabla} w(\mathbf{p}) = \begin{pmatrix} \frac{1}{L}\pi'(\varphi_1(p_1)) \pi(\varphi_2(p_2))\pi(\varphi_3(p_3)) \\ \pi(\varphi_1(p_1)) \frac{1}{L}\pi'(\varphi_2(p_2)) \pi(\varphi_3(p_3)) \\ \pi(\varphi_1(p_1))\pi(\varphi_2(p_2)) \frac{1}{L}\pi'(\varphi_3(p_3)) \end{pmatrix}$$

De la même façon que pour la cellule canonique, nous pouvons conclure qu'une borne supérieure pour la norme du gradient est :

$$\|\vec{\nabla} w\| \leq \frac{3}{2L}\sqrt{3} \quad (2.12)$$

Ce qui nous conduit à la condition suffisante garantissant pour une cellule de dimension L la bijection et le non-repliement de la déformation élastique élémentaire r :

$$\|\vec{u}\| \leq 0.38 L$$

Etant donné que notre approche est basée sur la modélisation mécanique des solides nous choisissons de restreindre l'amplitude des déplacements individuels des nœuds au domaine dit des 'petites déformations' (cf. chapitre 3). Pour ce faire nous limitons les amplitudes des déformations imposées aux cellules du solide à 10% de leur dimension, soit :

$$\|\vec{u}\| \leq 10\% L \quad (2.13)$$

Une conséquence de cette restriction est que la compression et l'étirement de l'espace appliqués au solide à chaque itération sont bornés. Puisque nous avons $\|\vec{u}\| \leq L/10$ et $\|\vec{\nabla} w(\mathbf{p})\| \leq (3\sqrt{3})/(2L)$, alors :

$$1 - \frac{3\sqrt{3}}{20} \leq 1 + \vec{\nabla} w(\mathbf{p}) \cdot \vec{u} \leq 1 + \frac{3\sqrt{3}}{20}$$

L'équation ci-dessus nous fournit une approximation $((3\sqrt{3})/20 \simeq 0.25980\dots)$ des bornes inférieure et supérieure du jacobien de r valable pour toutes les dimensions de cellules :

$$\forall \mathbf{p} \in Cell, 0.74 < |J_r(\mathbf{p})| < 1.26 \quad (2.14)$$

2.4.5.3 Minimisation de l'énergie

Considérons deux ensembles S et D ayant les cardinaux $n_S = \text{Card}(S)$ et $n_D = \text{Card}(D)$. La minimisation de l'énergie de recalage (2.2) nécessite le calcul de la distance minimale entre chaque point de S et l'ensemble D . La complexité du calcul brutal, considérant pour chaque point de S sa distance à chaque point de D est $n_S \times n_D$. De nombreuses techniques ont été proposées pour accélérer le calcul de la distance la plus proche entre deux ensembles de points [Nuchter 07], principalement dans le cadre du recalage rigide basé sur le principe de l'Iterative Closest Point (ICP) [Besl 92].

Afin d'accélérer le calcul de E_{reg} à chaque itération, nous calculons une carte de distance euclidienne [Saito 94] à partir des points de D . La carte de distance est calculée sur une grille 3D discrétisant l'espace autour de D . A chaque sommet de la grille \mathbf{g}_i , la distance minimale à D , $d(\mathbf{g}_i, D)$ est mémorisée. Cette structure de données est initialisée lors de la phase pré-opératoire, juste après la segmentation de l'arbre vasculaire D dans les images ARM. Le contenu de la carte de distance est ensuite enregistré sous forme de fichier binaire pour être lu au début de l'intervention par le système, avant tout calcul de recalage élastique. Pour un point source donné \mathbf{s} , la valeur de $d(\mathbf{s}, D)$ est calculée par interpolation trilineaire parmi les 8 valeurs lues dans la grille de la carte de distance, associées aux sommets qui entourent \mathbf{s} , $\{\mathbf{g}_i\}_{i=s_1, \dots, s_8}$.

Lors du recalage, à chaque itération, le meilleur déplacement pour chaque nœud de la grille qui discrétise le solide virtuel est calculé à l'aide du gradient de E_{reg} . Le calcul du déplacement nodal est réalisé en deux étapes :

1. Le gradient de E_{reg} par rapport aux déplacements nodaux est estimé par différences finies ;
2. Une recherche le long de la direction de plus forte descente est effectuée afin d'estimer le pas optimal ;
3. L'amplitude du déplacement ainsi obtenu est limitée de manière à satisfaire la contrainte (2.13).

Etant donné que nous ne considérons que les déplacements d'un nœud à la fois, \mathbf{n} , seules les trois coordonnées du vecteur de déplacement nodal \vec{u} sont impliquées dans le calcul de la minimisation. La fonction minimisée est $f : \mathbb{R}^3 \rightarrow \mathbb{R}$ définie par :

$$f(\vec{u}) = E_{\text{reg}}(r \circ R)$$

où $r : \mathbf{p} \mapsto \mathbf{p} + w(\mathbf{p})\vec{u}$ est la fonction de recalage élémentaire associée au nœud \mathbf{n} , et R est la fonction de recalage global assemblée avant l'itération courante.

La stratégie consistant à revenir à la forme initiale du solide virtuel à l'issue de chaque itération permet de supposer que l'ensemble des points source au début de l'itération a déjà été transformé par R selon l'algorithme décrit en 2.4.2. Ceci nous permet de laisser de coté l'historique du recalage que constitue R .

Soit $\{\mathbf{s}^i\}_{i \in I} \subset S$ l'ensemble de points source dont la position appartient au support de la fonction de forme w associée au nœud du maillage \mathbf{n} . Puisque ce sont les seuls points concernés par le déplacement de \mathbf{n} à l'itération de recalage courante, le calcul de l'énergie de recalage peut être restreint à cet ensemble. Ceci nous permet d'exprimer la fonction à minimiser f comme :

$$f(\vec{u}) = E_{\text{reg}}(r) = \sum_{i \in I} d(r(\mathbf{s}^i), D)$$

La fonction f n'est pas systématiquement différentiable par rapport à \vec{u} , du fait de la racine carrée portée par la distance, et de l'opérateur $\min(x, y)$ qui opère sur les distances entre les nuages de points. La direction de plus grande descente doit donc être estimée localement par différences finies centrées. Nous obtenons ainsi :

$$\forall k = 1, 2, 3, \frac{\partial f}{\partial u_k}(\vec{0}) \approx \frac{f(\epsilon \vec{e}_k) - f(-\epsilon \vec{e}_k)}{2\epsilon}$$

où ϵ est une valeur très petite par rapport à l'amplitude maximale du déplacement possible de \mathbf{n} , qui est, en vertu de (2.13), inférieure à 10% de la taille de la cellule L , d'où $\epsilon \ll L/10$. Les vecteurs $\{\vec{e}_k\}_{k=1,2,3}$, quant à eux, forment la base canonique de \mathbb{R}^3 .

Par abus de langage, nous écrivons le vecteur de plus grande descente sur f :

$$-\vec{\nabla} f = -\left(\frac{\partial f}{\partial u_1}(\vec{0}), \frac{\partial f}{\partial u_2}(\vec{0}), \frac{\partial f}{\partial u_3}(\vec{0}) \right)^T$$

Le longueur du pas maximal autorisé par la contrainte de non-repliement (2.13) est 10% de L , ce qui nous permet de définir le vecteur maximal de déplacement du nœud \mathbf{n} dans la direction de descente sur f :

$$\vec{u}_{\text{max}} = -\frac{L}{10} \frac{\vec{\nabla} f}{\|\vec{\nabla} f\|}$$

Le meilleur déplacement nodal au sens de la minimisation de l'énergie de recalage correspond donc au minimum de la fonction $f(\vec{0} + t\vec{u}_{\text{max}}) = f(t\vec{u}_{\text{max}})$ pour $t \in [0, 1]$. Une estimation convenable de ce minimum est obtenue en approximant sur l'intervalle $[0, 1]$ la fonction $t \mapsto f(t\vec{u}_{\text{max}})$ par une parabole $P : t \mapsto At^2 + Bt + C$.

Les trois coefficients de la parabole A , B et C sont déterminés par les informations locales sur le comportement de f ainsi qu'une évaluation de sa valeur au pas maximal : $f(\vec{u}_{\text{max}})$. Ainsi :

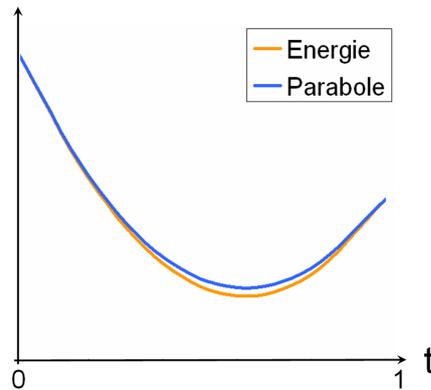


FIG. 2.11 – Comparaison entre la courbe d'énergie et son approximation par une parabole. La courbe d'énergie (en bas, orange) et la parabole (en haut, bleue) présentent une allure très similaire et leur minima correspondent à des valeurs très proches de t .

$$\begin{cases} P(0) = C = f(\vec{0}) \\ P'(0) = B = \vec{\nabla} f \cdot \vec{u}_{\max} = -L/10 \|\vec{\nabla} f\| \\ P(1) = A + B + C = f(\vec{u}_{\max}) \Rightarrow A = f(\vec{u}_{\max}) + L/10 \|\vec{\nabla} f\| - f(\vec{0}) \end{cases}$$

Deux situations sont alors possibles. Si $A > 0$ alors P est une parabole convexe et son minimum est atteint en $t_{\min} = -B/(2A)$. Dans ce cas, si $t_{\min} > 1$ alors la valeur du pas est limité à 1. Si au contraire, $A < 0$ alors P est une parabole concave et son minimum sur est atteint en $t_{\min} = 1$.

La fig. 2.11 montre un exemple représentatif d'approximation de la courbe d'énergie de recalage par une parabole P sur l'intervalle $[0, 1]$. Des mesures d'écart entre les deux courbes, effectuées sur un grand nombre de jeux de données lors du déroulement de la procédure de recalage, nous convaincu des qualités de cette approximation. La courbe du bas (orange) est obtenue en échantillonnant l'énergie de recalage sur l'intervalle $[0, 1]$, celle du haut (bleue) est le tracé de la parabole P . Malgré un léger écart entre les valeurs des deux courbes, nous pouvons remarquer que les valeurs de t où ces courbes atteignent leur minimum sont quasiment identiques.

Pour un niveau de raffinement de la discrétisation du solide virtuel donné, la minimisation de l'énergie est ainsi menée, pas à pas, jusqu'à ce qu'aucune diminution significative ne puisse être obtenue par application d'un déplacement à un des nœuds du maillage. Dans ce cas, si le niveau de raffinement maximal n'a pas été atteint, la grille est raffinée et la même procédure est répétée.

2.4.5.4 Inversion

Dans cette section nous allons décrire le calcul de l'inverse de la fonction de recalage élastique : R^{-1} . Comme nous l'avons vu dans l'équation (2.6), ce calcul nécessite l'inversion successive de toutes les fonctions de recalage élémentaires : r_j^{i-1} . Etant donné qu'aucune expression analytique ne peut être donnée pour r_j^{i-1} , le calcul de $r_j^{i-1}(\mathbf{q})$ est réalisé individuellement pour chaque point considéré \mathbf{q} . Laissons maintenant de côté les indices i et j , et considérons une fonction élémentaire r , associée au déplacement \vec{u} du nœud \mathbf{n} .

Pour un point donné $\mathbf{q} \in V(\mathbf{n})$, son antécédent $\mathbf{p} = r^{-1}(\mathbf{q})$ est calculé comme suit. Nous avons vu dans la section 2.4.4.4 que \mathbf{p} peut s'écrire comme $\mathbf{p} = \mathbf{q} + t_p \vec{u}$ où t_p est la racine de la fonction polynomiale f sur l'intervalle $[t_a, t_b]$. En fait, puisque $0 \leq w(p) \leq 1$ l'intervalle de recherche peut être restreint à $[\max\{-1, t_a\}, 0]$ comme le montre la fig. 2.9-b.

Le choix de notre expression de la fonction de forme $w(p_1, p_2, p_3) = \pi(p_1)\pi(p_2)\pi(p_3)$ nous amène à l'expression suivante de f :

$$f : t \mapsto t + \pi(q_1 + tu_1)\pi(q_2 + tu_2)\pi(q_3 + tu_3)$$

π est un polynôme de degré 3 en t , donc f est de degré 9. Il n'y a pas de formule explicite permettant de trouver les racines d'un polynôme de degré 9 aussi devons nous faire appel à une technique itérative de type Newton.

En supposant que la valeur de t_a est déjà initialisée à $\max\{-1, t_a\}$, nous commençons avec l'estimation de la solution suivante :

$$t_p^0 := t_a - \frac{f(t_a)}{f(0) - f(t_a)}(0 - t_a)$$

Les iterations sont ensuite menées de manière classique [Press 93] :

$$t_p^{i+1} = t_p^i - \frac{f(t_p^i)}{f'(t_p^i)}$$

L'approximation de $r^{-1}(\mathbf{q})$ à chaque itération est donnée par $\mathbf{p}^i := \mathbf{q} + t_p^i \vec{u}$ et l'erreur correspondante dans l'espace déformé est $\|r(\mathbf{p}^i) - \mathbf{q}\| = |f(t_p^i)| \|\vec{u}\|$.

La précision de l'approximation de l'inverse est mesurée dans l'espace initial, non-déformé, en évaluant la quantité $\|\mathbf{p}^i - \mathbf{p}\|$. Nous devons contourner le fait que \mathbf{p} n'est pas connu pour pouvoir évaluer cette erreur. Pour cela nous allons nous appuyer sur le fait que l'application inverse r^{-1} est k-lipschitzienne (preuve ci-dessous), en d'autres termes :

$$\exists k > 0, \forall \mathbf{p}, \mathbf{q} \in \mathbb{R}^3, \|r^{-1}(\mathbf{p}) - r^{-1}(\mathbf{q})\| \leq k \|\mathbf{p} - \mathbf{q}\| \quad (2.15)$$

Cette propriété nous permet alors de majorer l'erreur $\|\mathbf{p}^i - \mathbf{p}\|$ par :

$$\|\mathbf{p}^i - \mathbf{p}\| = \|r^{-1}(r(\mathbf{p}^i)) - r^{-1}(\mathbf{q})\| \leq k \|r(\mathbf{p}^i) - \mathbf{q}\| = k |f(t_p^i)| \|\vec{u}\|$$

Nous désirons poursuivre les itérations de l'algorithme de Newton jusqu'à ce que la précision voulue soit atteinte i.e. lorsque $\|\mathbf{p}^i - \mathbf{p}\| < \epsilon$. Au vu de ce qui précède, cette condition d'arrêt est vérifiée lorsque $|f(t_p^i)| < \epsilon / (k \|\vec{u}\|)$. Cette inégalité constitue un critère d'arrêt fiable défini dans l'espace non-déformé.

Nous allons maintenant démontrer la nature lipschitzienne de la fonction r et ensuite nous envisagerons le cas de l'inversion d'une fonction composée de plusieurs déformations élémentaires successives.

Preuve de (2.15). Tout d'abord remarquons que r^{-1} est différentiable puisque r est $C^1(\mathbb{R}^3)$ et que son jacobien est strictement positif sur \mathbb{R}^3 (cf. (2.3)). De ce fait, nous avons :

$$\frac{\partial r^{-1}}{\partial \mathbf{p}} = \left(\frac{\partial r}{\partial \mathbf{p}} \right)^{-1}$$

Ce qui peut encore s'écrire à l'aide de (2.8) comme :

$$\frac{\partial r^{-1}}{\partial \mathbf{p}} = \frac{1}{|J_r|} \begin{pmatrix} 1 + u_y \frac{\partial w}{\partial y} + u_z \frac{\partial w}{\partial z} & -u_x \frac{\partial w}{\partial y} & -u_x \frac{\partial w}{\partial z} \\ -u_y \frac{\partial w}{\partial x} & 1 + u_x \frac{\partial w}{\partial x} + u_z \frac{\partial w}{\partial z} & -u_y \frac{\partial w}{\partial z} \\ -u_z \frac{\partial w}{\partial x} & -u_z \frac{\partial w}{\partial y} & 1 + u_x \frac{\partial w}{\partial x} + u_y \frac{\partial w}{\partial y} \end{pmatrix} \quad (2.16)$$

La preuve repose sur l'extension du théorème des accroissements finis à \mathbb{R}^3 et qui stipule que, pour une fonction $f \in C^1(\mathbb{R}^3)$, si la norme matricielle¹⁶ $\|\cdot\|$ de sa différentielle est bornée, alors les accroissements de la fonction sont bornés en conséquence, soit :

$$\exists k > 0, \forall \mathbf{x} \in \mathbb{R}^3, \left\| \frac{\partial f}{\partial \mathbf{x}}(\mathbf{x}) \right\| \leq k \Rightarrow \forall \mathbf{x}, \mathbf{y} \in \mathbb{R}^3, \|f(\mathbf{x}) - f(\mathbf{y})\| \leq k \|\mathbf{x} - \mathbf{y}\|$$

La norme matricielle euclidienne de la matrice (2.16) est majorée par sa norme de Frobenius $\|\cdot\|_F$ définie pour une matrice M , 3×3 , par :

$$\|M\|_F = \sqrt{\sum_{i=1}^3 \sum_{j=1}^3 |M_{ij}|^2}$$

Finalement, et sans entrer plus dans les détails, nous pouvons conclure en remarquant que tous les termes de la matrice (2.16) sont bornés en vertu de (2.13) pour les coordonnées de \vec{u} , de (2.12) pour les dérivées partielles de w et de (2.14) pour la fraction qui précède la

¹⁶La norme matricielle induite par $\|\cdot\|$ d'une application linéaire M est définie par : $\|M\| := \sup_{\mathbf{x} \neq 0} \frac{\|M\mathbf{x}\|}{\|\mathbf{x}\|}$

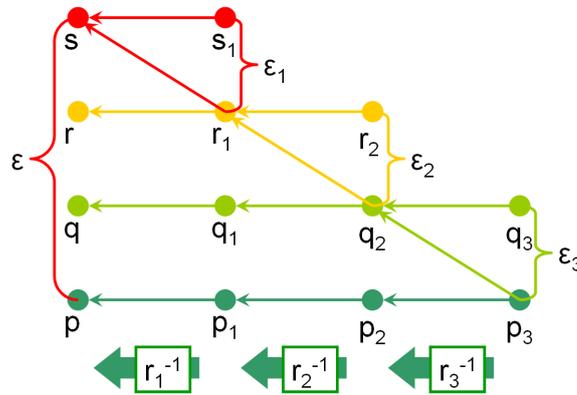


FIG. 2.12 – Calcul de l'inverse de $R = r_3 \circ r_2 \circ r_1$. De droite à gauche, chaque nouvelle ligne représente une approximation faite lors de l'inversion élémentaire r_j^{-1} et qui s'ajoute aux précédentes. La ligne du bas correspond au calcul idéal de l'inverse de \mathbf{p}_3 . Les flèches diagonales sont les étapes successives du calcul de la valeur \mathbf{s} qui approxime l'inverse exacte $\mathbf{p} = R^{-1}(\mathbf{p}_3)$. A chaque étape de calcul de r_j^{-1} , l'erreur commise dans l'espace déformé est ϵ_j . L'erreur d'inversion finale dans l'espace non-déformé est $\epsilon = \|\mathbf{p} - \mathbf{s}\|$.

matrice. Ainsi les normes matricielles de Frobenius et euclidienne de la matrice jacobienne sont bornées sur \mathbb{R}^3 et la constante de Lipschitz k est donc bien définie pour r^{-1} . ■

Considérons maintenant le cas d'une fonction de recalage R composée de plusieurs fonctions élémentaires r_j . Dans ce cas, la précision du calcul de l'inverse R^{-1} selon (2.6) doit être contrôlée à chaque étape d'inversion r_j^{-1} d'une fonction élémentaire. Voyons comment nous pouvons évaluer la précision du calcul de R^{-1} à l'aide des constantes de Lipschitz des fonctions r_j^{-1} .

Pour plus de clarté, supposons que $R = r_3 \circ r_2 \circ r_1$. Nous voulons évaluer $R^{-1} = r_1^{-1} \circ r_2^{-1} \circ r_3^{-1}$ en ayant, pour chacune des r_j^{-1} , une constante de Lipschitz k_j .

Soit $\mathbf{p} \in \mathbb{R}^3$ l'antécédent cherché de $\mathbf{p}_3 = R(\mathbf{p})$ ayant pour images intermédiaires $\mathbf{p}_1 = r_1(\mathbf{p})$ et $\mathbf{p}_2 = r_2(r_1(\mathbf{p})) = r_2(\mathbf{p}_1)$. La fig. 2.12 illustre, de droite à gauche, les trois étapes de l'approximation de $R^{-1}(\mathbf{p}_3)$ ainsi que l'accumulation successive des erreurs commises à chaque pas.

1. \mathbf{q}_2 approxime $\mathbf{p}_2 = r_3^{-1}(\mathbf{p}_3)$. L'erreur dans l'espace déformé est $\epsilon_3 := \|\mathbf{q}_3 - \mathbf{p}_3\|$. Cette erreur se propage vers l'espace non-déformé comme $\epsilon_3 k_3$, $\epsilon_3 k_3 k_2$ et finalement $\|\mathbf{q} - \mathbf{p}\| \leq \epsilon_3 k_3 k_2 k_1$.

2. \mathbf{r}_1 approxime $\mathbf{q}_1 = r_2^{-1}(\mathbf{q}_2)$ avec une erreur dans l'espace déformé de $\epsilon_2 := \|\mathbf{r}_2 - \mathbf{q}_2\|$. Cette erreur se propage vers la gauche, i.e. vers l'espace non-déformé, comme $\epsilon_2 k_2$ puis $\|\mathbf{r} - \mathbf{q}\| \leq \epsilon_2 k_2 k_1$

3. Finalement \mathbf{s} approxime $\mathbf{r} = r_1^{-1}(\mathbf{r}_1)$ avec une erreur dans l'espace déformé de

$\epsilon_1 := \|\mathbf{s}_1 - \mathbf{r}_1\|$. Cette erreur se propage comme $\|\mathbf{s} - \mathbf{r}\| \leq \epsilon_1 k_1$.

L'erreur finale peut ainsi être majorée par la somme des erreurs propagées :

$$\epsilon = \|\mathbf{s} - \mathbf{p}\| \leq \|\mathbf{s} - \mathbf{r}\| + \|\mathbf{r} - \mathbf{q}\| + \|\mathbf{q} - \mathbf{p}\| \leq \epsilon_1 k_1 + \epsilon_2 k_2 k_1 + \epsilon_3 k_3 k_2 k_1$$

L'expression ci-dessus peut être immédiatement étendue à toute fonction de recalage élastique R d'expression (2.6). Si R est composée de N fonctions élémentaires et la précision voulue dans l'espace non-déformé est ϵ , alors l'effort d'approximation peut être réparti parmi les N fonctions élémentaires en ajustant le seuil de précision de l'inversion de Newton à :

$$\forall j = 1, \dots, N \quad \epsilon_j = \frac{\epsilon}{N \prod_{i=1}^j k_i}$$

où chaque constante de Lipschitz k_i ne doit être évaluée qu'une seule fois étant donné qu'elle ne dépend que de l'amplitude du déplacement appliqué au nœud associé à la fonction élémentaire r_i et de la taille de la cellule au niveau de raffinement considéré.

2.4.6 Filtrage du recalage élastique et calcul du champ de déplacements

Comme nous l'avons évoqué plus haut, les images per-opératoires sont bruitées et le recalage élastique peut produire occasionnellement des artefacts de recalage. Il est donc important de mettre en place une stratégie permettant de réduire le nombre d'association entre points source et points destination erronées, chacune de ses associations se traduisant par la suite par un déplacements, leur effet risque de se propager jusqu'au calcul de la déformation biomécanique du modèle avec pour conséquence, une perte de précision importante.

Nous avons implémenté une technique robuste et simple afin d'éliminer les erreurs de recalage grossières, dues à la présence de faux vaisseaux dans les données issues de la segmentation. Cette méthode est divisée en deux phases : un **filtrage direct**, qui s'appuie sur le calcul de la fonction de recalage R , suivi par un **filtrage inverse**, lequel fait intervenir l'inverse du recalage : R^{-1} .

Le rôle du filtrage est d'éliminer les associations de points qui ne vérifient pas un critère de précision donné. Soit d_{max} la distance maximale acceptable entre un point source et son homologue dans D . Le filtrage direct permet d'éliminer les points de S qui ne remplissent pas la condition $d(R(\mathbf{s}), D) < d_{max}$. L'ensemble de points source filtré est S^f , défini par :

$$S^f := \{\mathbf{s} \in S \mid d(R(\mathbf{s}), D) < d_{max}\}$$

La fig. 2.13-a illustre l'étape de filtrage direct.

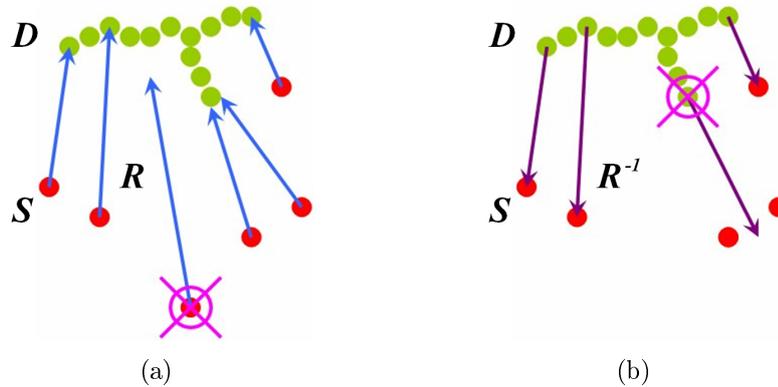


FIG. 2.13 – Au-dessus (en vert) : les points destination, en-dessous (en rouge) : les points source. (a) Filtrage direct : élimination de points source n'ayant pas atteint D . (b) Filtrage inverse : élimination des déplacements calculés à partir de D qui n'atteignent pas S .

L'objectif de la procédure de recalage est de générer un champ de déplacements correspondant à la déformation de la structure de l'arbre vasculaire définie à partir des images pré-opératoires par D , et qui l'amènent dans la configuration courante S , obtenue par analyse des images US Doppler per-opératoires. Le filtrage inverse permet de vérifier que le champ de déplacements obtenu par l'inversion de la fonction de recalage R transforme effectivement les points de D en S . Afin de ne pas tenir compte des points source éliminés précédemment, nous restreignons l'ensemble S à S^f et définissons l'ensemble de points destination filtré D^b par :

$$D^b := \{\mathbf{d} \in D \mid d(R^{-1}(\mathbf{d}), S^f) < d_{max}\}$$

La fig. 2.13-b illustre l'étape de filtrage inverse.

Finalement, l'ensemble de déplacements de l'arbre vasculaire, de sa configuration de référence vers sa configuration courante, est assemblé en s'appuyant sur ce dernier ensemble de points. Le champ de déplacements destiné au modèle biomécanique est ainsi donné par :

$$Disp := \{\mathbf{u} = \overrightarrow{ab}, a \in D^b, b = R^{-1}(a)\}$$

2.5 Résultats

Nous présentons dans cette partie quelques résultats qualitatifs concernant l'acquisition et la segmentation d'images US Doppler obtenus lors d'essais menés au bloc opératoire. Dans la dernière partie nous illustrons une procédure de recalage élastique complète réalisée sur des données bruitées. A l'issue du recalage le filtrage direct et inverse est appliqué aux données. Finalement l'écart entre le champ de déplacements calculé en présence de bruit dans les données et celui obtenu sur des données propres est quantifié. Ces mesures

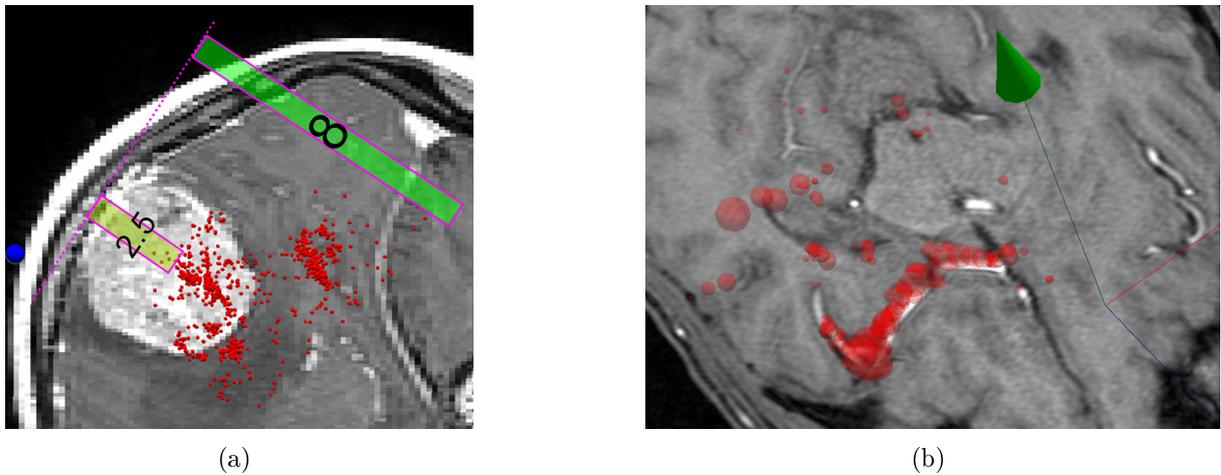


FIG. 2.14 – (a) Répartition des signaux Color Doppler entre 2.5 et 8 cm de profondeur sous le cortex. (b) Superposition de signal Color Doppler au niveau des artères profondes.

d'erreur sont alors mises en perspective par rapport au taux de bruit simulé dans le jeu de données.

2.5.1 Acquisitions Color Doppler

Les acquisitions faites au début de notre travail en mode Color Doppler ont permis de mettre en évidence la répartition du signal dans le volume du parenchyme. La fig. 2.14-a montre les signaux Doppler recueillis entre 2 et 8 cm de profondeur par rapport à la surface corticale. Sur cette même figure, l'absence de signal au niveau des replis du cortex (profondeur < 2.5 cm) trahit les faiblesses du mode Color Doppler.

La fig. 2.14-b montre l'adéquation entre la position des artères profondes vues sur l'angio-IRM et le signal Color Doppler recueilli juste après l'ouverture de la dure-mère. A ce niveau de l'intervention, nous n'avons pas observé de brain-shift au niveau de la surface corticale, il serait donc prématuré de dire que cette adéquation entre le Doppler et l'IRM obtenue par recalage rigide suggère la rigidité des structures profondes.

La fig. 2.15 montre l'orientation du pseudo-volume obtenu par un balayage réalisé en pivotant le transducteur placé au contact du cortex, dans la voie d'abord située au dessus de la tumeur (flèche verte dans la figure). La durée de l'acquisition a été, pour ce patient, de 2 minutes et 386 images Color Doppler ont été enregistrées. La segmentation a produit un nuage de 970 points (flèche rouge) localisés autour de la lésion et a duré 6 secondes, soit environ 15 millisecondes par image. Cette figure montre qu'un volume assez étendu autour de la région d'intérêt peut être balayé à travers la craniotomie par un pivotement de la sonde.

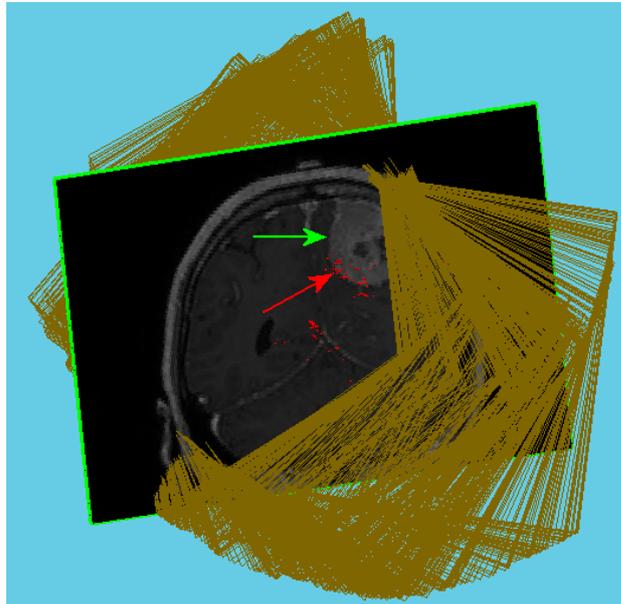


FIG. 2.15 – Répartition de la position des images US obtenues lors d'une acquisition sur patient. Les rectangles jaunes matérialisent les bords de l'image échographique complète. La limite tumorale est indiquée par une flèche verte et les points segmentés à partir des données Color Doppler sont indiqués en rouge (flèche rouge)

La durée d'acquisition, trop longue à l'heure actuelle, peut être significativement réduite en restreignant la portion sauvegardée de chaque image à la région d'intérêt Color/Power Doppler, comme nous l'avons mentionné dans le § 2.2.2.2, p. 51. Afin de laisser une trace des éventuelles modifications des paramètres échographiques faites en cours d'acquisition, notre système sauvegarde actuellement les images issues de l'échographe dans leur intégralité. Les rectangles correspondant à leurs bords sont affichés en jaune sur la fig. 2.15.

2.5.2 Acquisitions Power Doppler

Les essais avec un échographe équipé d'un mode Power Doppler nous ont permis de constater sa plus grande sensibilité. Sur la capture d'écran présentée dans la fig. 2.16 la profondeur d'acquisition est de 7 cm pour une hauteur de 372 pixels, ce qui correspond à une résolution de 0.19 mm/pixel. Les plus petites artérioles segmentées dans cette image mesurent entre 4 et 5 pixels de diamètre, ce qui correspond environ à 1 mm. Ceci démontre que la sensibilité de l'appareil permet de localiser les vaisseaux corticaux de petit diamètre.

La fig. 2.17 nous montre la répartition du signal Power Doppler autour d'une tumeur. Sur les images échographiques, le signal met clairement en évidence la vascularisation formée à l'interface entre les tissus sains et la tumeur (ellipse en pointillés, fig. 2.17-a). Nous n'avons malheureusement pas pu, pour des raisons techniques, mettre en correspon-

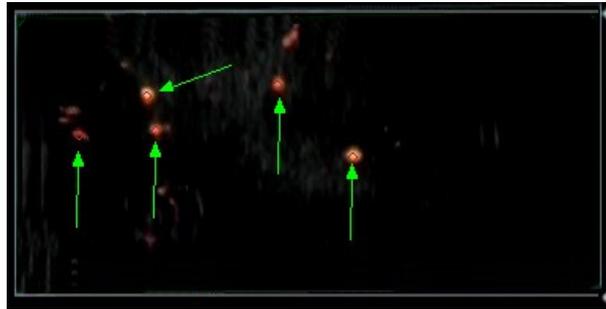


FIG. 2.16 – Vaisseaux de diamètre ≈ 1 mm segmentés sur une image US Power Doppler. Les signaux segmentés par l’algorithme de recalage sont indiqués par des flèches. L’image est ici tournée à 90° , la profondeur de 7 cm correspond donc à sa largeur.

dance les données per-opératoires avec les données IRM pré-opératoires pour ce patient, cependant une visualisation 3D de l’ensemble des vaisseaux segmentés permet de se rendre compte de leur distribution périphérique (figs. 2.17-b et c). Cette observation confirme que le suivi de l’arbre vasculaire peut permettre de localiser précisément les déplacements des limites tumorales au cours de l’intervention.

2.5.3 Recalage élastique

Nous illustrons ici une procédure de recalage effectuée sur des données obtenues par indentation puis acquisition CT scanner d’un fantôme, le Truth Cylinder, construit sur le même modèle que le Truth Cube [Kerdok 03], dont nous parlerons plus loin, au § 3.4.5.1, p. 128. Les mesures du Truth Cylinder et du Truth Cube ont été réalisées par l’équipe du CIMIT Simulations Group à l’Université de Harvard¹⁷. Un ensemble de 51 billes de 1.5 mm de diamètre environ ont été placées dans un cylindre de silicone de 10 cm de diamètre et de 10 cm de haut. Une compression uniaxiale a ensuite été appliquée au solide. Les positions des billes au repos et après compression ont été obtenues par segmentation d’images CT scanner du cylindre dans les deux configurations.

La fig. 2.18 montre les résultats de deux recalages réalisés à partir des données du Truth Cylinder. En (a) les points source rouges (globalement en dessous) représentent les positions des billes dans la configuration déformée (notre ‘configuration courante’) tandis que les points destination verts matérialisent les billes dans la configuration au repos (‘de référence’) du Truth Cylinder. Un premier recalage est effectué entre ces deux nuages de points et les associations entre les 51 paires de billes sont correctement retrouvées par l’algorithme. En (b) nous voyons le champ de déplacements résultant qui amène la configuration de référence dans la configuration courante, déformée.

Un deuxième recalage est alors réalisé sur le même jeu de données, en y ajoutant

¹⁷biorobotics.harvard.edu/truthcube/index.htm

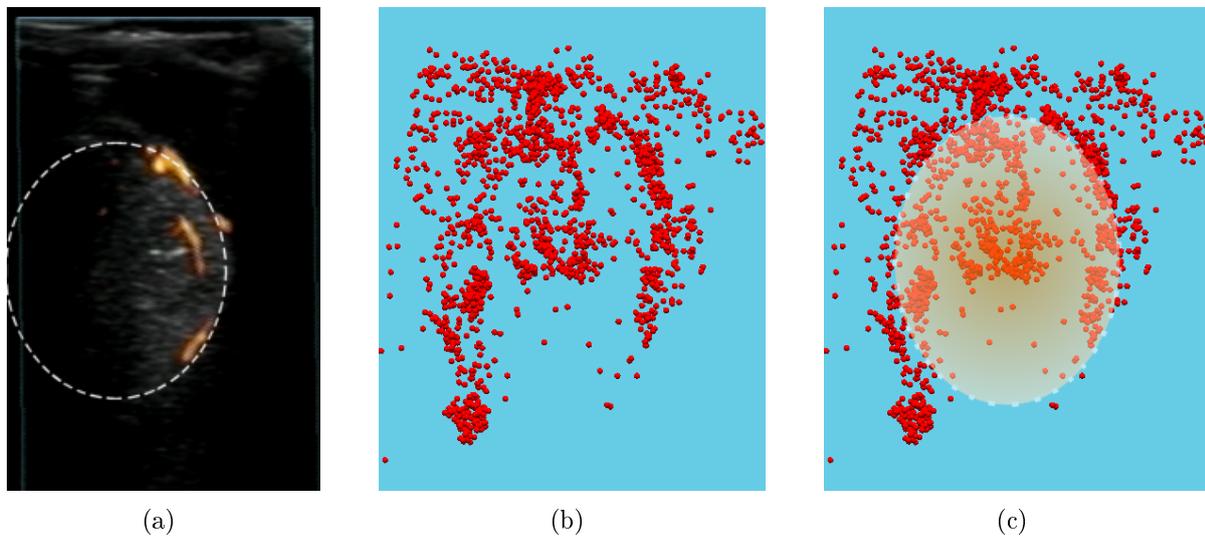


FIG. 2.17 – (a) Répartition des vaisseaux à la surface de la tumeur (ellipse). (b) Nuage de points matérialisant les vaisseaux de l'arbre vasculaire, issus de la segmentation des images US Power Doppler. (c) Situation de la tumeur au sein du nuage de points.

cette fois deux formes de bruit. Dans un premier temps nous simulons une redondance de données S en ajoutant pour chaque bille de la configuration déformée 10 points aléatoires dans son voisinage, dans un rayon de 2.5 mm. Le jeu de données ainsi formé contient $10 \times 51 + 51 = 561$ points qui représentent les positions des billes du Truth Cylinder déformé avec une erreur moyenne de 1.1 mm et une erreur maximale de 2.5 mm. Dans un deuxième temps, nous ajoutons à ce jeu de données 500 points placés aléatoirement dans le volume global du cylindre, indépendamment de la position des billes. Le nuage de 1061 points source obtenu est représenté en (c). La procédure de recalage nous donne alors le champ de déplacements représenté en (d), auquel nous appliquons le filtrage direct (e) puis inverse (f). A l'issue de la phase de filtrage, 6 déplacements sur 51 ont été rejetés du fait de leur manque de précision.

La comparaison des 45 vecteurs communs au champ de déplacements (f) ainsi obtenu et au champ 'idéal' (b) révèle une erreur moyenne de 0.7 mm et une erreur maximale de 1.4 mm commises sur les déplacements par le second recalage. Ces erreurs sont inférieure de plus de 35% aux erreurs présentes dans les données initiales. Par ailleurs l'algorithme de recalage a favorisé, comme nous le souhaitions, les données redondantes par rapport au bruit aléatoire alors que celui-ci constitue 50% de l'ensemble des points sources. Ces résultats très positifs, nous permettent d'escompter un comportement similaire lorsque des données bruitées telles que celles présentées sur la fig. 2.17 seront soumises à notre algorithme.

Concernant les temps d'exécution, après calcul de la carte de distance, l'algorithme permet de recalcr un ensemble de 1500 points source vers un ensemble de points destination de cardinal quelconque en 2 secondes et 250 itérations environ, faites sur 8 niveaux

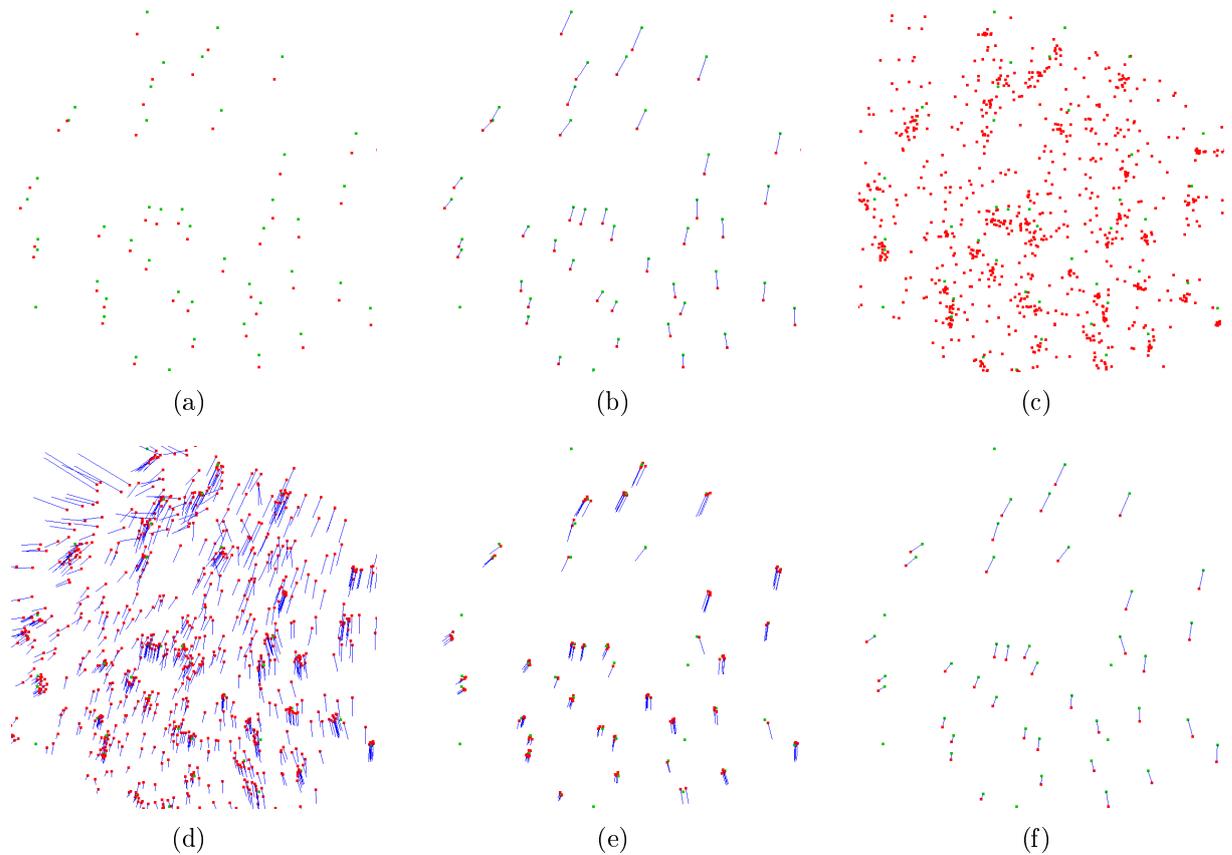


FIG. 2.18 – (a) Points source (rouge) et destination (vert). (b) Recalage élastique des données non-bruitées. (c) Données source bruitées (rouge) et points destination inchangés (vert). (d) Recalage élastique des données bruitées. (e) Filtrage direct du recalage élastique bruité. (f) Filtrage inverse du recalage élastique bruité. L'écart entre les champs de déformation (b) et (f) est en moyenne de 0.7 mm et inférieur à 1.4 mm.

de raffinement de la discrétisation du solide virtuel. Ces valeurs dépendent bien évidemment de la configuration des deux ensembles S et D . L'ordre de grandeur du temps de calcul donné ici a été observé lors des simulations réalisées dans le cadre de la validation présentée dans la section 3.4.5.2, p. 131.

2.6 Conclusion

Au cours de ce chapitre, nous avons présenté les techniques de suivi et de recalage des tissus qui ont été implémentées dans notre neuronavigateur. La structure d'intérêt concernée est l'arbre vasculaire cérébral, dont la caractéristique remarquable est d'être distribué dans l'ensemble du volume parenchymal. Son suivi fournit donc des informations précieuses sur le comportement, au cours du brain-shift, des tissus situés à tous les niveaux

de profondeur : des artères profondes du polygone de Willis, jusqu'aux artérioles courant le long des sillons corticaux, et plus particulièrement encore dans la région d'intérêt, du fait de la forte vascularisation qui accompagne la formation des lésions tumorales. Des méthodes permettant la localisation pré- et per-opératoire de l'arbre vasculaire en vue d'en estimer la déformation ont été proposées et illustrées.

La localisation pré-opératoire repose sur l'analyse d'images d'angiographie par résonance magnétique (ARM) du cerveau du patient qui, suite à une injection de produit de contraste, mettent clairement en évidence l'arbre vasculaire. La segmentation que nous avons mise en place, basée sur le seuillage des hautes intensités dans les images ARM, est semi-automatique en ce qu'elle requiert un contrôle manuel de la qualité de la segmentation et éventuellement une retouche du résultat. La localisation de la structure dite 'de référence' de l'arbre vasculaire par rapport à l'espace physique du patient, défini lors de son installation au bloc opératoire, est réalisée par identification de points de référence communs matérialisés par des marqueurs cutanés adhésifs répartis à la surface de la tête du patient avant l'acquisition d'images pré-opératoires. La segmentation manuelle de ces points dans les images, où ils apparaissent hyperintenses, et la numérisation de leur position dans l'espace du patient au moyen d'un dispositif de localisation optique permettent d'établir une correspondance, par recalage rigide, entre le référentiel des images pré-opératoires et celui attaché rigidement à la tête du patient.

La localisation per-opératoire de l'arbre vasculaire repose sur l'acquisition d'images échographiques Power Doppler dont la position spatiale est enregistrée à l'aide du dispositif de localisation optique. Le flux sanguin est visualisé dans les images échographiques par un code couleur ce qui permet une segmentation rapide des signaux engendrés par les vaisseaux de l'arbre vasculaire.

La méthode de segmentation automatique implémentée est résistante au bruit Doppler provoqué par une manipulation trop brusque de la sonde. Les critères de segmentation des signaux Doppler se basent sur une analyse de leur forme géométrique. En conséquence une certaine quantité d'information pertinente est éliminée des images US du fait de la difficulté de distinguer les signaux de flux sanguin d'apparence complexe de ceux engendrés par le bruit et qui ne reflètent pas la structure anatomique de l'arbre vasculaire. Cette perte est toutefois compensée par la possibilité d'acquérir au cours de l'intervention un grand nombre d'images où les signaux vasculaires apparaissent de manière redondante et cohérente du point de vue de la structure de l'arbre vasculaire, dépassant largement en proportion les signaux bruités, épars, dont la forme permet exceptionnellement d'être retenus à l'issue de la segmentation.

Le calibrage de la sonde échographique combiné aux informations de position du transducteur enregistrées au moment de l'acquisition de l'image US, permettent, par la suite, de localiser dans l'espace du patient les centres des vaisseaux segmentés individuellement dans chaque image échographique. Le nuage de points ainsi formé définit la **configuration courante** de l'arbre vasculaire. Afin d'en estimer la déformation, cette configuration est comparée à la **configuration de référence**, définie à partir des images pré-opératoires

d'angiographie par RM. La correspondance entre ces deux observations de la même structure est établie au moyen d'un algorithme de recalage élastique.

Le recalage élastique que nous proposons, d'inspiration mécanique, permet de construire une association entre deux observations de l'arbre vasculaire cérébral pré- et per-opératoire, de natures très distinctes. Le calcul est guidé par la minimisation d'une énergie de recalage qui quantifie la similarité entre les deux structures. Le recalage optimal étant atteint pour une énergie nulle, l'objectif de l'algorithme de recalage est d'en minimiser itérativement la valeur en faisant évoluer la structure courante, dite 'source', vers la structure de référence, dite 'de destination'. La rapidité du calcul est obtenue grâce au précalcul d'une carte de distance sur laquelle s'appuient l'évaluation de l'énergie de recalage ainsi que la détermination de la direction de plus forte descente, calculées à chaque itération du processus de minimisation.

Les propriétés mathématiques de la famille de fonction de recalage engendrée par notre technique garantissent le respect de critères physiques essentiels, tels que le non-repliement de l'espace, le non-recouvrement de matière et la continuité de la propagation de la déformation. Notre recalage élastique présente également l'avantage d'être inversible avec le degré de précision souhaité. Sur la base de cette dernière caractéristique, nous proposons un post-traitement du résultat produit par le recalage qui permet d'en éliminer les aberrations dues à la présence de bruit dans les données d'imagerie per-opératoire. L'ensemble de déplacements de l'arbre vasculaire finalement retenu constitue la donnée d'entrée du modèle biomécanique dont le rôle est d'en étendre la portée à l'ensemble du volume du cerveau du patient afin de simuler l'effet du brain-shift. Le chapitre suivant décrit cette procédure.



Chapitre 3

Calcul de la déformation du cerveau

3.1 Introduction

Dans le présent chapitre nous présentons le cadre mécanique choisi pour modéliser le comportement des tissus mous du cerveau. Après une brève revue de différents modèles proposés dans la littérature, nous présentons les hypothèses, la formulation ainsi que les restrictions inhérentes à notre modèle. Ces hypothèses sont celles des petites déformations et petits déplacements, et définissent ce qu'on appelle communément un cadre 'linéaire' de modélisation. La Mécanique des Milieux Continus (MMC) [Bonet 97] a été choisie comme cadre général de notre travail de modélisation du fait des bases physiques solides sur lesquelles elle se fonde.

Les équations aux dérivées partielles qui résultent des lois de comportement des matériaux sont résolues à l'aide de la méthode des Eléments Finis (MEF) [Zienkiewicz 05] [Bathe 96] [Hughes 87]. Le calcul de la déformation du solide modélisé repose sur la discrétisation du domaine par le biais d'un maillage d'éléments finis. Ce maillage représente la géométrie de l'organe du patient et modélise en partie les interactions avec les tissus avoisinants. Nous présentons dans la partie 3.2.2 les techniques que nous avons mises en œuvre pour produire des modèles représentatifs de l'anatomie spécifique à chaque patient opéré. Une fois le modèle défini, nous présentons les méthodes couramment utilisées pour effectuer les calculs de déformation en tenant compte d'informations partielles sur la déformation du cerveau. Le modèle permet ainsi de déduire, à partir d'une déformation locale, la déformation globale des tissus.

Dans la partie 3.3, nous donnons deux exemples de la première approche que nous avons mise en place pour piloter la déformation du modèle biomécanique en suivant la déformation d'un ensemble de références anatomiques, situées au niveau des nœuds du maillage. Cette dernière restriction ne permettant pas, du fait de leur répartition spatiale arbitraire, de prendre en compte les données US Doppler, nous l'avons abandonnée pour nous tourner vers une autre formulation. La partie 3.4 présente la méthode qui nous permet de prendre en compte un champ de déplacements de références localisées arbitrairement au sein du volume du modèle ainsi que les résultats obtenus à partir de données réelles et de données synthétiques.

La mise à jour des données pré-opératoires à partir du champ de déformation global, obtenu à l'étape précédente, est abordée dans la partie 3.5. Nous décrivons plus particulièrement la mise à jour de données volumétriques de type IRM ou CT scanner au moyen de techniques de texture 3D issues de l'informatique graphique. Une méthode permettant de valider la déformation calculée par le système est également présentée. Cette étape finale constitue le dernier maillon de la chaîne de traitements mis en œuvre dans notre système. La validation de la déformation doit permettre au chirurgien d'inspecter les données modifiées par le système afin de les confronter à la configuration réelle du patient pour prendre la décision de suivre ou non le planning mis à jour proposé par le neuronavigateur.

Enfin, nous concluons en évoquant les points forts ainsi que les limitations de notre approche, et nous proposerons des améliorations destinées à renforcer la robustesse de l'approche vis-à-vis des aléas omniprésents lors de l'acquisition de données per-opératoires.

3.2 Modèle biomécanique

3.2.1 Modèles biomécaniques du cerveau dans la littérature

La modélisation biomécanique du cerveau, et de tous les tissus mous humains en général, représente un challenge important. Les relations supposées entre contraintes et déformations au sein d'un solide, appelées 'lois de comportement', doivent être choisies empiriquement parmi l'ensemble de lois proposées dans la littérature, de manière à refléter le plus fidèlement possible les caractéristiques mécaniques des tissus cérébraux. Chacune d'elles est caractérisée par des paramètres rhéologiques du milieu modélisé dont les valeurs connaissent une certaine variabilité inter-individuelle et qu'il n'est pas toujours aisé de mesurer in-situ. Dans la plupart des cas, les valeurs adoptées sont tirées des publications relatant des expériences menées dans des conditions similaires à celles de la modélisation, comme les indentations in-vivo réalisée par l'équipe de K. Miller sur les cerveaux de cochon [Miller 97] [Miller 00]. La mesure des paramètres rhéologiques peut, comme le proposent Schiavone et al. [Schiavone 08a], être réalisée dans certains cas à l'aide d'une mini-pipette posée sur le tissu et à l'intérieur de laquelle est créée une dépression. La

hauteur d'aspiration du tissu est mesurée, pour différentes pressions, par une caméra embarquée sur la pipette. Un calcul d'inversion de modèle est ensuite effectué pour remonter aux paramètres optimaux permettant de reproduire la série de mesures réalisées. Une fois le modèle correctement paramétré, les équations de la mécanique des milieux continus qui gouvernent la déformation des tissus doivent être résolues en respectant les contraintes de temps propres au contexte de travail du système : temps-réel s'il s'agit de simulation interactive, temps 'raisonnablement' acceptable par l'équipe chirurgicale¹, s'il s'agit de chirurgie naviguée.

Les délais de calcul de la déformation doivent être suffisamment brefs par rapport à la dynamique du phénomène modélisé pour fournir au chirurgien une réponse exploitable. Pour atteindre cet objectif, de nombreuses simplifications sont en général adoptées par les auteurs. Par exemple, en formulant l'hypothèse que l'amplitude des déformations est inférieure à 10% et que celle des déplacements des points du solide est petite par rapport à ses dimensions, nous définissons ce que l'on nomme communément un 'cadre linéaire de modélisation', du fait de la relation linéaire entre contraintes et déplacements à laquelle ces simplifications aboutissent. Il est également possible de ne formuler que l'hypothèse de petits déplacements, on parle alors de 'linéarité géométrique' ou uniquement celle de petites déformations, dite de 'linéarité mécanique'. Les modèles proposés dans la littérature diffèrent par la finesse avec laquelle les comportements mécaniques des tissus ainsi que leurs interactions avec le milieu environnant sont pris en compte et nous allons maintenant donner un bref aperçu des approches communément rencontrées.

Miga et al. proposent un modèle poroélastique de cerveau [Miga 99] [Miga 00a] où les tissus sont représentés comme un milieu baignant dans un liquide interstitiel dont la circulation est caractérisée par les coefficients de perméabilité des tissus cérébraux blancs et gris. Le modèle présenté par les auteurs prend en compte les interactions entre le LCR, la matière blanche et la matière grise. Les données d'entrée du modèle sont l'orientation du patient dans l'espace, l'estimation du niveau de LCR dans le crâne et les déplacements de la surface corticale mesurés à travers le volet de la craniotomie. Les auteurs rapportent une compensation du brain shift de l'ordre de 79% soit une erreur moyenne de 1.2 ± 1.3 mm pour une déformation moyenne de 5.7 ± 2.0 mm. Ces erreurs ont pu, par la suite, être réduites de plus d'1 mm par la prise en compte de la résection et de la rétraction des tissus [Miga 01]. Le temps de calcul du modèle, comportant entre 60,000 et 70,000 degrés de liberté², est de 5 à 10 minutes ce qui le rend difficilement compatible avec les contraintes per-opératoires que nous avons identifiées.

Le modèle proposé dans [Hagemann 02] prend en compte non seulement la variabilité des paramètres rhéologiques à travers les tissus cérébraux mais également la diversité des lois comportementales qui modélisent les différents compartiments considérés : le LCR, le crâne et les tissus cérébraux. L'ensemble des équations issues des modèles fluides, élastiques et solide est regroupé au sein d'un unique système linéaire. Les données d'entrée du modèle sont les mouvements de références anatomiques manuellement localisées dans

¹Inversement proportionnel au carré de la difficulté de l'intervention.

²En abrégé : 'ddl' ou 'dof', *degrees of freedom*, en anglais.

les images de résonance magnétique. La technique permet, d'après les auteurs, un gain significatif de réalisme de la déformation³ par rapport à un modèle élastique uniforme ; aucune quantification de cette amélioration n'est cependant donnée. Néanmoins, la résolution du système linéaire ainsi constitué, et comprenant 10,142 ddl, prend environ 35 heures et reste de ce fait totalement inenvisageable dans le contexte d'un bloc opératoire. Les auteurs d'ailleurs en restreignent l'application aux images 2D.

Ecabert et al. proposent également un modèle élastique du cerveau couplé à une phase liquide [Eckabert 03]. La complexité computationnelle du modèle multiphasique est notablement réduite par le recours à la méthode des éléments frontière qui permet de ne considérer que les degrés de liberté situés aux interfaces entre les parties fluides et solides. Une fois la position d'équilibre des interface déterminée par la résolution du système linéaire restreint aux frontières entre les domaines, les déplacements internes peuvent être aisément déduits. Les conditions aux limites en déplacement sont appliquées par recalage élastique de la surface corticale entre les images pré- et per-opératoires. La précision du modèle a été évaluée à l'aide de 12 points de références identifiés manuellement dans les images dont les positions ont été comparées à celles produites par un modèle linéaire homogène. Les auteurs rapportent une amélioration de près d'un millimètre entre les deux modèles. Les performances du système ont été mesurées sur des coupes 2D d'images RM per-opératoires où des références anatomiques ont été manuellement identifiées. Les calculs de déformation ont été effectués en quelques secondes sur des maillages de faible résolution : 500 nœuds pour la surface corticale et 100 pour les ventricules. Malgré cela, cette approche calculatoire, qui se rapproche des stratégies de type *Divide and Conquer*⁴ nous semble très prometteuse.

Une autre modélisation du cerveau basée sur un modèle élastique est proposée par Ferrant et al. [Ferrant 01a] [Ferrant 02]. Le modèle est piloté en déplacements à l'aide d'images RM per-opératoire où les contours du cortex, des ventricules et de la tumeur sont segmentés au moyen d'un algorithme semi-automatique. Les erreurs de prédiction commises par le système sont évaluées à l'aide d'un ensemble de 400 points de références identifiés dans les images. Les auteurs font état d'une précision globale de 0.9 ± 0.7 mm mais soulignent la présence d'erreurs maximales de 3.7 mm dans les zones de résection de la lésion, qui ne sont pas prises en compte par le modèle. Le calcul des déformations est implémenté sur une plateforme parallèle et requiert seulement 15 secondes, auxquelles il faut ajouter le temps d'élaboration des données d'entrée du modèle, i.e. l'acquisition et la segmentation d'images RM per-opératoires qui nécessitent plusieurs minutes. Les auteurs soulignent par ailleurs que les opérations manuelles de segmentation des surfaces et d'identification des points de référence anatomique influent aussi bien sur les données d'entrée du modèle par le biais du calcul des déplacements des limites corticales, que sur l'évaluation des erreurs commises par le modèle.

³*Improvement of the physical plausibility*, en anglais, dans l'article.

⁴'Diviser pour régner', en français. Paradigme algorithmique consistant à réduire la complexité d'un problème en le subdivisant récursivement en sous-parties puis en combinant les solutions partielles obtenues en une solution globale.

Les travaux mentionnés ci-dessus s'appuient sur un modèle linéaire de l'élasticité du cerveau, or il est reconnu que le comportement des tissus humains est non-linéaire et les lois de comportement hyperélastique sont les plus adaptées à leur modélisation. Les paramètres de ces lois ont très largement été étudiés par l'équipe de Karol Miller dont les travaux constituent à l'heure actuelle une référence mondiale [Miller 02a]. L'hyperélasticité peut être vue comme un comportement élastique dont la raideur augmente avec la déformation et où l'énergie de déformation est entièrement restituée lorsque la pression est relâchée. En l'absence de dissipation d'énergie de déformation, le solide retrouve sa forme initiale après la déformation. Les études rhéologiques in-vivo menées sur des cerveaux de cochon [Miller 97] [Miller 00] [Miller 02b] ont permis de conclure que :

- Les relations entre les déformations et les contraintes sont fortement non-linéaires et il est impossible, selon les auteurs, de caractériser le comportement des tissus par un unique module de Young ;
- La raideur des tissus cérébraux est plus importante en compression qu'en extension ;
- Le comportement est également dépendant de la vitesse de la mise en charge : plus la vitesse de déformation est importante et plus les contraintes mesurées sont élevées.

Afin de rendre compte de ces comportements, les auteurs proposent un modèle hyperviscoélastique de type Ogden et en identifient les paramètres [Miller 06]. Ce modèle repose sur les hypothèses suivantes :

- Le matériau est incompressible : ce fait est communément admis pour la plupart des tissus par la communauté des biomécaniciens [Pamidi 78] [Walsh 84] ;
- Le matériau est isotrope : cette affirmation dépend de l'échelle à laquelle se positionne le modèle. Miller et al. affirment qu'il est raisonnable de considérer les tissus cérébraux comme isotropes si l'on cherche à représenter un comportement global de l'organe à l'échelle centimétrique. A un niveau de modélisation plus fin, une étude publiée par Prange et al. [Prange 02] et portant sur des échantillons millimétriques fait état de variations directionnelles des comportements mécaniques des tissus.

Les temps de calcul requis pour la prise en compte de lois de comportement non-linéaires ont longtemps été prohibitifs. Cependant, de nouvelles formulations permettent désormais de résoudre les équations aux dérivées partielles qui y sont associées sur des maillages présentant un niveau de raffinement élevé. La méthode Total Lagrangian Explicit Dynamics (TLED) [Miller 07] présente un coût calculatoire très inférieur à la technique dite Updated Lagrangian Explicit Dynamics [Picinbono 03] couramment utilisée dans le cadre de la modélisation non-linéaire. La méthode TLED s'appuie sur l'expression des tenseurs de déformations et de contraintes dans la configuration initiale, Lagrangienne, du solide considéré. Le calcul de la déformation se fait ensuite par intégration explicite dans le temps de l'équation newtonienne du mouvement des nœuds du maillage sous l'influence des forces nodales internes dues à la déformation du solide et des forces extérieures appliquées au modèle. L'intégration explicite est conditionnellement stable et le pas de temps maximal est approximativement inversement proportionnel à la racine carrée de la raideur (module de Young) divisée par la masse volumique du matériau, ce qui, dans le cas des tissus mous du cerveau, autorise des pas de temps d'une milliseconde. La

méthode TLED peut donc être envisagée pour des calculs temps réel dans le cadre de la simulation de chirurgie et convient donc parfaitement à notre cadre de travail.

Les performances de la méthode TLED ont encore pu être améliorées [Taylor 07] par le recours à la parallélisation des calculs rendue possible par le développement des cartes graphiques programmables ou GPU⁵. L'utilisation de ces nouveaux matériels, initialement dédiés à l'accélération des calculs de rendu graphique, a récemment donné lieu à une nouvelle discipline, dite *General Purpose GPU*⁶ (GP-GPU), dont l'objet est l'accélération de calculs scientifiques à l'aide d'implémentations efficaces de l'algèbre linéaire exploitant la puissance de calcul et la capacité des GPUs à gérer de grandes quantités de données [Owens 07]. L'implémentation de la méthode TLED décrite par Taylor et al. permet un calcul de déformation en temps-réel d'un modèle hyperélastique constitué de 16'000 tétraèdres.

En dépit de l'existence de ces solutions puissantes, bon nombre d'auteurs choisissent, par manque de familiarité avec les formulations ou par décision éclairée, de travailler dans le cadre plus commode de la linéarité mécanique et/ou géométrique. Ce choix peut se justifier, bien entendu, par le réalisme des hypothèses adoptées, mais aussi par le nombre réduit de paramètres qui contrôlent une loi de comportement élastique et dont l'identification préalable semble cruciale. Ces paramètres sont au nombre de deux : le module de Young, évoqué plus haut, E , qui caractérise la résistance d'un matériau à la compression et le taux de Poisson, ν qui décrit la tendance d'un matériau à perdre en volume sous l'effet d'une compression. Les valeurs de ces paramètres rencontrées dans la littérature présentent une grande disparité et nous allons tenter d'en comprendre les raisons et les conséquences.

Metz et al. [Metz 70] ont mesuré à l'aide d'une indentation cylindrique la raideur des tissus cérébraux vivants, morts et fixés. Les valeurs obtenues se situent entre 10 et 35 kPa. Ces valeurs sont 10 fois moins importantes que celles choisies par Ecabert et al. dans le travail mentionné ci-dessus [Eckabert 03] : $E = 313$ kPa et $\nu = 0.4$. L'article en question mentionne la valeur du module de cisaillement, $G = 112$ kPa, qui caractérise la résistance d'un matériau à une contrainte transversale. La relation entre les modules E , G (parfois noté μ) et le coefficient ν est : $E = 2G(1 + \nu)$.

Takizawa et al. ont, quant à eux, étudié les effets d'une hémorragie intracérébrale en modélisant les ventricules remplis de LCR, la matière blanche, grise et la faux du cerveau [Takizawa 94]. Le taux de Poisson choisi pour les tissus était de 0.47 et les valeurs des modules de Young pour le LCR, la matière blanche, grise et la faux, respectivement de 1, 4, 8 et 100 kPa. Kyriacou et al., se sont également intéressés aux images cérébrales pathologiques dans leur étude sur le recalage élastique avec simulation de croissance de tumeur [Kyriacou 99]. S'inspirant des résultats obtenus dans l'étude de Metz ils ont assigné à la matière grise un coefficient de raideur $E_{\text{mat. grise}} = 180$ kPa, 10 fois plus important que pour la matière blanche $E_{\text{mat. blanche}} = 18$ kPa.

⁵Graphics Processing Unit, en anglais.

⁶www.gpgpu.org

Miller et al. approximent les lois de comportement hyperélastiques qu'ils ont inféré lors de leurs mesures in-vivo par le modèle élastique de paramètres $E = 3240$ Pa et $\nu = 0.499$ [Miller 00]. Les auteurs ne font pas de distinction entre matière grise et blanche et ils modélisent les ventricules remplis de LCR par un module de cisaillement $G = 100$ Pa. Une expérience in-vivo sur un cerveau de cochon est également menée par Miga et al. [Miga 00b]. Les auteurs assignent à leur modèle les paramètres $E = 2100$ Pa et $\nu = 0.45$, assez proches de ceux choisis par Ferrant et al. [Ferrant 01a] [Ferrant 02] $E = 3$ kPa et $\nu = 0.45$.

Skrinjar et al. dans une étude comparative entre les performances d'un modèle discret masses-ressorts et celles d'un modèle issu de la MMC, choisissent $\nu = 0.4$ afin d'approcher l'incompressibilité des tissus. La valeur du module de Young a peu d'importance étant donné que le modèle est piloté par les déplacements de la surface corticale visible. Les auteurs soulignent également les limitations des modèles de type masses-ressorts, peu adaptés à la modélisation des tissus biologiques du fait de leur manque de bases physiques.

Soza et al. proposent d'estimer les paramètres E et ν en déformant les images pré-opératoires à l'aide d'un modèle biomécanique et en calculant ensuite l'information mutuelle normalisée des images ainsi obtenues par rapport aux images per-opératoires [Soza 04]. Les optimisations menées avec une discrétisation de faible résolution (9952 éléments) donnent $E = 8863.01$ Pa et $\nu = 0.452$, et une discrétisation plus fine (123496 éléments) conduit à $E = 8196.21$ Pa et $\nu = 0.461$.

La dispersion des valeurs mentionnées dans la littérature peut s'expliquer d'une part par la variété des conditions d'expérimentation, in-vivo ou in-vitro, décrites dans les articles mais sans doute aussi par une variabilité inter-individuelle. Par ailleurs il n'est pas étonnant de voir dans les études portant sur les tissus pathologiques ou morts, des valeurs qui s'écartent de celles obtenues in-vivo sur des cochons sains. Ceci est confirmé par l'étude rhéologique menée par Sinkus et al. [Sinkus 05] qui montre que le rapport entre le module de cisaillement G_t de la tumeur et celui des tissus sains varie entre 1.4 et 3.3 selon le type de tumeur. Toutefois, les résultats récents obtenus par Miller et al. lors d'études in-vivo sur le cochon ou encore les valeurs mesurées sur patient par la méthode proposée par Schiavone et al. [Schiavone 08b] et décrite au début de cette section, convergent vers une valeur du module de Young de l'ordre du kilo Pascal. Ces derniers, après déduction des mesures in-vivo des paramètres d'une loi hyperélastique de type Mooney-Rivlin, l'approximent dans le domaine des petites déformations par une loi linéaire de module de Young $E = 1440$ Pa.

Achevons ce panorama par les conclusions surprenantes livrées par les travaux de Wittek et al. [Wittek 08]. Les auteurs ont comparé les résultats de simulations de brain-shift réalisées avec trois lois comportementales distinctes : hyperviscoélastique, hyperélastique et élastique. Les trois modèles, comprenant les ventricules remplis de LCR et une lésion, ont été déformés par application de conditions aux limites en déplacement au niveau du cortex. Les positions des centres de gravité des ventricules et de la tumeur ont ensuite été comparées. Les résultats des simulations montrent que les trois lois produisent des

résultats similaires et les auteurs en déduisent qu'une simple loi mécanique linéaire peut suffire à modéliser les tissus cérébraux soumis à un champ de déplacements. Les mêmes mesures réalisées sous l'hypothèse des petits déplacements (linéarité géométrique) ont mis en évidence d'importants écarts entre les positions calculées et attendues. En conclusion, Wittek et al. recommandent d'utiliser, pour un modèle de cerveau soumis à un champ de déplacements, une loi mécanique linéaire mais dans un cadre de grands déplacements. Les paramètres mécaniques du parenchyme donnés dans l'article sont : $G_{par} = 842$ Pa et $\nu = 0.49$. La valeur du module de cisaillement pour les ventricules est $G_{vent} = 100$ Pa.

Nous avons pour notre part, choisi le cadre de modélisation linéaire en nous appuyant sur les conclusions publiées dans [Clatz 05]. Les auteurs se placent dans l'hypothèse des petites déformations (taux de déformation $< 10\%$) et choisissent les valeurs $E = 694$ Pa et $\nu = 0.4$ de manière à minimiser l'erreur entre une loi linéaire et la loi de comportement *state of the art* publiée par Miller [Miller 02a]. L'écart mesuré alors ne dépasse pas 4.2 Pa ce qui correspond à moins de 7% d'erreur [Clatz 04]⁷. Le LCR est, lui, représenté par un modèle linéaire très compressible, ce qui se justifie par la libre circulation du fluide dans le système ventriculaire et l'espace sous-arachnoïdien : $E_{LCR} = 10$ Pa et $\nu_{LCR} = 0.05$.

Le choix d'un modèle linéaire tant en déplacements qu'en déformations nous permet, au prix d'une certaine négligence des recommandations de Wittek et al., d'envisager un plus grand nombre de possibilités d'optimisation des calculs. En effet la formulation de la solution au problème de l'élasticité linéaire, ramenée à l'espace de fonctions construit sur la discrétisation par éléments finis du solide, mène à un système linéaire d'équations $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ [Hughes 87]. \mathbf{K} est la **matrice de raideur du système** et modélise la réponse du réseau d'éléments à l'application de \mathbf{F} , **force extérieure** s'exerçant sur les nœuds du maillage. L'inconnue, \mathbf{U} , est le **vecteur des déplacements nodaux** qui permettent au système d'atteindre une position d'équilibre entre les contraintes externes et les contraintes internes dues à la déformation élastique du matériau. Nous verrons dans les paragraphes suivants diverses stratégies permettant de tirer parti de la formulation linéaire pour accélérer notablement les calculs de déformation du modèle afin de respecter la contrainte de réactivité du système que nous nous sommes imposé en premier lieu.

Concluons enfin cette étude par une remarque pratique. La valeur de E n'a d'importance que pour les modèles dont les données d'entrée sont les contraintes appliquées aux nœuds. Lorsque le modèle est piloté en déplacements, cette valeur n'influe pas sur le comportement du système. Ceci se justifie très élégamment par un raisonnement sur les dimensions des grandeurs mises en jeu. Les données d'entrée d'un modèle élastique contrôlé en déplacement ont pour unité le mètre. Les données de sortie sont les déplacements des nœuds, mesurés également en mètres. Il apparaît alors que le module de Young, mesuré en Pascals i.e. Newtons par mètre carré, ne peut intervenir dans la relation qui lie ces deux données contrairement au taux de Poisson ν , qui est une grandeur sans dimension. La détermination d'une valeur, non-nécessairement exacte, de E est cependant indispensable dans les situations où plusieurs types de tissus sont modélisés, chacun par un module de Young spécifique E_i . La valeur relative des modules conditionne alors le

⁷www.inria.fr/rrrt/rr-5187.html

comportement des interfaces entre ces sous-parties et il suffit, par exemple, d'assigner la valeur $E_{\text{LCR}} = 1$ au tissu le plus mou puis $E_{\text{mat. blanche}} = 4$ pour un tissu 4 fois plus raide, etc... comme l'ont fait Takaziwa et al. Dans notre étude, étant données les difficultés pour mesurer ou imposer des contraintes sur des parties du cerveau, nous envisageons de piloter la déformation de notre modèle en nous appuyant sur des déplacements de tissus. Dans ces conditions, seul le paramètre ν influe sur le comportement du modèle et nous lui assignons la valeur consensuelle de 0.45.

3.2.2 Maillage patient-spécifique

Les calculs par éléments finis reposent sur la discrétisation, par un maillage, du domaine modélisé. Nous avons contribué au développement de deux techniques permettant de générer automatiquement un maillage spécifique à chaque patient à partir des données IRM pré-opératoires. Ces techniques reposent toutes deux sur la partition du cerveau en tétraèdres, hexaèdres, prismes ou pyramides. La première génère un maillage à hexaèdres dominants, à partir d'une reconstruction surfacique de l'organe (maillage triangulaire) tandis que la seconde permet d'adapter aux données spécifiques du patient un maillage générique, dit 'Atlas', qui peut être mixte ou tétraédrique.

Les deux méthodes de génération de maillage présentées ici s'appuient sur une représentation surfacique du cerveau et des structures anatomiques ou pathologiques que l'on désire modéliser, telles que le système ventriculaire, l'interface entre matière blanche et grise ou bien les limites de la tumeur. Ces structures sont souvent définies manuellement par les radiologues dans les coupes IRM sous forme de contours. Afin de pouvoir exploiter ces données de segmentation lors de la génération du maillage, nous avons proposé un algorithme permettant de reconstruire automatiquement une surface triangulée à partir d'un empilement de contours plans tout en respectant la topologie de l'organe segmenté ainsi que l'orientation locale des surfaces modélisées. Cet algorithme est détaillé dans l'annexe A.

Pour la complétude de l'exposé, et bien que nous ne les avons pas étudié de près, mentionnons l'existence de techniques de résolution d'Equations aux Dérivées Partielles par la méthode des Elements Finis qui ne nécessitent pas de génération de maillage structuré. Ces techniques, dites *meshless*, s'appuient sur une répartition non-structurée de nœuds à l'intérieur du domaine [Horton 06] [Horton 07]. L'espace des fonctions candidates est alors engendré par combinaison linéaire de fonctions de forme radiales ayant pour support un voisinage compact de chaque nœud. La difficulté de la mise en œuvre de ces méthodes réside dans le calcul initial de l'ensemble des fonctions de forme à partir du nuage de points non-structuré. En effet, construire une telle famille de fonctions de manière à ce que leur somme soit 1 en tout point du domaine n'est pas toujours possible et doit, le plus souvent, être approximé. Ensuite, certaines distributions spatiales de points peuvent donner lieu à des fonctions de forme quasi-singulières, et finalement les critères de qualité des éléments, largement étudiés dans le cas de des maillages structurés, ne sont pas clairement identifiés pour les discrétisations de type *meshless* et il est de ce fait difficile d'évaluer la qualité

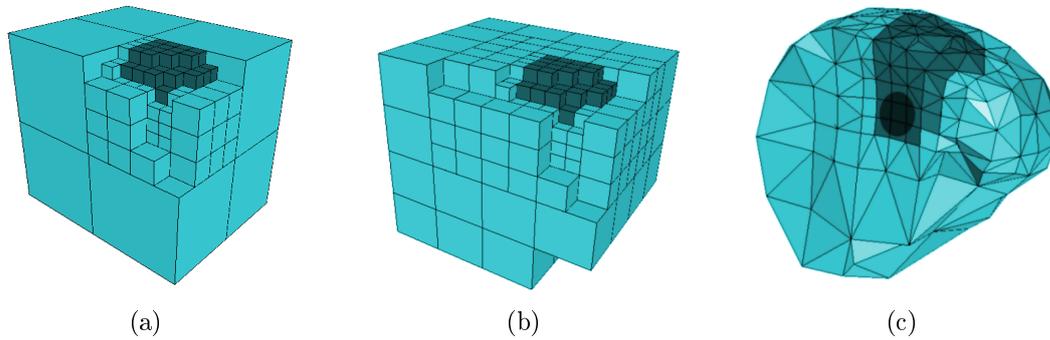


FIG. 3.1 – (a) Subdivision initiale de l'espace à l'aide d'un octree, avec une représentation plus fine de la région d'intérêt (partie sombre). (b) Harmonisation de la subdivision de manière à réduire les différences de niveau de raffinement entre cubes adjacents. (c) Projection des points extérieurs sur la surface segmentée du cortex.

des différentes distributions spatiales envisageables pour un même domaine.

3.2.2.1 Génération d'un maillage spécifique avec raffinement local

La première technique utilisée dans le cadre de notre projet permet de générer un maillage mixte à partir d'une surface triangulée du cortex obtenue soit par une segmentation de l'IRM par surfaces actives [Galdames 05], soit par une reconstruction de la surface du cerveau à partir de contours plans segmentés dans les coupes IRM [Bucki 05]. Cette technique repose sur une représentation de la surface à l'aide d'une structure hiérarchique de type octree [Lobos 07a] [Lobos 07b]. La grille régulière ainsi obtenue est utilisée pour générer un maillage mixte, avec une majorité d'hexaèdres. Le raffinement dans la région située autour de la tumeur est plus important ce qui permet d'augmenter le nombre d'éléments et donc la précision de la solution dans la région d'intérêt. La fig. 3.1 illustre ce procédé.

Cette solution présente l'avantage de représenter fidèlement la surface (cortex) ainsi que la topologie (présence de cavités au niveau des ventricules) de l'organe tout en autorisant la définition d'une région d'intérêt où des déplacements plus importants sont attendus et dont la discrétisation plus raffinée permet de concentrer l'essentiel de l'effort calculatoire. Le troisième point fort de la méthode est de générer une maille mixte avec notamment un pourcentage élevé d'hexaèdres, lesquels sont plus adaptés à la modélisation de tissus quasi-incompressibles que les tétraèdres linéaires, victimes du phénomène de 'locking' [Hughes 87], pp. 292-294.

L'inconvénient de cette méthode réside essentiellement dans le mode de projection des nœuds externes de l'octree sur la surface du cortex (fig. 3.1-c). Cette procédure délicate peut entraîner localement une dégradation de la qualité du maillage. Une alternative en cours d'évaluation est l'utilisation d'un algorithme de recalage élastique, tel que celui

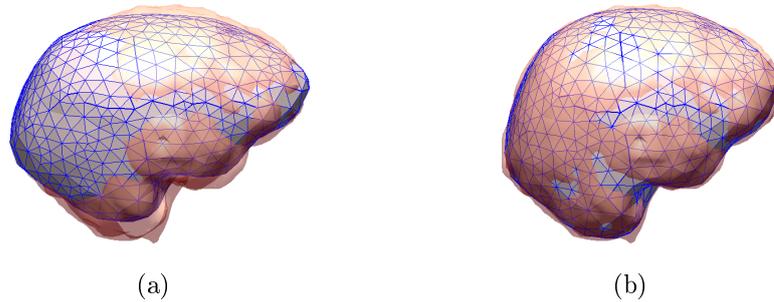


FIG. 3.2 – (a) Maillage Atlas initial et surface corticale du patient (translucide). (b) Maillage patient-spécifique obtenu après recalage.

présenté dans le chapitre 2, permettant de propager de façon régulière aux nœuds internes les déplacements vers le cortex des nœuds externes. La difficulté de la procédure réside dans la préservation, au cours de la déformation, de la bonne qualité des éléments internes construits sur la base de la grille régulière de l'octree.

3.2.2.2 Adaptation d'un maillage générique aux données patient

La deuxième technique que nous avons employé pour générer un maillage patient-spécifique est le **Mesh-Matching** (M-M) [Couteau 00]. Cette technique consiste à générer une déformation élastique permettant de mettre en correspondances les surfaces anatomiques représentées dans le modèle Atlas avec les mêmes surfaces identifiées dans le volume de données du patient. Cette approche se retrouve dans la littérature [Castellano-Smith 01] [Castellano-Smith 02] mais grâce aux propriétés de régularité du recalage élastique sur lequel elle s'appuie (cf. section 2.4, p. 60), notre implémentation permet d'éviter les corrections manuelles que requiert la méthode présentée par Castellano-Smith et al. Lors de nos essais, sur les quatre patients dont l'IRM a été segmentée, aucune distorsion d'élément n'a été constatée. Par ailleurs cette technique a également été testée dans le cadre de la génération automatique de maillage pour le calcul de contraintes dans le col du fémur après un resurfacement de hanche. Sur les cinq fémurs du jeu de données, un seul recalage a engendré un unique élément dégradé, lequel a pu être aisément rectifié par une technique de relaxation du maillage basée sur un critère de régularité des éléments [Lobos 08].

Le procédé du M-M consiste à adapter à la géométrie du cerveau du patient, obtenue par segmentation d'images pré-opératoires, un maillage générique, ou '**Atlas**', en déplaçant ses nœuds tout en préservant l'intégrité des éléments qui constituent le maillage. Cette déformation de l'Atlas est calculée au moyen d'un recalage élastique réalisé entre les nœuds externes du maillage générique et le maillage surfacique, issu de la segmentation et représentant le cortex du patient. La fig. 3.2 illustre le procédé du Mesh-Matching.

Le maillage Atlas utilisé a été obtenu au moyen d'un algorithme de génération de maille

tétraédrique sous contrainte de Delaunay [Frey 96]. Nous avons amélioré le processus du M-M en remplaçant le recalage élastique implémenté initialement [Hamadeh 95] par celui décrit au chapitre 2. Le champ de déformation obtenu, du fait de sa régularité accrue, permet de limiter la dégradation de la qualité de la maille Atlas au cours du procédé de recalage. A chaque itération de recalage, les indicateurs de qualité des éléments tels que la *régularité*, l'*aspect-ratio* [Shewchuk 02] ou le *warping* [Freitag 99] sont évalués. En cas de dégradation de leur valeur, la disposition des nœuds au sein du maillage est corrigée par le biais d'un processus de relaxation local [Payan 05] [Lobos 08].

Cette technique permet d'utiliser un maillage Atlas de bonne qualité pour tous les patients, et ceci, même lorsque certaines régions ne sont pas parfaitement segmentées. Les propriétés de régularité du champ de déformation engendré par le recalage élastique permettent alors de compenser ces manques de données ponctuels en s'appuyant sur les données voisines. Il est par ailleurs possible de recalcr vers l'espace du patient, au moyen de la même transformation que celle qui a permis de déplacer les nœuds du maillage générique, un ensemble de connaissances complémentaires telles que la localisation des aires fonctionnelles du cortex ou les propriétés mécaniques des différentes sous-parties du cerveau.

L'inconvénient de la technique vient du fait que la discrétisation du maillage générique, par essence, n'est pas adaptée à toutes les localisations de la tumeur au sein du parenchyme. Contrairement à la technique précédente, les éléments situés dans la région d'intérêt ne sont pas raffinés. Pour augmenter la concentration d'éléments dans la zone d'intérêt un algorithme de subdivision du maillage [Hudson 06] pourrait être appliqué à la maille résultante, mais cette voie n'a pas été explorée.

Nous avons par ailleurs étendu le champ d'application du M-M en y ajoutant la possibilité de recalcr entre elles des sous-parties distinctes d'un même maillage vers différentes structures anatomiques identifiées au moment de la segmentation. Pour cela, à chaque ensemble de nœuds prenant part au recalage est associée une 'étiquette' qui en définit la nature. Le calcul de l'énergie de recalage tient alors compte du type de tissu associé aux nœuds considérés pour en déduire le déplacement optimal vers la structure anatomique correspondante.

La fig. 3.3 présente un exemple théorique de recalage entre sous-structures. Pour obtenir le résultat désiré il est nécessaire de reformuler l'énergie du recalage élastique R , telle qu'elle a été introduite dans le chapitre 2 :

$$E_{reg}(R) = \sum_{\mathbf{s} \in S} d(R(\mathbf{s}), D)$$

La nouvelle énergie prend maintenant en compte l'association entre les ensembles portant la même étiquette : $S^1 \leftrightarrow D^1$ et $S^2 \leftrightarrow D^2$. Son expression est :

$$E_{reg}(R) = \sum_{\mathbf{s} \in S^1} d(R(\mathbf{s}), D^1) + \sum_{\mathbf{s} \in S^2} d(R(\mathbf{s}), D^2)$$

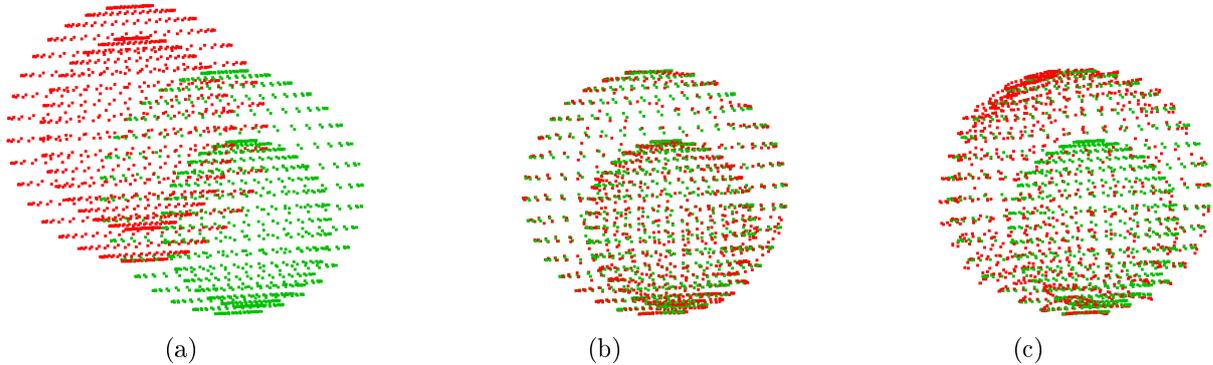


FIG. 3.3 – (a) Recalage entre deux ensembles de points étiquetés. ‘1’ : sphères externes ; ‘2’ : sphères internes. En vert : ensemble source ; en rouge : ensemble destination. (b) L’identification des nœuds permet un recalage adéquat entre les deux structures. Sans identification des nœuds le recalage élastique tombe dans un minimum local qui ne correspond pas à la solution recherchée (c).

Cette modification triviale de la formulation de l’énergie de recalage permet d’intégrer au sein du recalage élastique une information supplémentaire sur l’organe modélisé et améliore ainsi la fidélité de sa représentation. Dans le cadre de notre projet, cette fonctionnalité permet de recalculer simultanément les nœuds situés sur le cortex du patient et ceux qui définissent la limite entre matière grise et matière blanche. Il est alors possible de générer une maille dont les éléments associés à ces deux tissus distincts en reflètent les propriétés mécaniques. La mise en œuvre de cette technique requiert : 1) un Atlas contenant la distinctions structurelle entre matière blanche et grise ; et 2) un algorithme de segmentation permettant de construire deux surfaces correspondant au cortex et à l’interface entre les deux substances [Scherrer 07].

3.2.3 Calcul de la déformation

Le calcul de la déformation du modèle se fait en deux temps. Tout d’abord, des conditions aux limites en termes de restriction sur les déplacements des nœuds sont imposées au modèle. Le paragraphe 3.2.3.1 en discute la nature. Puis le système linéaire $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ ainsi constitué est résolu. Pour cela diverses techniques peuvent être envisagées. Nous en donnons un aperçu et statuons sur la technique la plus adaptée à notre situation dans le paragraphe 3.2.3.2. Enfin dans le paragraphe 3.2.3.3 nous décrivons les techniques permettant d’appliquer au modèle les conditions aux limites définies par des déplacements localisés au niveau des nœuds du maillage.

3.2.3.1 Définition des conditions aux limites

Nous abordons dans ce paragraphe la modélisation des contacts entre le cerveau et les structures environnantes. Notre code permet de modéliser le contact au niveau des nœuds du maillage en imposant des restrictions sur les déplacements de certains nœuds. Ces restrictions, définies au moment de la construction du maillage, réduisent la dimension de l'espace vectoriel où s'exprime la solution de l'équation de déformation globale. Chaque sommet du maillage est ainsi caractérisé par le type de déplacement qui lui est autorisé, exprimé en nombre de degrés de liberté. Un nœud du maillage peut être :

- 3 ddl : il est alors libre de se mouvoir dans les 3 directions de l'espace ;
- 2 ddl : il est contraint à un mouvement sur un plan ;
- 1 ddl : il est contraint à un mouvement le long d'une droite ;
- 0 ddl : il est fixe.

Ces restrictions déterminent le nombre de degrés de liberté total du système, ou 'taille' du système, qui est : $3N_{3D} + 2N_{2D} + N_{1D}$, N_{iD} étant le nombre de nœuds de ddl i présents dans la maille.

La contrainte 3D, ou plutôt absence de contrainte, est utilisée pour la grande majorité des nœuds du maillage qui n'entrent pas en interaction avec des structures rigides telles que les méninges ou le crâne. La contrainte 1D permettant de modéliser le glissement d'un nœud le long d'un rail, n'est pas utilisée dans notre modèle étant donné qu'aucune structure anatomique intervenant dans notre modélisation ne produit ce type d'interaction. La contrainte 2D est utilisée pour les nœuds en contact avec une structure rigide, localement approximée par un plan. Le mouvement du nœud sur le plan tangent ainsi défini permet de rendre compte des interactions entre le parenchyme et les structures avoisinantes. Dans la littérature, ces interactions sont décrites dans les articles portant sur l'étude du brain-shift au moyen de l'IRM per-opératoire tels que [Nabavi 01] ou [Nimsky 00]. Les principales structures entrant en interaction avec le cerveau sont : le crâne, la dure-mère et le tronc cérébral.

Nabavi et al. observent que les structures de la faux du cerveau et de la tente du cervelet restent fixes au cours de la déformation. Les déplacements tissulaires sont ainsi déviés par glissement vers le centre du cerveau et affectent l'hémisphère controlatéral. L'affaissement cortical se produit bien au delà des limites de la craniotomie, ce qui exclut toute adhérence entre le cortex et le crâne. Nos observations faites lors d'essais au laboratoire d'anatomie et au bloc opératoire confirment que le glissement entre le cortex et la dure-mère qui tapisse l'intérieur du crâne se fait quasiment sans frottements du fait de la lubrification des deux surfaces par le LCR. Nous pouvons donc d'appliquer aux nœuds situés sur la surface inférieure du cerveau des contraintes de déplacement le long du plan tangent au crâne. Enfin les mesures réalisées par Nimsky et al. confirment la faible mobilité de la région de l'artère basilaire (médiane des amplitudes de déplacement = 0.4 mm, avec un écart type = 0.98 mm). Il est donc raisonnable de penser que le tronc cérébral reste immobile tout au long du processus de déformation du brain-shift, les nœuds du maillage qui constituent l'interface entre le diencéphale et le tronc cérébral peuvent donc être définis comme étant

fixes [Wittek 05] [Hawkins 06].

3.2.3.2 Résolution du système linéaire

Il y a deux types de méthodes permettant de résoudre le système linéaire $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$: les **méthodes directes** et les **méthodes indirectes**. Les méthodes directes permettent de calculer la valeur exacte de la solution en s'appuyant sur une décomposition ou une inversion de la matrice K . Les méthodes indirectes quant à elles, permettent d'approximer itérativement la solution de l'équation avec la précision voulue.

La première méthode de résolution directe est bien évidemment le calcul de l'inverse de la matrice \mathbf{K} , qui permet d'obtenir la solution du système comme $\mathbf{U} = \mathbf{K}^{-1}\mathbf{F}$. L'inverse peut être obtenue par la méthode du pivot de Gauss, appelé également élimination de Gauss-Jordan. Cette technique requiert cependant un important espace mémoire, puisque l'inverse d'une matrice creuse n'est que très rarement une matrice creuse elle-même [Gol'dshtein 92]. La prolifération d'éléments non-nuls dans la matrice inverse, ou '*fill-in*', peut être réduite en modifiant l'agencement des lignes et des colonnes de la matrice \mathbf{K} par des méthodes telles que celle de Cuthill-McKee [Cuthill 69] ou bien la technique du 'Minimum Degree Ordering' [Amestoy 96].

Le problème de l'agencement optimal au sens du *fill-in* des éléments de \mathbf{K} est NP-complet⁸, et les techniques mentionnées ci-dessus ne sont qu'heuristiques. Leur efficacité dépend de la structure de la matrice ainsi que du choix judicieux de paramètres initiaux nécessaires à leur exécution. Le résultat dépend notamment du choix initial d'un nœud du maillage présentant une faible connectivité avec ses voisins. La renumérotation des sommets proposée par Cuthill et McKee repose alors sur la propagation de proche en proche d'indices croissants (ou décroissants, dans sa variante plus efficace, dite 'Reverse Cuthill-McKee') en priorité vers les voisins les moins interconnectés. Les lignes et colonnes sont alors réagencées en fonction de l'indice qui a été attribué aux nœuds correspondants. Les incertitudes liées à ces approches heuristiques et néanmoins essentielles au calcul efficace de \mathbf{K}^{-1} , les contraintes de mémoire associées ainsi que la complexité calculatoire de l'algorithme, en n^3 (où n est la dimension de la matrice), nous ont décidé à abandonner la résolution par le calcul de l'inverse.

La deuxième méthode de résolution directe évaluée est la résolution par la factorisation de Cholesky. Cette technique consiste à factoriser la matrice \mathbf{K} , en produit de deux matrices triangulaires : une matrice triangulaire inférieure, notée \mathbf{L} et une supérieure, \mathbf{U} . Nous obtenons ainsi la décomposition LU bien connue : $\mathbf{K} = \mathbf{LU}$. La nature symétrique, définie-positive de \mathbf{K} permet de construire le facteur \mathbf{L} de telle sorte que $\mathbf{U} = \mathbf{L}^T$, ce qui donne la décomposition $\mathbf{K} = \mathbf{LL}^T$. Cette décomposition n'est pas nécessairement

⁸Classe de problèmes pour lesquels les temps de résolution sont plus que polynomiaux par rapport aux dimensions des données d'entrée. La résolution d'un tel problème demande alors un temps excessivement long et seule une stratégie alternative (heuristique, restriction, approximation, ...) peut fournir une réponse acceptable.

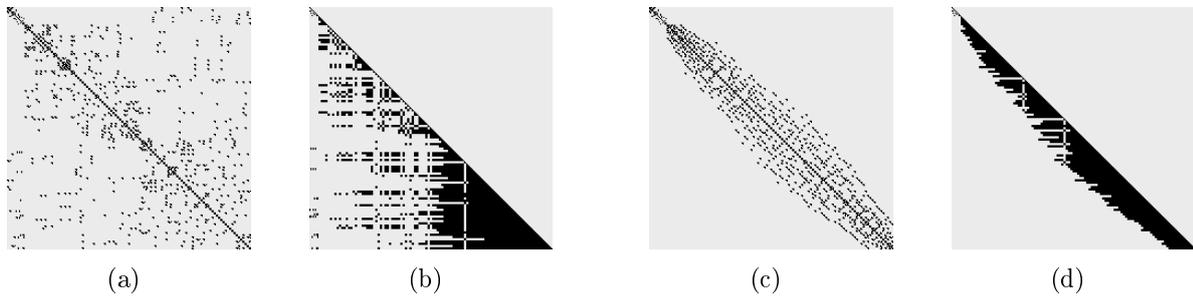


FIG. 3.4 – Réduction du *fill-in* dans le facteur de Cholesky de la matrice de raideur. (a) Matrice \mathbf{K} associée à un maillage avec un ordre arbitraire de nœuds. (b) Facteur \mathbf{L} résultant. (c) Matrice de raideur obtenue en modifiant l'indexation des sommets du maillage de manière à limiter la largeur de bande de \mathbf{K} . (d) Facteur \mathbf{L} résultant.

unique et l'algorithme de Cholesky en donne un facteur possible. Suite à cela, le système $\mathbf{L}\mathbf{L}^T\mathbf{U} = \mathbf{F}$ est résolu en deux temps : nous calculons \mathbf{V} , tel que $\mathbf{L}\mathbf{V} = \mathbf{F}$, puis en déduisons \mathbf{U} , solution de $\mathbf{L}^T\mathbf{U} = \mathbf{V}$. Du fait de la structure triangulaire de \mathbf{L} , la résolution de ces deux systèmes se fait rapidement, par simple 'descente' puis 'remontée' sur le vecteur d'inconnues.

La factorisation de Cholesky est également sensible au *fill-in* mais le nombre d'éléments non-nuls considérés lors de l'assemblage de \mathbf{L} est moins important que lors de l'inversion de la matrice \mathbf{K} . Le taux de remplissage de \mathbf{L} est conditionné par la largeur de bande de \mathbf{K} , laquelle peut être fortement diminuée par une réorganisation de ses lignes et colonnes. La complexité calculatoire théorique, tout comme pour la méthode de Gauss, est en n^3 mais en pratique elle est de mn^2 , où m est le nombre moyen d'éléments non-nuls dans les lignes de \mathbf{L} . Une réorganisation efficace des éléments de \mathbf{K} conduit en général à $m \ll n$ et la factorisation de Cholesky est alors bien moins complexe que le calcul de l'inverse évoqué précédemment. La figure 3.4 montre l'effet sur le facteur de Cholesky d'une concentration d'éléments non-nuls autour de la diagonale de la matrice \mathbf{K} .

Le facteur de Cholesky présente l'avantage de pouvoir être mis à jour rapidement suite à une modification du contenu de \mathbf{K} . Par construction de \mathbf{L} , seules les colonnes situées à droite de l'élément de \mathbf{K} modifié nécessitent d'être réévaluées, comme le montre la fig. 3.5. Les éléments nuls de \mathbf{L} restent nuls dans la nouvelle matrice $\bar{\mathbf{L}}$. Cette possibilité permet de mettre à jour rapidement la déformation après une altération locale de la topologie du maillage ou des paramètres rhéologiques du tissu modélisé. Il suffit pour cela de recalculer la solution du système $\bar{\mathbf{L}}\bar{\mathbf{L}}^T\mathbf{U} = \mathbf{F}$. La mise à jour est d'autant plus rapide que les indices des lignes et colonnes correspondant aux éléments modifiés dans \mathbf{K} sont élevés. De ce fait, une renumérotation des nœuds du maillage avant l'assemblage et la factorisation de \mathbf{K} est en général nécessaire pour réaliser de manière efficace la mise à jour.

Pour la complétude de l'exposé, précisons que cette possibilité de mise à jour rapide existe également pour l'inverse d'une matrice. La formule de **Sherman-Morrison** [Sherman 49] donne l'expression de l'inverse d'une matrice modifiée \mathbf{A} , son inverse initiale \mathbf{A}^{-1}

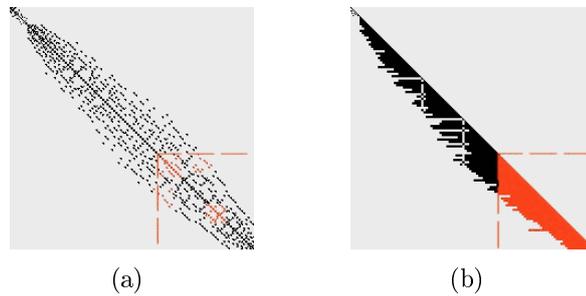


FIG. 3.5 – Mise à jour du facteur de Cholesky après modification de la matrice de raideur. (a) Matrice \mathbf{K} dont certains éléments ont été modifiés (en rouge) suite à l'altération ou suppression d'éléments finis du modèle biomécanique. (b) Facteur \mathbf{L} mis à jour uniquement dans la zone rouge délimitée par les pointillés.

étant connue. Si la modification de \mathbf{A} peut s'exprimer comme l'ajout d'une matrice formée par le produit extérieur de deux vecteurs, i.e. $\bar{\mathbf{A}} = \mathbf{A} + \mathbf{U}\mathbf{V}^T$, alors la nouvelle inverse est donnée par la formule ci-dessous. La complexité de cette mise à jour est en n^2 soit n fois plus rapide que le calcul complet de l'inverse.

$$\bar{\mathbf{A}}^{-1} = \mathbf{A}^{-1} - \frac{\mathbf{A}^{-1}\mathbf{U}\mathbf{V}^T\mathbf{A}^{-1}}{1 + \mathbf{V}^T\mathbf{A}^{-1}\mathbf{U}}$$

Afin de tirer parti de cette possibilité de mise à jour pour modéliser la résection des tissus, comme cela est illustré dans l'exemple cité plus loin dans le § 3.3.3.2, tout en optimisant l'assemblage de \mathbf{K} en vue de limiter le *fill-in* de \mathbf{L} , nous avons mis en place la technique suivante d'ordonnancement des sommets du maillage. Nous identifions tout d'abord la zone de la voie d'abord dans le maillage par un point $\mathbf{c} \in \mathbb{R}^3$, extérieur au modèle, idéalement centré sur la craniotomie planifiée. Nous réalisons ensuite une Analyse en Composantes Principales des coordonnées de l'ensemble des sommets du maillage patient spécifique. Cette analyse nous donne la direction de l'axe d'inertie principal, $\vec{\mathbf{T}}$.

L'axe Δ est défini par le point et le vecteur obtenus précédemment $\Delta = (\mathbf{c}, \vec{\mathbf{T}})$. Pour un sommet \mathbf{s} du maillage Ω le produit scalaire $i(\mathbf{s}) = \vec{\mathbf{c}}\mathbf{s} \cdot \vec{\mathbf{T}}$ est calculé. Le point \mathbf{c} est supposé suffisamment extérieur au maillage, et $\vec{\mathbf{T}}$ orienté de telle sorte pour que $i(\mathbf{s}) > 0, \forall \mathbf{s} \in \Omega$. Les sommets du maillage sont alors triés par ordre décroissant de valeur de i . Les premières lignes/colonnes de \mathbf{K} correspondent alors aux sommets ayant un i élevé. Les dernières lignes/colonnes correspondent aux sommets et donc aux éléments finis situés à proximité de c , et ayant de ce fait plus de chances d'être concernés par une résection. Le calcul de i selon la direction de plus grande discrimination $\vec{\mathbf{T}}$ constitue un critère de classification des sommets basé sur l'hypothèse que ceux dont les valeurs de i sont proches ont plus de chances d'interagir par le biais d'un élément et il est, de ce fait, logique de les regrouper au sein de la matrice de raideur. La fig. 3.6 illustre ce calcul.

Afin d'optimiser les accès mémoire lors de la manipulation des matrices creuses, nous avons développé une structure de données spécifique. Chaque colonne et chaque ligne d'une

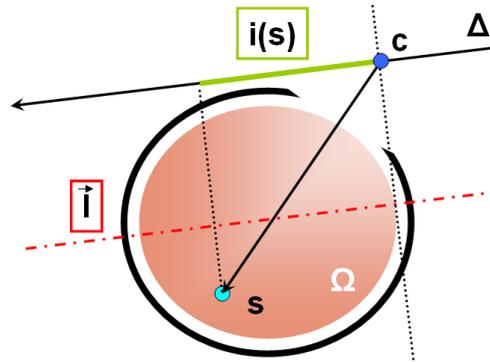


FIG. 3.6 – Calcul de l'indice $i(s)$ du nœud s . Le cerveau est modélisé par le maillage Ω . La craniotomie est figurée par l'ouverture de l'ellipse noire représentant le crâne. L'axe principal d'inertie est représenté par le trait pointillé rouge.

matrice creuse \mathbf{M} est représentée par une liste chaînée de pointeurs, marqués sur la fig. 3.7 par des points rouges pour les colonnes et verts pour les lignes. Ces pointeurs référencent une 'cellule' commune qui détient la valeur de l'élément de \mathbf{M} correspondant, ses indices de ligne et de colonne, ainsi que les pointeurs vers les éléments des listes chaînées permettant de passer d'un parcours en ligne à un parcours en colonne. Cette structure permet de parcourir efficacement les lignes où les colonnes de la matrice lors de multiplications matrice×vecteur ou matrice×matrice, tout en minimisant l'espace mémoire nécessaire pour son stockage. Bien évidemment seule la matrice triangulaire inférieure est mémorisée lorsque \mathbf{M} est symétrique.

La factorisation de Cholesky nous permet ainsi de ramener la résolution du système linéaire $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ à la résolution d'un double système triangulaire. La factorisation est effectuée *off-line* et le temps de calcul de la déformation globale ne dépend alors que du *fill-in* de \mathbf{L} . Notre approche permet de réduire considérablement ce taux de remplissage mais pourrait, nous semble-t-il, être encore améliorée en considérant de façon similaire à l'algorithme Cuthill-McKee, les connexions au sein d'un groupe de sommets du maillage ayant des valeurs de i proches. Il serait alors possible d'en affiner l'ordonnancement en tenant compte de façon plus subtile des interactions au sein du maillage. Nous n'avons toutefois pas poussé plus avant ce raisonnement.

Finalement, nous avons également implémenté trois méthode de résolution indirecte : la descente de gradient, le gradient conjugué et le gradient conjugué préconditionné (GCP) [Barrett 94]⁹ [Shewchuk 94]. La convergence de la descente de gradient s'est avérée, comme nous le pensions, très lente et cette méthode a été abandonnée au profit du gradient conjugué, qui s'est révélé bien plus efficace. Et finalement cette technique a pu encore être améliorée par l'ajout d'un préconditionnement de Jacobi, donné par la matrice \mathbf{M} définie

⁹<http://www.netlib.org/templates/templates.ps>

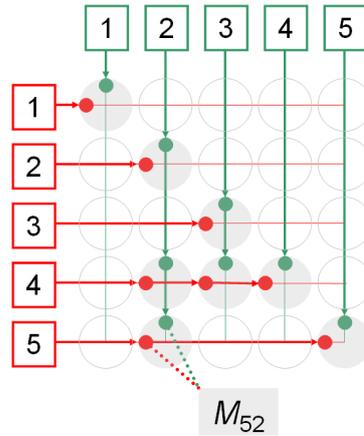


FIG. 3.7 – Structure de données dédiée aux matrices creuses. Les éléments non-nuls de la matrice \mathbf{M} , 5×5 , sont figurés par les disques pleins. A chaque élément non-nul est associé un pointeur d'une liste chaînée correspondant à la ligne et un autre, correspondant à la colonne de l'élément au sein de la matrice. Ces pointeurs désignent la cellule commune M_{ij} où est stockée sa valeur.

en ne gardant que les termes de la diagonale de \mathbf{K} . Son inverse \mathbf{M}^{-1} est donnée par :

$$\begin{cases} M_{ij}^{-1} = 1/K_{ij} \text{ si } i = j \\ M_{ij}^{-1} = 0 \text{ si } i \neq j \end{cases}$$

Cette matrice est stockée comme vecteur et son application à chaque itération a le faible coût d'un produit scalaire mais procure un gain spectaculaire en termes de vitesse de convergence. Le GCP permet ainsi de calculer, pour un chargement nodal donné, la déformation d'un maillage fin en temps raisonnablement court. Il peut s'appliquer dans des cas pour lesquels le calcul du facteur de Cholesky nécessiterait trop de temps ou trop d'espace mémoire. Par contre, lorsque cette factorisation est possible, il est plus efficace de résoudre le double système triangulaire résultant que d'avoir recours à une résolution complète de type GCP. D'autres préconditionnements, comme la factorisation incomplète LU (ou 'ILU(0)'), ont été envisagés mais au vu des bons résultats obtenus avec l'approche diagonale, ils n'ont pas été mis en œuvre.

Le tableau 3.1 donne les performances comparées des trois algorithmes : factorisation de Cholesky, Gradient Conjugué et Gradient Conjugué Préconditionné, calculés sur plusieurs modèles de cerveau avec un niveau de raffinement croissant. Ces mesures ont été réalisées sur un PC fonctionnant sous Windows XP, avec un processeur Intel P4 3GHz, disposant de 1 Go de mémoire vive.

En conclusion, les méthodes \mathbf{LL}^T et du GCP sont complémentaires. La méthode directe permet de résoudre rapidement des systèmes linéaires moyennant un précalcul coûteux et parfois impossible pour des systèmes de grande taille. La méthode indirecte permet de manipuler des modèles de taille importante mais sans pouvoir tirer parti d'une phase

Maillage			LL^T					GC	GCP
Nds.	Els.	Ddl.	Fact.	$\neq 0$	50%	100%	Sol.	Sol.	Sol.
1419	6600	4182	5 mn.	11%	14 s.	25 s.	0.3 s.	6 s.	5 s.
2804	14322	8052	20 mn.	6%	35 s.	70 s.	0.6 s.	3 mn.	11 s.
22929	128393	68024	-	-	-	-	-	46 mn.	6 mn.
55860	326375	166817	-	-	-	-	-	123 mn.	16 mn.
63492	372696	189713	-	-	-	-	-	140 mn.	20 mn.

TAB. 3.1 – Performances comparées des trois algorithmes de résolution du système linéaire. Nds. : nombre de nœuds du maillage considéré, Elts. : nombre d'éléments, Ddl. : nombre de degrés de liberté du système linéaire associé, Fact. : factorisation, $\neq 0$: pourcentage d'éléments non-nuls dans la matrice \mathbf{L} , 50% : délai de mise à jour de \mathbf{L} à partir de la moitié de la matrice, 100% : délai de mise à jour complète de \mathbf{L} , Sol. : solution du système, - : factorisation de Cholesky impossible (dépassement de mémoire).

de précalcul. Le nombre d'itérations nécessaires à la convergence vers une approximation satisfaisante de la solution est en général très inférieur à la dimension de l'espace des solutions, et la mémorisation des directions de descente conjuguées calculées au cours du processus ne permet pas d'accélérer la résolution de systèmes définis pour une matrice \mathbf{K} inchangée. Une altération du contenu de \mathbf{K} implique une mise à jour partielle du facteur \mathbf{L} dans la méthode directe, et est totalement transparent pour la méthode indirecte.

La méthode directe LL^T est celle qui a principalement été mise en œuvre dans le cadre de notre projet. En 'pilotant', comme nous le verrons plus loin, les déformations de notre modèle par l'application de forces nodales \mathbf{F} , notre système bénéficie de la rapidité qui caractérise la résolution du système à \mathbf{K} , et donc \mathbf{L} , constants. Pour le moment, voyons les principales techniques permettant d'imposer un ensemble de déplacements au modèle. Ceci est l'objet du paragraphe suivant.

3.2.3.3 Application de déplacements aux nœuds du maillage

Il existe principalement trois méthodes permettant de prendre en compte des déplacements imposés aux nœuds du maillage : la **méthode de substitution**, la **méthode des multiplicateurs de Lagrange** et la **méthode de pénalisation**. Nous allons décrire ici ces trois techniques.

La **méthode de substitution** consiste à réécrire le système en imposant les déplacements voulus à un sous-ensemble des nœuds du système. Elle permet ainsi d'obtenir la solution exacte qui tient compte des déplacements imposés. Appelons 'libres' les nœuds dont les déplacements ne sont pas imposés et 'pilotes' ceux dont les déplacements sont connus. Pour simplifier les notations, supposons que l'agencement des nœuds au sein de la matrice de raideur respecte l'ordre : nœuds libres puis nœuds pilotes. La matrice de

raideur symétrique \mathbf{K} peut alors être décomposée en 4 sous-matrices comme suit :

$$\mathbf{K} = \begin{pmatrix} \mathbf{K}^l & \mathbf{K}^{lp} \\ (\mathbf{K}^{lp})^T & \mathbf{K}^p \end{pmatrix}$$

De même, les vecteurs \mathbf{U} et \mathbf{F} peuvent être décomposés en 2 sous-vecteurs :

$$\mathbf{U} = \begin{pmatrix} \mathbf{U}^l \\ \mathbf{U}^p \end{pmatrix} \text{ et } \mathbf{F} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}^l \\ \mathbf{F}^p \end{pmatrix}$$

où, \mathbf{U}^l est le vecteur de déplacement, inconnu, des nœuds libres, \mathbf{U}^p celui, imposé, des nœuds pilotes et où \mathbf{F}^l et \mathbf{F}^p sont les forces nodales s'exerçant sur les nœuds libres et pilotes.

La ligne supérieure du système $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ peut alors être réécrite en :

$$\mathbf{K}^l \mathbf{U}^l + \mathbf{K}^{lp} \mathbf{U}^p = \mathbf{F}^l$$

Etant donné que les déplacements des nœuds pilotes sont connus, seule la partie libre de \mathbf{U} , \mathbf{U}^l est inconnue. Ce sous-vecteur de déplacements est donc la solution du système :

$$\mathbf{K}^l \mathbf{U}^l = \mathbf{F}^l - \mathbf{K}^{lp} \mathbf{U}^p \quad (3.1)$$

Trouver \mathbf{U}^l passe par la résolution du nouveau système (3.1) où la matrice \mathbf{K}^l est une sous matrice symétrique de \mathbf{K} . Cette technique présente le désavantage de ne pas pouvoir tirer profit du précalcul du facteur \mathbf{L} de la matrice initiale \mathbf{K} . En effet le facteur de Cholesky d'une sous-matrice n'est pas la sous-matrice du facteur de Cholesky! La meilleure option est alors d'appliquer la méthode GCP sur la nouvelle matrice de raideur obtenue et de calculer \mathbf{U}^l itérativement.

La **méthode des multiplicateurs de Lagrange**, tout comme la méthode précédente, permet de trouver la solution exacte du système sous la contrainte des déplacements imposés. Elle repose sur la formulation variationnelle du système linéaire $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$. Le vecteur \mathbf{U} est alors défini comme le minimum de la forme quadratique :

$$\mathcal{F}(\mathbf{U}) = \frac{1}{2} \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} - \mathbf{U}^T \mathbf{F}$$

Supposons que nous désirons imposer la valeur en un unique degré de liberté : $U_{i_0} = V_{i_0}$. Nous pouvons exprimer cette contrainte par l'équation suivante :

$$\mathcal{G}(\mathbf{U}) = \mathbf{1}_{i_0}^T \mathbf{U} - V_{i_0} = \begin{pmatrix} 0 & \cdots & 1 & \cdots & 0 \end{pmatrix} \mathbf{U} - V_{i_0} = 0$$

où $\mathbf{1}_{i_0}$ est le vecteur comportant un unique 1 à la ligne i_0 .

Afin de tenir compte des déplacements imposés, nous formulons alors le nouveau problème variationnel comme la somme de la première forme quadratique \mathcal{F} et de \mathcal{G} , cette dernière fonction étant pondérée par le multiplicateur de Lagrange, m . Nous obtenons ainsi une nouvelle formulation variationnelle, dite *lagrangienne*, à partir de la précédente, étendue du nouveau paramètre m .

$$\mathcal{H}(\mathbf{U}, m) = \mathcal{F}(\mathbf{U}) + m\mathcal{G}(\mathbf{U})$$

Le théorème de Lagrange nous dit alors que le minimum de \mathcal{F} sous la contrainte $\mathcal{G} = 0$ est atteint lorsque $\vec{\nabla}\mathcal{H} = 0$, i.e. $(\frac{\partial\mathcal{H}}{\partial\mathbf{U}}, \frac{\partial\mathcal{H}}{\partial m}) = (0, 0)$. La justification en est la suivante. La deuxième identité, $\frac{\partial\mathcal{H}}{\partial m} = 0$, se ramène à $\mathcal{G}(\mathbf{U}) = 0$ et exprime la contrainte de déplacement imposé. La première identité $\frac{\partial\mathcal{H}}{\partial\mathbf{U}} = 0$ se réécrit en $\vec{\nabla}\mathcal{F}(\mathbf{U}) + m\vec{\nabla}\mathcal{G}(\mathbf{U}) = 0$, et encore en $\mathbf{K}\mathbf{U} - \mathbf{F} + m\mathbf{1}_{i_0} = 0$, et exprime le fait que le gradient de \mathcal{F} est colinéaire au gradient de \mathcal{G} , ce dernier gradient étant lui-même orthogonal à la ligne de niveau $\mathcal{G} = 0$. L'identité implique donc que la composante de $\vec{\nabla}\mathcal{F}$ tangentielle à la courbe $\mathcal{G} = 0$ s'annule en \mathbf{U} . Ce point est alors un extremum de \mathcal{F} restreint à $\mathcal{G} = 0$. \mathcal{F} étant une forme quadratique, il minimise donc \mathcal{F} sous la contrainte $\mathcal{G} = 0$.

L'égalité $(\frac{\partial\mathcal{H}}{\partial\mathbf{U}}, \frac{\partial\mathcal{H}}{\partial m}) = (0, 0)$ se traduit par le système linéaire suivant, dont la résolution donne le champ de déplacements sous contrainte, ainsi que la valeur du multiplicateur de Lagrange.

$$\begin{pmatrix} \mathbf{K} & \mathbf{1}_{i_0} \\ \mathbf{1}_{i_0}^T & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{U} \\ m \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{F} \\ V_{i_0} \end{pmatrix}$$

Cette transformation du problème à n variables (où n est la dimension de la matrice \mathbf{K}) sous contrainte en un problème à $n + 1$ variables libres fait toute la force de la démarche lagrangienne. Le multiplicateur m peut être interprété physiquement comme la force de réaction du modèle au déplacement qui lui est imposé. La même interprétation mécanique peut être faite du terme $\mathbf{K}^{lp}\mathbf{U}^p$ rencontré dans l'équation (3.1).

La méthode très générale des multiplicateurs a des limitations dans le cadre de modélisation linéaire qui est le notre. Tout d'abord, puisqu'il faut ajouter autant de multiplicateurs m_i que le nombre de degrés de liberté contraints, le système à résoudre comporte plus d'inconnues que le système initial avant imposition des contraintes. Ensuite la matrice résultante contenant des 0 sur sa diagonale n'est plus définie positive ce qui en complique la résolution. La méthode de substitution nous paraît de ce fait plus adaptée, étant donné qu'au lieu d'augmenter la taille du système, elle la diminue. De plus, la matrice carrée obtenue est définie-positive, ce qui permet d'exploiter les techniques de résolution décrites précédemment. Les déformations calculées par les deux méthodes sont bien évidemment les mêmes.

La **méthode de pénalisation** permet d'approximer les conditions aux limites imposées et ceci en modifiant uniquement les éléments de la diagonale de \mathbf{K} et certaines lignes de \mathbf{F} . Contrairement aux multiplicateurs de Lagrange, cette technique n'ajoute pas de degrés de liberté au système. Par ailleurs, les modifications du système linéaire nécessaires à sa mise en œuvre sont très localisées, ce qui contribue à sa popularité.

Désignons par B un nombre très grand par rapport aux valeurs des éléments de la matrice \mathbf{K} . B peut, par exemple, être pris comme :

$$B = 10^{10} \max_{i,j} |K_{i,j}|$$

Pour simplifier les notations, supposons que nous voulons fixer un unique degré de liberté $U_{i_0} = V_{i_0}$. Nous allons pour cela modifier la matrice \mathbf{K} et le vecteur \mathbf{F} de la façon suivante :

$$\bar{\mathbf{K}} = \begin{pmatrix} K_{11} & \cdots & \cdots & \cdots & K_{1n} \\ \vdots & \ddots & & & \vdots \\ \vdots & & K_{i_0 i_0} + B & & \vdots \\ \vdots & & & \ddots & \vdots \\ K_{n1} & \cdots & \cdots & \cdots & K_{nn} \end{pmatrix} \text{ et } \bar{\mathbf{F}} = \begin{pmatrix} F_1 \\ \vdots \\ F_{i_0} + BV_{i_0} \\ \vdots \\ F_n \end{pmatrix}$$

La $i_0^{\text{ème}}$ équation du système devient alors :

$$\sum_{l=1}^n \bar{K}_{i_0 l} U_l = \bar{F}_{i_0}$$

Soit :

$$(K_{i_0 i_0} + B)U_{i_0} + \sum_{l \neq i_0} K_{i_0 l} U_l = F_{i_0} + BV_{i_0}$$

La valeur de la solution en U_{i_0} est donc bien une approximation de V_{i_0} puisque :

$$U_{i_0} = \left(\frac{B}{K_{i_0 i_0} + B} \right) V_{i_0} + \frac{1}{K_{i_0 i_0} + B} \left(F_{i_0} - \sum_{l \neq i_0} K_{i_0 l} U_l \right)$$

Cette approximation est d'autant meilleure que B tend vers $+\infty$, étant donné qu'alors :

$$\frac{B}{K_{i_0 i_0} + B} \rightarrow 1 \text{ et } \frac{1}{K_{i_0 i_0} + B} \left(F_{i_0} - \sum_{l \neq i_0} K_{i_0 l} U_l \right) \rightarrow 0$$

L'inconvénient de cette approche est qu'elle perturbe fortement le conditionnement de la matrice \mathbf{K} rendant impossible le recours aux méthodes indirectes pour résoudre le système $\bar{\mathbf{K}}\mathbf{U} = \bar{\mathbf{F}}$. La méthode de Cholesky peut par contre être utilisée, il suffit pour cela de remettre à jour le facteur \mathbf{L} comme cela a été décrit plus haut. Rappelons toutefois que cette mise à jour peut se révéler très coûteuse, en particulier si les nœuds altérés par l'imposition du déplacement ne sont pas positionnés en fin de matrice.

3.3 Déformation du modèle contrôlée par nœuds pilotes

3.3.1 Introduction

Dans cette section nous présentons brièvement la première approche adoptée pour contrôler la déformation du modèle à partir de données per-opératoires. Cette démarche s'appuie sur l'identification de nœuds du maillage dits 'pilotes', dont le déplacement est connu. Sous cette hypothèse et après un pré-traitement simple dont nous donnons le détail ci-dessous, il est possible d'exprimer le déplacement de chaque nœud du maillage comme une combinaison linéaire de solutions élémentaires pré-calculées. Nous donnons par la suite deux exemples pour lesquels cette technique est adaptée et pour conclure nous en discutons les avantages et inconvénients.

3.3.2 Sous-structuration de maillage

La technique des nœuds pilotes est inspirée de la technique de **condensation** ou **sous-structuration du maillage** présentée notamment dans [Kardestuncer 87] [Bro-Nielsen 98] [Cotin 99]. Elle repose donc sur une organisation particulière de l'ordre des nœuds dans le maillage, laquelle se répercute sur la structure de la matrice de raideur \mathbf{K} . Il est alors possible d'exploiter les propriétés de l'algèbre linéaire pour reformuler l'équation $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ et aboutir à l'expression d'une solution générale comme combinaison linéaire des solutions liées au déplacements individuels des nœuds pilotes.

Soit $P = \{\mathbf{n}^i\}_{i=1,\dots,n_p}$, l'ensemble des nœuds pilotes du maillage, de cardinal n_p . Tous les autres nœuds du maillage appartiennent à l'ensemble L de nœuds 'libres'. Ces nœuds disposent donc de 3, 2 ou 1 degré de liberté, en fonction des contraintes tangentielles surfaciques (2 DDL) ou linéaires (1 DDL) qui y sont appliquées, ou non (3 DDL).

Supposons que la numérotation des sommets du maillage attribue aux nœuds de P un indice élevé et aux nœuds de L un indice bas dans la matrice de raideur \mathbf{K} . Comme nous l'avons déjà vu au paragraphe 3.2.3.3, le vecteur de déplacements inconnus \mathbf{U}^l est solution du système (3.1) obtenu par décomposition en sous-matrices et sous-vecteurs du système initial $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$. On peut donc exprimer \mathbf{U}^l comme :

$$\mathbf{U}^l = [\mathbf{K}^l]^{-1} (\mathbf{F}^l - \mathbf{K}^{lp}\mathbf{U}^p) = [\mathbf{K}^l]^{-1} \mathbf{F}^l - \left([\mathbf{K}^l]^{-1} \mathbf{K}^{lp}\right) \mathbf{U}^p = \mathbf{V}^l - \mathbf{MU}^p$$

où la notation $[\mathbf{K}^l]^{-1}$ fait référence à la résolution du système linéaire (3.1) par une des techniques présentées au paragraphe 3.2.3.2.

Il apparaît ainsi que le vecteur déplacement des nœuds libres est la somme d'un déplacement constant \mathbf{V}^l , dû aux forces nodales et d'une partie variable dépendant du déplacement des nœuds pilotes.

Si nous décomposons le vecteur \mathbf{U}^p sur la base canonique $\{\mathbf{e}_i^p\}_i$ alors les vecteurs colonnes \mathbf{M}_i de la matrice \mathbf{M} sont les vecteurs de déplacement des nœuds libres dus aux déplacements unitaires le long des vecteurs de la base de l'espace des nœuds pilotes : \mathbf{e}_i^p , pour i variant de 1 à $3n_p$ pour un modèle 3D ou $2n_p$ en 2D. La déformation globale est donc la somme d'une déformation due à un chargement nodal plus une combinaison linéaire des déformations élémentaires induites par les nœuds pilotes.

Le pré-calcul d'un modèle contrôlé par des nœuds pilotes consiste donc à évaluer le vecteur \mathbf{V}^l ainsi que la matrice \mathbf{M} , en décomposant puis résolvant le système (3.1) comme indiqué ci-dessus. Ce résultat est ensuite stocké sous forme de fichier binaire afin de pouvoir être exploité lors de la phase per-opératoire. Le nombre de lignes de la matrice \mathbf{M} , m_l dépend du nombre de nœuds libres et de leurs DDL associés. Le nombre de colonnes de \mathbf{M} est $3n_p$. Le nombre total de données à stocker est donc $m_l + 3n_p m_l$. La quantité de données stockées peut être significativement réduite en n'enregistrant que les déplacements de nœuds libres dont l'amplitude est au-dessus d'un seuil défini par la précision de la déformation souhaitée.

Au début de la phase per-opératoire, les déformation élémentaires pré-calculées sont lues par le système. Lorsque la position des nœuds pilotes a été mesurée à partir d'images per-opératoires, le calcul de la déformation globale du modèle est immédiat car il ne requiert qu'une somme et une multiplication matricielle, la résolution du système linéaire ayant été menée *off-line*.

3.3.3 Exemples

Dans cette partie nous illustrons l'application de la technique de condensation à deux cas théoriques. Le premier exemple montre la mise en œuvre d'un modèle biomécanique couplé à un système de suivi per-opératoire du déplacement de la surface corticale. Le deuxième exemple ébauche une stratégie susceptible de prédire le comportement des tissus cérébraux au moment de l'ouverture de la dure-mère lorsqu'on est en présence d'un effet de masse notable.

3.3.3.1 Suivi de la déformation corticale en temps-réel

Dans le paragraphe 1.3.2 nous mentionnions les travaux des équipes de Miga et Audette dont le but est de suivre la déformation corticale en temps-réel au moyen d'un dispositif tel que le scanner laser [Audette 99] [Miga 03]. Le modèle bio-mécanique contrôlé par nœuds pilotes tel qu'il a été décrit ci-dessus est susceptible de traiter en temps-réel les informations de déplacement des nœuds de surface localisés par un tel système. Nous illustrons ce cas par un exemple théorique, reposant sur des données simulées.

La fig. 3.8-a montre une image IRM T1 pré-opératoire, où la craniotomie ainsi qu'une tumeur ont été artificiellement ajoutées. Les nœuds pilotes sont les points rouges situés

sur le cortex au niveau de la voie d'abord. Le maillage biomécanique (fig. 3.8-b) modélise uniformément le domaine, à l'exception des ventricules qui sont considérées ici comme des cavités. Les nœuds situés au contact du crâne dans les régions antérieures et inférieures sont supposés fixes.

La fig. 3.8-c montre l'effet du déplacement des nœuds pilotes. Après ouverture de la dure-mère, la position des nœuds pilotes est suivie en continu par un système de localisation comme ceux évoqués plus haut. Tout mouvement de l'ensemble de ces points de référence est immédiatement répercuté sur les données pré-opératoires par le biais du modèle, la rapidité du calcul permettant alors une intégration en continu des informations de déplacement cortical. La fig. 3.8-d montre la compression des ventricules et l'affaissement de la surface qui s'étend au delà de la région de la craniotomie.

3.3.3.2 Prédiction du rebond de la surface corticale

Comme nous l'avons lors de l'étude du brain-shift, au § 1.2.4, un effet de masse important a pour effet de comprimer fortement l'hémisphère controlatéral. Suite à l'ouverture de la dure-mère, les structures confinées au sein de la boîte crânienne tendent à retrouver leur forme initiale. L'énergie élastique emmagasinée lors de la croissance de la tumeur se libère et provoque alors une remontée de la surface corticale. Ce scénario repose sur l'hypothèse que la nature élastique des tissus n'a pas été contrariée par la présence du cancer.

Nous proposons ici de prédire, en nous appuyant sur les données pré-opératoires et à l'aide d'un modèle contrôlé par nœuds pilotes, la déformation cérébrale initiale survenant après ouverture de la dure-mère. Cet exemple est purement théorique du fait qu'il n'a jamais été mis en place et validé par une observation au bloc opératoire, mais surtout car son fondement même est remis en cause par la décorrélation entre l'étude pré-opératoire de l'effet de masse au travers de paramètres cliniques tels que l'hypertension intracrânienne, et les observations per-opératoires du rebond cortical présentées dans [Nabavi 01]. Enfin le calcul pouvant être réalisé off-line, les performances temps-réel présentent peu d'intérêt. Cet exemple reste malgré tout intéressant pour illustrer les comportements du cerveau décrits dans le paragraphe 1.2.4.

Sur les images pré-opératoires, la limite interhémisphérique initiale définie par l'axe joignant les extrémités frontales et occipitales de la faux du cerveau (fig. 3.9-a, points) est fortement altérée (fig. 3.9-a, tirets) par l'effet de masse. Sur ces séquences IRM T2 la composante kystique de la tumeur est clairement identifiée comme une région ronde, régulière, homogène et hyperintense (indiquée par une flèche sur la fig. 3.9-a).

La fig. 3.9-b présente le modèle biomécanique de l'hémisphère opéré. Le kyste qui contient du liquide, est modélisé par un matériau incompressible avec un taux de Poisson proche de 0.5 et un module de Young très faible $E = 10$ Pa. Les nœuds à la surface du cortex, éloignés de la craniotomie sont soumis à des conditions de glissement sans

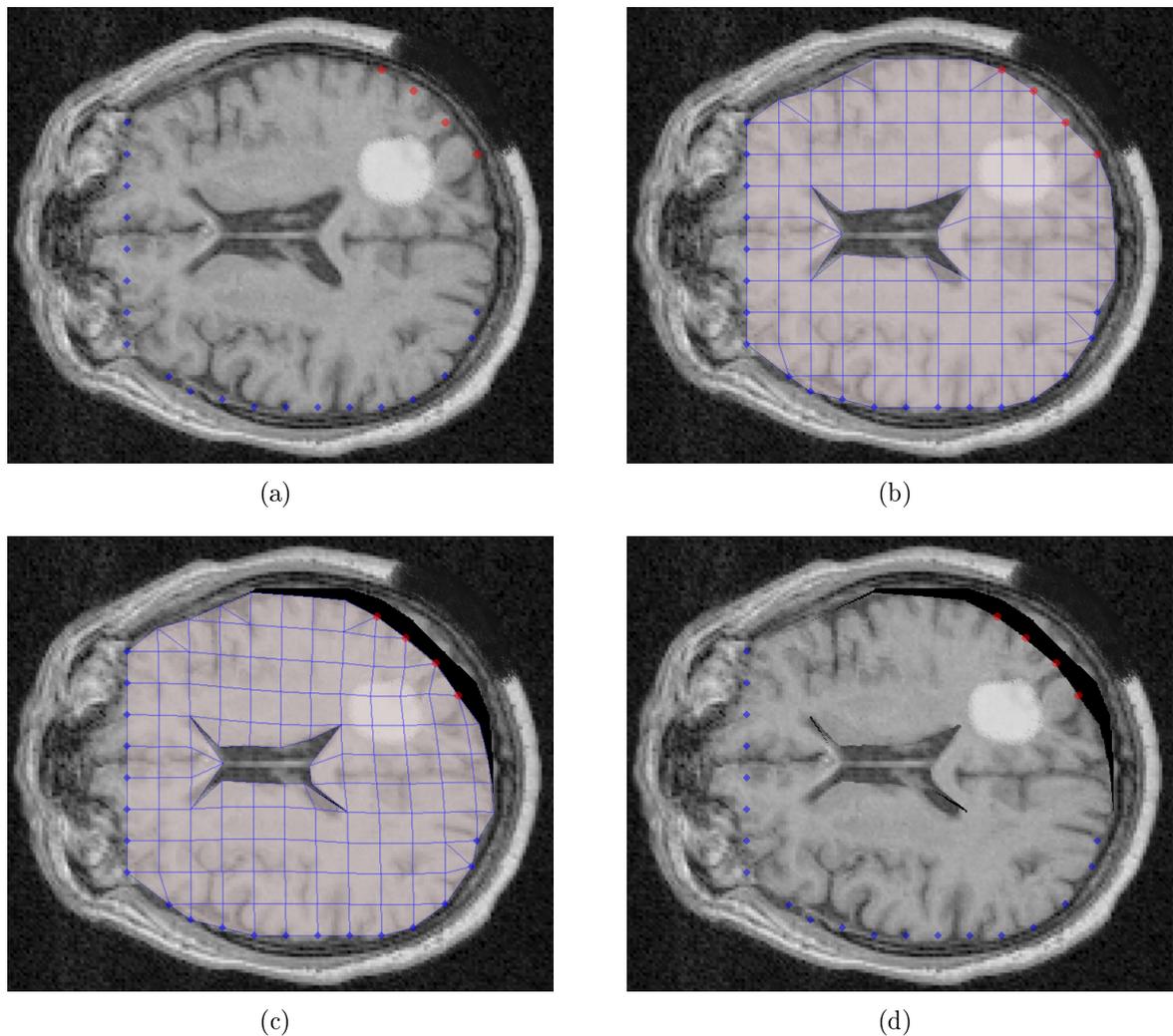


FIG. 3.8 – (a) Coupe axiale IRM T1 pré-opératoire avec tumeur et craniotomie ajoutées artificiellement. (b) Modèle biomécanique 2D. Les nœuds pilotes sont les points rouges situés au niveau de l'ouverture. (c) Déformation du modèle par déplacement de nœuds pilotes. (d) Coupe axiale déformée en temps-réel.

frottement tangentiellement au crâne (traits bleus épais). Les nœuds pilotes sont disposés le long de la ligne interhémisphérique pathologique.

Le déplacement des nœuds pilotes simule l'action de l'hémisphère controlatéral après ouverture de la dure-mère. La remontée de la surface corticale qui en résulte est reproduite par le modèle sur la fig. 3.9-c. Les conditions de glissement imposées aux nœuds mentionnées ci-dessus permettent de contenir le modèle dans la boîte crânienne.

Enfin l'aspiration du liquide contenu dans le kyste entraîne un affaissement cortical représenté sur la fig. 3.9-d. Ce calcul est effectué en utilisant la procédure de mise à jour du facteur de Cholesky décrite plus haut. Dans cet exemple précis, nous simulons un

comportement *off-line*, ce qui nous laisse tout le loisir de modéliser la région du domaine qui est susceptible d'être aspirée, mais si nous désirons transposer cette méthode au bloc opératoire, afin de répercuter sur le modèle biomécanique, en temps réel une résection de tissus ou une aspiration de fluide, alors il faut être capable d'en mesurer la localisation et le volume exact. Alors que la localisation peut s'envisager à l'aide d'un système de suivi d'instruments tel que celui utilisé lors de l'enregistrement des images US Doppler, l'évaluation du volume de tissu réséqué ou de liquide aspiré nous semble beaucoup plus compliquée. Par ailleurs, pour que la mise à jour de la topologie du maillage soit réaliste, ce volume et sa localisation spatiale doivent correspondre à un élément précis du maillage, ce qui, à notre avis, rend cette technique difficilement exploitable.

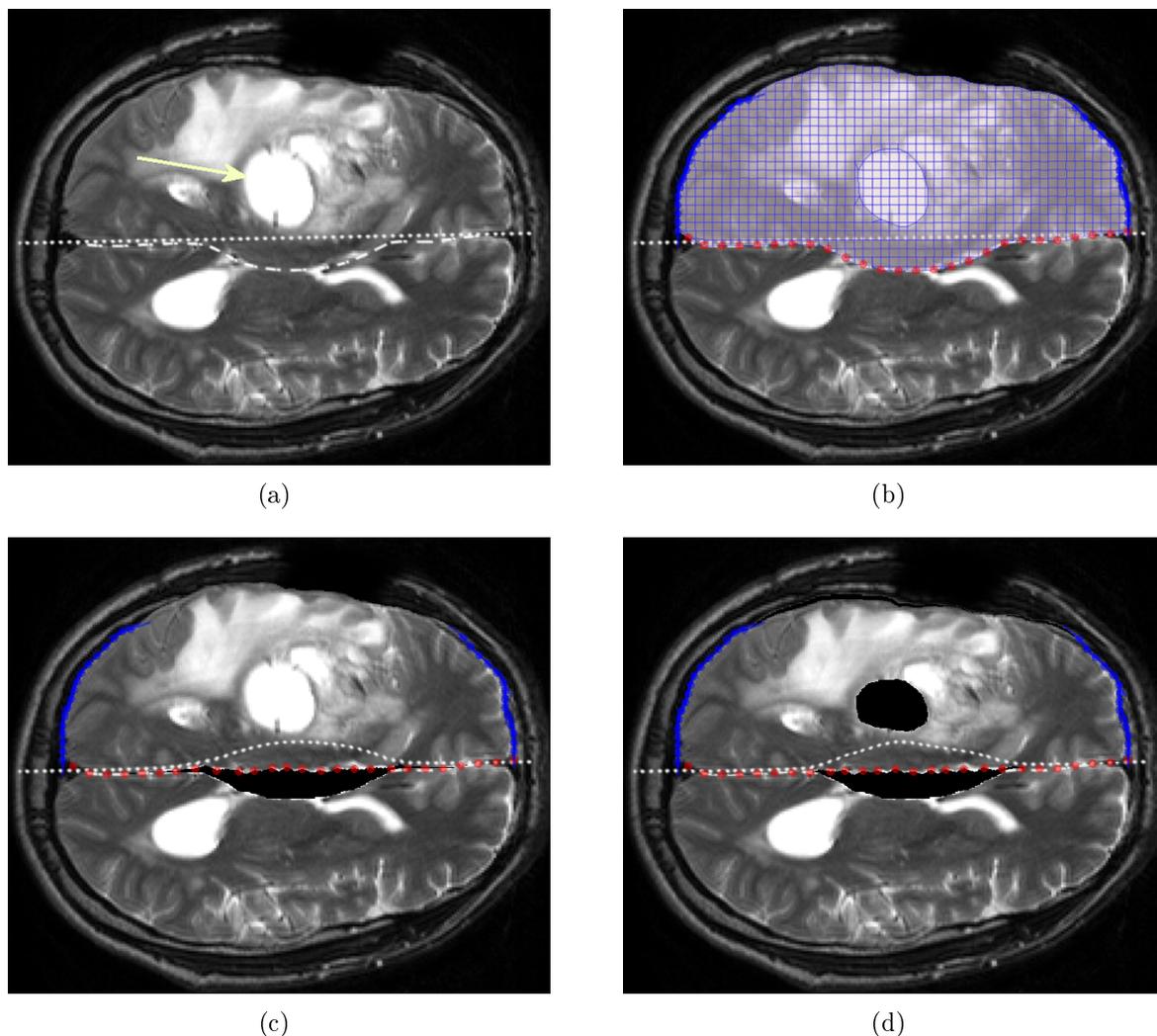


FIG. 3.9 – (a) Coupe axiale IRM T2 pré-opératoire : ligne interhémisphérique initiale (points) et pathologique (tirets). Le kyste est indiqué par une flèche. (b) Modèle biomécanique 2D de l'hémisphère opéré. Le kyste est modélisé par une composante quasi-incompressible. (c) Correction de la ligne interhémisphérique par déplacement des nœuds pilotes et soulèvement cortical associé. (d) Affaissement cortical dû à l'aspiration du kyste.

La modélisation présentée ici n'a qu'un caractère illustratif. En effet, au niveau actuel de connaissances, aucune information sur le comportement dynamique de la ligne interhémisphérique ne peut être anticipé, rendant l'approche peu exploitable. Par contre, si une telle information pouvait être acquise en temps-réel au cours de l'intervention en s'appuyant sur la localisation de structures profondes telles que les ventricules, le modèle pourrait alors intégrer cette information et proposer une mise à jour des données pré-opératoires. Il reste que la déformation calculée ainsi ne tient compte que du déplacement d'un nombre réduit de points dont la répartition est limitée au plan interhémisphérique, et présente donc les mêmes faiblesses que les techniques de suivi cortical mentionnées dans le paragraphe précédent.

3.3.4 Conclusion

La technique présentée dans cette partie permet, étant donnés les déplacements d'un sous-ensemble pré-défini de ses nœuds, de calculer en temps réel la déformation d'un modèle en s'appuyant sur des déformations élémentaires pré-calculées *off-line* et mémorisées. Elle élimine de ce fait le goulot d'étranglement que constitue la résolution du système $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$, et ceci quelle que soit la dimension du problème linéaire, i.e. indépendamment de la finesse du maillage choisi pour discrétiser le domaine. L'inconvénient majeur de la méthode est que l'ensemble des nœuds pilotes doit être identifié avant l'intervention et seuls les déplacements de ces points de l'espace peuvent être exploités pour contrôler la déformation. Toutes les positions des nœuds pilotes doivent être connues au moment de l'assemblage, par combinaison linéaire, de la déformation globale.

Cette technique se révèle donc peu adaptée à un suivi sous échographie d'une structure telle que l'arbre vasculaire cérébral, dont il n'est possible d'observer qu'un fragment indéfini au cours d'un balayage per-opératoire. Exiger du chirurgien qu'il retrouve sous échographie des points remarquables de l'arbre vasculaire est peu envisageable. Quand bien même il lui serait possible de le faire pour un nombre réduit de points, notre démarche ne pourrait alors plus tirer parti de la dense répartition de l'arbre vasculaire à travers le volume du parenchyme. Dans les sections suivantes nous présentons les techniques que nous avons développées pour rendre possible le contrôle du modèle au moyen d'un ensemble arbitraire de déplacements, répartis de façon aléatoire dans l'espace du modèle.

Une version plus élaborée de cette approche a été présentée par Cotin et al. dans le cadre de la simulation en temps réel de déformation pour la chirurgie du foie [Cotin 99]. La technique proposée permet, contrairement à sa formulation plus simple énoncée plus haut, de prendre en compte le déplacement de n'importe quel ensemble de nœuds de la surface du maillage pour simuler une interaction de l'organe avec un outil (pince, scalpel). Les déplacements des sommets sont combinés en considérant leurs influences mutuelles écrites sous forme d'un système matriciel de dimension $3n_p$, où n_p est le nombre de nœuds pilotés en déplacement. La résolution du système passe par l'inversion de la matrice $3n_p \times 3n_p$. Cette technique permet aux auteurs, moyennant un précalcul dont la durée peut atteindre

9 heures, de simuler en temps réel des interactions entre des outils et des parties très localisées de l'organe. La méthode est parfaitement adaptée au cas de la simulation où l'outil n'entre en interaction qu'avec un petit ensemble de nœuds, ce qui autorise une inversion matricielle rapide.

Bien que permettant de considérer comme nœuds pilotes tout sous-ensemble de sommets du maillage, nous verrons dans le paragraphe suivant que l'approche proposée par Cotin et al. n'est pas envisageable dans notre cas. En effet, les déplacements imposés issus du recalage élastique de l'arbre vasculaire ne sont pas localisés aux nœuds du maillage mais surtout, du fait de l'absence de connaissance biomécanique au moment du recalage, ils présentent des incertitudes quant à leur pertinence et ne peuvent donc être appliqués tels quels au modèle qu'au risque de donner lieu à des déformations aberrantes.

3.4 Intégration des déplacements vasculaires

3.4.1 Présentation du problème

Dans le chapitre précédent nous avons développé les techniques permettant d'extraire la position de l'arbre vasculaire cérébral à partir d'images per-opératoires US localisées. Nous avons ensuite présenté le recalage élastique qui permet de mettre en correspondance ces observations avec une configuration initiale de l'arbre vasculaire définie dans les images MRA pré-opératoires. Le champ de déplacements résultant présente les caractéristiques suivantes :

- la localisation des vecteurs de déplacement dans l'espace ne correspond pas nécessairement à la position des nœuds du maillage ;
- le calcul du recalage élastique qui a produit les déplacements s'appuie uniquement sur des considérations de distance euclidienne entre nuages de points et structure vasculaire de référence, et fait totalement abstraction de la biomécanique des tissus sous-jacents.

Le premier aspect nous empêche de faire appel aux techniques de pénalisation pour imposer des conditions aux limites en déplacement. Le deuxième aspect, plus subtil, nous amène à considérer le champ de déplacements comme imparfait et probablement entaché d'erreurs de recalage. L'utilisation d'un modèle biomécanique prend alors tout son sens, non plus uniquement comme un moyen d'extrapoler une déformation locale aux tissus avoisinants, mais également comme un régulateur des données d'entrée.

Ainsi, pour pouvoir nous appuyer sereinement sur le champ de déplacements de l'arbre vasculaire il nous faut concevoir des techniques permettant :

- d'appliquer un déplacement en un point quelconque du domaine ;
- de régulariser l'ensemble des déplacements à intégrer au moyen du modèle biomécanique afin d'en éliminer les artefacts de recalage.

Dans la suite de cette partie nous développons les techniques proposées pour répondre à ce problème. Le paragraphe 3.4.2 détaille les calculs permettant de répercuter sur les nœuds d'un élément des déplacements de points internes. Puis, dans le paragraphe 3.4.3 nous présentons un mode de calcul de la déformation globale qui tient compte de tous les déplacements à intégrer sur l'ensemble du modèle. La régularisation du champ de déplacements est alors obtenue par le biais d'un calcul d'optimisation.

3.4.2 Déplacement de points intérieurs à un élément

Une réponse possible au problème du déplacement de points internes à un élément est de raffiner le maillage en ajoutant les points internes concernés puis d'appliquer de façon classique les conditions en déplacements en ces nouveaux nœuds du maillage. Cette approche présente toutefois deux inconvénients.

Tout d'abord, du point de vue calculatoire, les modifications de la matrice de raideur \mathbf{K} doivent être répercutées sur le facteur de Cholesky, \mathbf{L} . Pour éviter une factorisation complète, dont le coût est de l'ordre de $(n + m)^3$ opérations flottantes, où n est la dimension initiale du système et m le nombre de lignes et colonnes ajoutées, des techniques spécifiques ont été proposées. Un exemple de mise à jour optimisée de facteur de Cholesky est l'approche proposée par [Alkire 02] dont l'algorithme aboutit à une complexité de l'ordre de $m^3 + m^2n + mn^2$. Malgré le gain considérable qu'elles offrent en temps de calcul, ces techniques peuvent toutefois difficilement être mises en œuvre lorsqu'un temps de réponse de l'ordre de quelques minutes est requis. Ceci est d'autant plus vrai que le nombre de déplacements considérés est important : si d est le nombre de déplacements à intégrer dans le modèle, alors le nombre de degrés de liberté à rajouter est $m = 3d$.

Enfin, la technique de pénalisation décrite dans le paragraphe 3.2.3.3 amène les nœuds concernés exactement à la position voulue, or c'est précisément une chose que nous désirons éviter après avoir pris conscience des limites du recalage élastique à l'origine des déplacements considérés.

La méthode que nous proposons permet d'éviter la mise à jour des pré-calculs réalisés *off-line* en conservant la topologie et la matrice de raideur de la maille initiale. Afin d'éviter d'imposer les déplacements comme conditions aux limites impératives, ceux-ci sont convertis en forces nodales appliquées aux sommets des éléments considérés. Les effets de ces forces, intégrées au sein du vecteur \mathbf{F} , sont ensuite répercutés à l'ensemble de la maille en résolvant le système $\mathbf{KU} = \mathbf{F}$ à l'aide de la factorisation initiale $\mathbf{K} = \mathbf{LL}^T$.

Nous allons maintenant entrer dans le détail des calculs permettant de convertir les déplacements localisés à l'intérieur d'un élément donné, en forces nodales appliquées aux sommets de cet élément.

3.4.2.1 Cas d'un élément avec un unique déplacement interne

Considérons tout d'abord le cas d'un élément E comprenant un unique déplacement interne que nous définissons par son point d'application $\mathbf{p} \in E$ et son vecteur \vec{u} .

Notre approche consiste tout d'abord à raffiner localement l'élément E en y ajoutant un nœud en \mathbf{p} . Ainsi un hexaèdre est subdivisé en 6 pyramides, un tétraèdre, en 4 tétraèdres, une pyramide en une pyramide et 4 tétraèdres et enfin un prisme, en 3 pyramides et 2 tétraèdres, comme le montre la fig. 3.10. Il va de soi que chaque sous-élément reprend les paramètres mécaniques de l'élément 'père'.

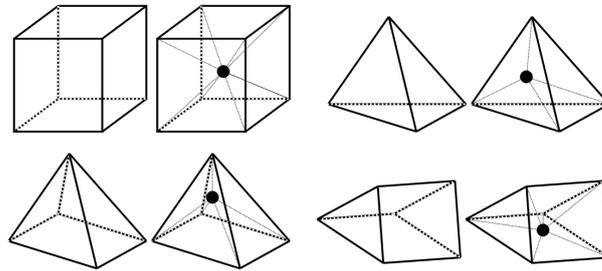


FIG. 3.10 – Subdivision d'éléments avec ajout d'un nœud interne correspondant au déplacement imposé.

Considérons alors la nouvelle matrice de raideur \mathbf{K}_E du système restreint à notre élément initial E . Ses degrés de liberté sont ceux de l'élément initial, plus 3 ddl pour le nœud \mathbf{p} qui va piloter notre élément en déplacement (ou 2 si le modèle est 2D). Nous pouvons ordonner les nœuds de ce système de manière à décomposer la matrice de raideur, de façon très similaire à ce que nous avons fait pour les nœuds pilotes, soit :

$$\mathbf{K}_E = \begin{pmatrix} \mathbf{K}^0 & \mathbf{K}^{0p} \\ (\mathbf{K}^{0p})^T & \mathbf{K}^p \end{pmatrix}$$

Le vecteur de déplacements du système E , \mathbf{U}_E et ses forces nodales \mathbf{F}_E peuvent également être décomposés en deux parties :

$$\mathbf{U}_E = \begin{pmatrix} \mathbf{U}^0 \\ \mathbf{U}^p \end{pmatrix} \text{ et } \mathbf{F}_E = \begin{pmatrix} \mathbf{F}^0 \\ \mathbf{F}^p \end{pmatrix}$$

où \mathbf{U}^0 et \mathbf{F}^0 sont respectivement, les déplacements et les forces nodales appliqués aux sommets initiaux de l'élément E , et $\mathbf{U}^p = \vec{u}$ est le déplacement imposé sur le nouveau nœud \mathbf{p} , \mathbf{F}^p étant la force responsable de ce déplacement.

La relation entre les forces externes et les déplacements nodaux au sein du nouveau maillage de E est :

$$\begin{pmatrix} \mathbf{K}^0 & \mathbf{K}^{0p} \\ (\mathbf{K}^{0p})^T & \mathbf{K}^p \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathbf{U}^0 \\ \mathbf{U}^p \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \mathbf{F}^0 \\ \mathbf{F}^p \end{pmatrix}$$

Nous pouvons éliminer de l'équation les forces, inconnues, appliquées en \mathbf{p} et ne considérer que le sous-système qui regroupe les sommets initiaux de E , soit :

$$\mathbf{K}^0 \mathbf{U}^0 + \mathbf{K}^{0p} \mathbf{U}^p = \mathbf{F}^0$$

La force recherchée est celle qui convertit le déplacement \vec{u} en contrainte interne exercée sur les sommets initiaux de E du fait du déplacement de \mathbf{p} . A l'équilibre, cette force interne est l'opposée de la force externe nécessaire pour maintenir les sommets initiaux immobiles. En posant $\mathbf{U}^0 = 0$, nous obtenons l'expression de cette force externe $\mathbf{F}^0 = \mathbf{K}^{0p} \mathbf{U}^p$. La force interne, produite par le déplacement du nœud \mathbf{p} est donc $-\mathbf{F}^0 = -\mathbf{K}^{0p} \mathbf{U}^p$.

Si nous imaginons maintenant notre élément au sein d'un maillage, la force interne produite par le déplacement de son point interne devient une force externe appliquée aux éléments qui ont des sommets communs avec E et, par l'intermédiaire de cette force, le déplacement du point interne de E affecte le reste du maillage. C'est donc cette force que nous devons appliquer aux nœuds initiaux de E en vue de provoquer une déformation globale susceptible de produire en \mathbf{p} le déplacement \vec{u} .

Pour finir, considérons de nouveau la méthode de raffinement du maillage de E . En fonction de la position de \mathbf{p} , le maillage obtenu par raffinement de E peut être de mauvaise qualité et entraîner des instabilités numériques. Pour pallier à cet inconvénient, nous choisissons d'effectuer systématiquement le raffinement du maillage interne en nous appuyant sur le centre de gravité \mathbf{g} des sommets initiaux de E . De cette façon, les éléments générés sont de qualité comparable à celle de E et il est tout de même possible de reproduire le déplacement \vec{u} en \mathbf{p} . En effet, il suffit pour cela de calculer la valeur de la fonction de forme associée à \mathbf{g} , en \mathbf{p} : α . La relation entre le déplacement de \mathbf{p} et celui de \mathbf{g} , \vec{u}_g étant : $\vec{u} = \alpha \vec{u}_g$, la valeur du déplacement nodal permettant d'appliquer le déplacement voulu au point interne de l'élément est : $\vec{u}_g = \vec{u} / \alpha$.

Dans le paragraphe suivant nous allons déterminer \vec{u}_g lorsque plusieurs déplacements sont associés à un même élément E .

3.4.2.2 Cas d'un élément avec plusieurs déplacements internes

Considérons maintenant le cas d'un élément E comprenant un ensemble de déplacements internes $\{(\mathbf{p}^i, \vec{u}^i)\}_{i=1, \dots, n_d}$, avec $n_d > 1$. Les propriétés de l'interpolation au sein de l'élément ne permettent pas nécessairement de reproduire exactement tous les déplacements, comme cela était le cas précédemment. Nous devons alors trouver un compromis.

Le critère qui s'impose naturellement dans ce genre de situation est la minimisation au sens des moindres carrés des différences entre les déplacements imposés et ceux engendrés par le déplacement \vec{u}_g du centre de gravité de l'élément, \mathbf{g} . L'inconnue \mathbf{X} est le déplacement de \mathbf{g} , $\mathbf{X} = \vec{u}_g = (x_1, x_2, x_3)^T$ (ou $(x_1, x_2)^T$, en 2D). Le nombre d'équations est $3n_d$ ($2n_d$, en 2D) et correspond à l'ensemble des déplacements imposés : $\mathbf{D} = (\vec{u}^1, \dots, \vec{u}^{n_d})^T$.

Si \mathbf{A} est la matrice définissant les équations, alors le système $\mathbf{AX} = \mathbf{D}$ est sur-déterminé et pour trouver une solution optimale nous avons recours au calcul de la pseudo-inverse de \mathbf{A} , \mathbf{A}^+ [Hsu 92].

Soient $\{\alpha^i\}_{i=1,\dots,n_d}$ les valeurs des fonctions de forme associées au nœud \mathbf{g} , et évaluées en \mathbf{p}^i pour $i = 1, \dots, n_d$. Le système $\mathbf{AX} = \mathbf{D}$ s'écrit alors de façon explicite (en 3D) :

$$\begin{pmatrix} \alpha^1 & 0 & 0 \\ 0 & \alpha^1 & 0 \\ 0 & 0 & \alpha^1 \\ \vdots & \vdots & \vdots \\ \alpha^{n_d} & 0 & 0 \\ 0 & \alpha^{n_d} & 0 \\ 0 & 0 & \alpha^{n_d} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} u_1^1 \\ u_2^1 \\ u_3^1 \\ \vdots \\ u_1^{n_d} \\ u_2^{n_d} \\ u_3^{n_d} \end{pmatrix}$$

La pseudo-inverse de \mathbf{A} est donnée par : $\mathbf{A}^+ = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} \mathbf{A}^T$. Son calcul fait intervenir une inversion matricielle mais les dimensions de la matrice à inverser $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ sont $(3 \times 3n_d)(3n_d \times 3) = 3 \times 3$. Cette matrice est inversible si au moins un α_i est non-nul, i.e. l'élément E contient au sens strict \mathbf{p}^i , l'origine du $i^{\text{ème}}$ déplacement. Dans ce cas, la matrice \mathbf{A} est bien pseudo-inversible car elle est d'ordre 3, c'est-à-dire, de rang complet. Le déplacement du nœud \mathbf{g} qui satisfait l'ensemble des déplacements imposés de façon optimale, au sens des moindres carrés, est alors donné par : $\vec{u}_g = \mathbf{X} = \mathbf{A}^+ \mathbf{D}$.

3.4.2.3 Conclusion

La méthode présentée ici permet de convertir un ensemble de déplacements internes à un élément en forces nodales externes. Ce calcul est rapide puisqu'il ne fait intervenir qu'un raffinement local du maillage et, dans le cas de plusieurs déplacements associés à un même élément, l'inversion de la matrice $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ de dimensions 3×3 .

Ce calcul considère cependant que l'élément est isolé et ignore la présence d'éventuels voisins au sein du maillage global. Il est donc probable que l'application des forces nodales calculées ainsi ne conduise pas aux déplacements voulus du fait de la résistance des tissus entourant E . Par ailleurs, dans le cas où plusieurs éléments sont impliqués dans leur calcul, ces forces nodales de déplacement doivent être harmonieusement combinées pour produire une déformation globale qui correspond à l'ensemble des déplacements observés.

Nous proposons de répondre à ce double problème en augmentant artificiellement, d'un facteur ρ_e , l'intensité des forces nodales \mathbf{F}^e engendrées par chaque élément E^e , $e = 1, \dots, n_e$, puis en les mettant en concurrence au sein du modèle biomécanique de manière à trouver la combinaison de $\{\rho_e \mathbf{F}^e\}_{e=1,\dots,n_e}$ qui déforme le modèle de façon optimale vers la configuration de l'arbre vasculaire observée. Le paragraphe suivant donne le détail du calcul de cette optimisation.

3.4.3 Calcul de la déformation globale du modèle

L'objectif de l'optimisation décrite ici est de trouver une déformation globale du cerveau qui minimise les erreurs entre les déplacements imposés, i.e. issus du recalage élastique entre les arbres vasculaires de référence et courant, et ceux obtenus par déformation du modèle biomécanique après application et mise en concurrence des forces nodales calculées individuellement à partir des éléments E^e .

En considérant l'effet de chaque force individuelle \mathbf{F}^e sur l'ensemble du maillage, cette approche tend à uniformiser la déformation et permet ainsi au modèle de jouer un rôle de régulateur quant à l'influence des artefacts du recalage élastique sur la déformation finale.

La première étape de notre démarche consiste à évaluer, pour chaque force nodale \mathbf{F}^e son impact en terme de déplacement nodaux, sur l'ensemble du maillage. Pour cela, il convient dans un premier temps d'étendre le vecteur \mathbf{F}^e à l'ensemble des nœuds du maillage. Soit $\overline{\mathbf{F}}^e$ le vecteur global de forces externes dont les lignes prennent leur valeur de \mathbf{F}^e si elles correspondent aux sommets de E^e , et 0 sinon.

Soit alors $\overline{\mathbf{U}}^e$ le vecteur de déplacements global provoqué par l'application de $\overline{\mathbf{F}}^e$ au modèle. Nous avons :

$$\mathbf{K} \overline{\mathbf{U}}^e = \mathbf{L}\mathbf{L}^T \overline{\mathbf{U}}^e = \overline{\mathbf{F}}^e \quad (3.2)$$

$\overline{\mathbf{U}}^e$ est la contribution à la déformation globale produite par les déplacements de l'élément E . Sa valeur peut être calculée par descente et remontée, en s'appuyant sur la décomposition triangulaire de \mathbf{K} , mais nous verrons dans le paragraphe 3.4.5.2 que ce calcul peut être réalisé de façon bien plus optimale du point de vue du temps de calcul.

Le vecteur global de forces nodales pondérées par les facteurs ρ_e est $\overline{\mathbf{F}}$, donné par superposition de toutes les forces :

$$\overline{\mathbf{F}} = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \overline{\mathbf{F}}^e$$

Après application de $\overline{\mathbf{F}}$, le vecteur de déplacements global $\overline{\mathbf{U}}$ est donné par :

$$\overline{\mathbf{U}} = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \overline{\mathbf{U}}^e \quad (3.3)$$

par linéarité du système :

$$\mathbf{K} \overline{\mathbf{U}} = \mathbf{K} \left(\sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \overline{\mathbf{U}}^e \right) = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \mathbf{K} \overline{\mathbf{U}}^e = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \overline{\mathbf{F}}^e = \overline{\mathbf{F}}$$

Nous déterminons alors les facteurs ρ_e de manière à minimiser les écarts entre les déplacements produits par la déformation $\overline{\mathbf{U}}$ et les déplacements voulus.

Considérons un déplacement individuel $(\mathbf{p}^k, \vec{u}^k)$, pour un k donné. Soit N^k l'ensemble des indices des nœuds qui influent sur le déplacement du point \mathbf{p}^k lors d'une déformation globale du modèle. Soient enfin $\{\alpha_k^n\}_{n \in N^k}$ les valeurs des fonctions de forme associées à ces nœuds, calculées en \mathbf{p}^k . Le déplacement \vec{v}^k du point \mathbf{p}^k étant donné le vecteur de déplacement global du modèle $\bar{\mathbf{U}}$ est donné par :

$$\vec{v}^k = \sum_{n \in N^k} \alpha_k^n \begin{pmatrix} \bar{U}_{x(n)} \\ \bar{U}_{y(n)} \\ \bar{U}_{z(n)} \end{pmatrix}$$

où les indices $x(n), y(n)$ et $z(n)$ donnent accès au sein du vecteur global $\bar{\mathbf{U}}$ aux coordonnées selon chaque axe du déplacement du nœud n .

Cette expression peut être réécrite en utilisant (3.3) et donne la relation linéaire suivante entre les valeurs des ρ_e et le déplacement produit au point \mathbf{p}^k :

$$\vec{v}^k = \sum_{n \in N^k} \alpha_k^n \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \begin{pmatrix} \bar{U}_{x(n)}^e \\ \bar{U}_{y(n)}^e \\ \bar{U}_{z(n)}^e \end{pmatrix} = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \left(\sum_{n \in N^k} \alpha_k^n \begin{pmatrix} \bar{U}_{x(n)}^e \\ \bar{U}_{y(n)}^e \\ \bar{U}_{z(n)}^e \end{pmatrix} \right) = \sum_{e=1}^{n_e} \rho_e \vec{w}^{k,e}$$

Le choix optimal du vecteur de n_e paramètres $(\rho_1, \dots, \rho_{n_e})$ est donc donné par le minimum de la fonction $F : \mathbb{R}^{n_e} \rightarrow \mathbb{R}^+$ définie par :

$$F : (\rho_1, \dots, \rho_{n_e}) \mapsto \sum_{d=1}^{n_d} \|\vec{u}^d - \vec{v}^d\|^2 = \frac{1}{2} \rho^T \mathbf{A} \rho - \mathbf{B}^T \rho + c$$

Le minimum global de la forme quadratique F est obtenu lorsque $\frac{\partial F}{\partial \rho}(\rho) = 0$ i.e. $\mathbf{A} \rho = \mathbf{B}$. La solution est obtenue par factorisation $\mathbf{L} \mathbf{L}^T$ de la matrice symétrique définie-positive $\mathbf{A} : \rho = \mathbf{L}^{-T} \mathbf{L}^{-1} \mathbf{B}$, lorsque les dimensions du système $n_e \times n_e$ sont petites. Pour un maillage fin et une grande quantité de déplacements répartis dans le volume du modèle, n_e peut devenir très grand et il est alors préférable d'opter pour une résolution itérative de l'équation linéaire par la méthode du gradient conjugué.

Une fois les paramètres ρ_e optimaux identifiés, la déformation globale est calculée à l'aide de (3.3) et des vecteurs $\bar{\mathbf{U}}^e$ calculés et mémorisés précédemment. Le goulot d'étranglement du calcul est précisément la résolution des n_e systèmes $\mathbf{L} \mathbf{L}^T \bar{\mathbf{U}}^e = \bar{\mathbf{F}}^e$ dont la performance dépend de la taille du système i.e. du nombre de degrés de liberté du système linéaire global $\mathbf{K} \mathbf{U} = \mathbf{F}$ ainsi que du taux de remplissage de la matrice \mathbf{L} .

La figure 3.11 illustre notre méthode dans le cas d'un solide de dimensions 80x80x10 mm, discrétisé par 16 éléments hexaédriques et comportant deux déplacements internes imposés de 10 et 14 mm. La fig.3.11-a montre la situation initiale : le solide est au repos, les deux déplacements sont matérialisés par des traits verts et leur origine figurée par le point rouge, situé en haut de chaque trait. Après application des forces nodales telles

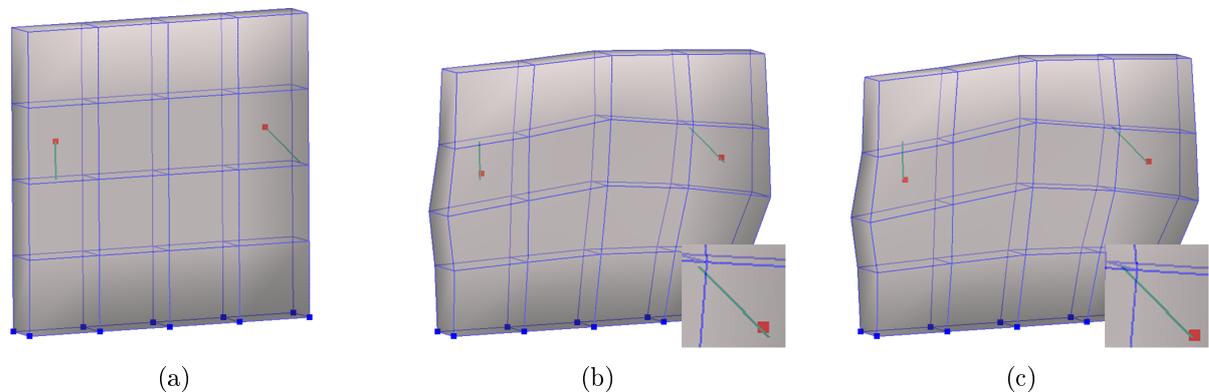


FIG. 3.11 – Application d'un champ de déformation à un solide. (a) Solide au repos. Les déplacements imposés sont représentés en vert. (b) Déformation avant optimisation. (c) Déformation après optimisation. L'extrémité supérieure du déplacement se retrouve à l'endroit voulu avec une précision sub-millimétrique.

qu'elles sont calculées à l'étape 3.4.2.1 le solide se trouve dans la configuration 3.11-b. Les déplacements imposés sont reproduits avec une erreur max. de 1.6 mm. Après optimisation des coefficients ρ_1 et ρ_2 , le solide se déforme un peu plus, cf. fig3.11-c, et l'erreur max. atteint 0.6 mm. La région correspondant à l'extrémité du déplacement de droite est représentée en gros plan sur les images b et c, ce qui permet de constater la contribution de l'optimisation globale des forces mises en jeu entre les éléments.

3.4.4 Méthode alternative de calcul de la déformation globale

Dans le cadre de cette étude, nous avons également évalué une approche alternative, proche de celle présentée ci-dessus. Cette technique consiste à trouver directement les déplacements à appliquer aux nœuds du maillage dans le but de produire, avec une erreur minimale, tous les déplacements spécifiés. Le calcul est fait en deux étapes :

1. Identification des nœuds des éléments contenant des déplacements imposés ;
2. Optimisation des déplacements de chacun de ces nœuds selon le critère des moindres carrés calculés sur l'ensemble des déplacements, comme nous l'avons fait dans la technique précédente.

Cette approche, plus directe et sans doute plus intuitive que notre démarche basée sur les forces nodales, s'est révélée limitée par deux facteurs. D'une part le temps de calcul de l'optimisation, dont le nombre degrés de liberté est $3 \times$ le nombre de nœuds impliqués dans le calcul, étant donné que le déplacement de chaque nœud doit être déterminé dans les trois dimensions. Le calcul requiert alors la factorisation de Cholesky d'une matrice de dimensions trois fois plus grandes que celle engendrée par notre technique et donc une résolution du système beaucoup plus longue (dans le pire des cas $3 \times 809 = 2427$ degrés de liberté). Mais la limitation principale de cette méthode vient de sa grande

sensibilité au bruit émanant du champ de déplacements. En effet, le nombre de degrés de liberté étant nettement plus important, le modèle est susceptible de reproduire plus fidèlement des déplacements internes aberrants moyennant des déplacements exagérément grands appliqués en ses nœuds. Par ailleurs, cette dégradation de la fonction de lissage n'étant pas accompagnée, comme on pourrait l'imaginer, d'une amélioration sensible de précision¹⁰ par rapport à notre technique, nous ne l'avons pas retenue.

3.4.5 Résultats

La validation du calcul de la déformation est une tâche délicate. A l'heure de la rédaction de ce manuscrit, notre protocole expérimental est encore dans une phase d'étude et nous ne disposons pas de données patient suffisantes pour pouvoir conduire une validation rigoureuse de la méthode en nous appuyant sur la localisation de structures anatomiques dans les deux modalités utilisées, i.e. IRM et US. Pour pallier à ce manque, nous avons mesuré la précision de notre algorithme en utilisant deux types de données.

Dans un premier temps, nous avons exploité les données volumiques CT scanner acquises sur un fantôme, le Truth-Cube (TC), et publiées¹¹ par l'équipe du CIMIT Simulations Group, Harvard Medical School [Kerdok 03]. Ces données, bien que nous ayant permis de confronter nos algorithmes avec la réalité, ne sont cependant pas représentatives des conditions de travail de notre système, du fait de la répartition géométrique en grille régulière des points de référence. Ces résultats sont présentés dans la partie 3.4.5.1.

Dans un deuxième temps, nous avons procédé à des simulations de déformations de cerveau au moyen d'un modèle biomécanique soumis à une force de gravité variable ce qui nous a permis de générer des jeux de données moins uniformes que celles issues du TC. Toute la chaîne de traitements, de l'acquisition US Doppler, au calcul de la déformation globale, en passant par le recalage élastique, a ainsi pu être validée. Les mesures de précision de cette campagne de tests sont présentés dans la partie 3.4.5.2.

3.4.5.1 Mesures de précision sur données réelles

Le Truth-Cube est un cube de silicone translucide de $8 \times 8 \times 8$ cm, posé sur une plaque rigide en acrylique, et comprenant un réseau de $7 \times 7 \times 7$ billes en teflon, radio-opaques, d'un diamètre de 1.58 mm. Le matériau est supposé incompressible, $\nu = 0.5$ et la valeur du module de Young, E est 14.9 kPa. La fig. 3.12 montre le procédé de construction du fantôme.

Le TC a été soumis à deux expériences d'indentation. La première, uniaxiale, a été réalisée en écrasant uniformément le cube selon son axe vertical. Cette expérience a donné

¹⁰Mesurée sur le Truth Cube.

¹¹<http://biorobotics.harvard.edu/truthcube/truthcube.html>

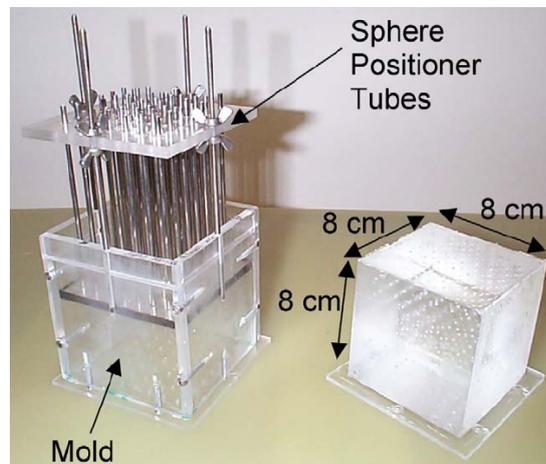


FIG. 3.12 – Principe de construction du Truth-Cube. (Illustration tirée de [Kerdok 03])

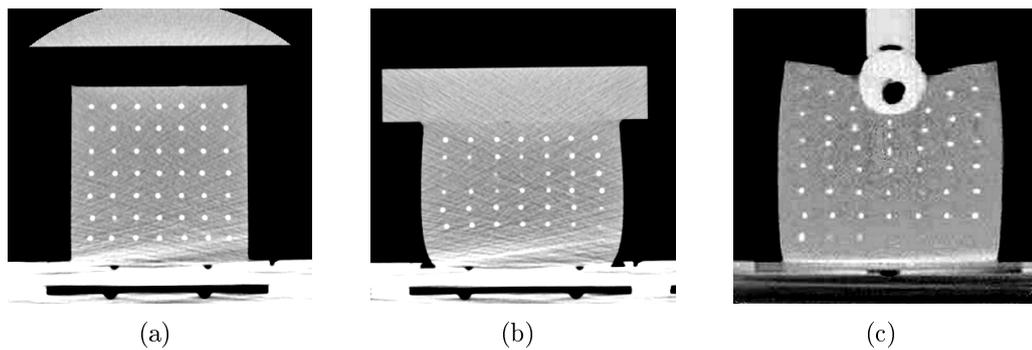


FIG. 3.13 – (a) TC au repos, l'indenteur axial placé au-dessus. On distingue parfaitement le réseau de billes en téflon. (b) Indentation uniaxiale à 18.25%. (c) Indentation sphérique à 30%.

lieu à trois mesures, correspondant à trois taux de déformation : 5%, 12.5% et 18.25%. La deuxième expérience a été réalisée avec un indenteur sphérique et deux taux de compression ont été mesurés : 22% et 30%. La structure interne du fantôme à chacune des cinq configurations d'indentation a été enregistrée au moyen d'un CT scanner et les coordonnées des billes dans un référentiel commun ont été calculées. Au cours de ces deux expériences, les frottements à l'interface entre le cube et l'indenteur (plaque ou sphère) ont été diminués grâce à une lubrification de la face supérieure du cube. La fig. 3.13 montre trois images extraites de volumes CT obtenus lors des expériences.

Pour évaluer la précision de notre procédure, nous envisageons le TC comme une métaphore de cerveau. La face supérieure du cube est assimilée à la surface corticale exposée après craniotomie. Un modèle biomécanique du TC est construit en se basant sur les spécifications techniques du fantôme. Ce modèle est discrétisé en $10 \times 10 \times 10$ éléments hexaédriques. Le réseau de billes représente l'arbre vasculaire dont la position de référence pré-opératoire correspond au cube au repos et la position courante per-opératoire,

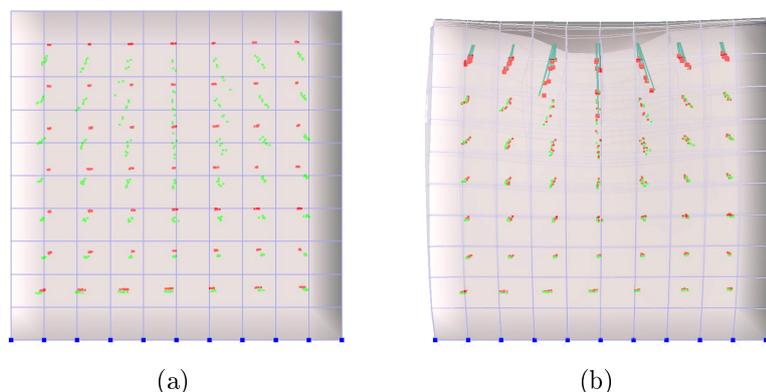


FIG. 3.14 – (a) Modèle de TC au repos. Les points verts représentent la position des billes à l'issue de l'indentation sphérique à 22%, les points rouges sont les billes entraînées par la déformation du modèle. (b) Après prise en compte des déplacements des billes supérieures, la déformation du modèle entraîne le déplacement des billes rouges vers les vertes.

est celle observée après indentation. Nous utilisons un sous-ensemble de ces données pour piloter la déformation globale du modèle et évaluons la précision du calcul de la déformation sur l'ensemble des données, soit les positions des $7^3 = 343$ billes. En situation clinique, l'échographie est réalisée à travers la craniotomie et permet de visualiser les vaisseaux situés à proximité du cortex. Afin de reproduire cette situation nous ne considérons 'visibles' que les 7×7 billes situées sur le plan supérieur du TC. Les déplacements sont calculés par recalage élastique. La fig. 3.14 montre le modèle du TC au repos puis soumis au déplacements calculés à partir de la position des billes de la face supérieure.

Les tableaux suivants donnent, pour l'ensemble des cinq jeux de données, les erreurs mesurées sur la position des billes, calculée par notre algorithme de déformation du modèle. Les mesures obtenues pour l'indentation uniaxiale sont, par ailleurs, comparées aux mesures obtenues en simulant ces expériences sur le logiciel d'éléments finis Ansys dans un cadre de petites et grandes déformations, en utilisant un maillage identique au notre [Nesme 05]. Le tableau 3.2 donne les mesures obtenues pour l'indentation uniaxiale et le tableau 3.3 celles obtenues pour l'indentation sphérique.

Ces résultats montrent une bonne adéquation entre les déformations calculées par le modèle et les positions des billes observées sous CT scanner lors d'indentations d'amplitudes comparables, voire supérieures, à ce qu'est susceptible d'engendrer le phénomène du brain-shift. Les erreurs moyennes sont sub-millimétriques pour l'ensemble des indentations considérées et les erreurs maximales de l'ordre du millimètre, dépassant 2 mm dans un seul cas. De plus, pour la compression uniaxiale, les erreurs moyennes mesurées sont meilleures que celles obtenues avec le logiciel Ansys. Ceci peut s'expliquer en partie par le fait que les conditions de non frottement à l'interface entre l'indenteur et le TC n'ont pas pu être parfaitement réunies au moment des acquisitions du fait d'une lubrification imparfaite. Alors que notre technique fait abstraction des interactions à l'interface en se focalisant sur le comportement de la couche supérieure de billes, les calculs réalisés

<i>UNIAXIALE</i>		Déformation			Ansys lin.			Ansys non-lin.		
Comp.	Dép.	E_{Moy}	E_{Max}	RMS	E_{Moy}	E_{Max}	RMS	E_{Moy}	E_{Max}	RMS
5%	4.0	0.3	1.0	0.3	0.8	2.3	0.5	0.8	2.3	0.5
12.5%	10.0	0.5	1.4	0.6	1.2	3.4	0.7	1.2	3.3	0.7
18.25%	14.6	0.9	2.3	1.0	1.6	4.1	0.8	1.4	3.9	0.7

TAB. 3.2 – Mesures en millimètres des erreurs obtenues pour l’indentation **uniaxiale**. Comp. : taux de compression, Dép. : déplacement maximal (mm) de la surface supérieure du TC (surface corticale), E_{Moy} , E_{Max} , RMS : erreurs moyennes, maximale et RMS mesuré sur l’ensemble des billes, Ansys lin. : mesures réalisées sur le modèle Ansys avec tenseur de déformation de Green-Lagrange linéarisé (hypothèse de petites déformations), Ansys non-lin. : mesures réalisées sur le modèle Ansys avec le tenseur de Green-Lagrange complet (hypothèse de grandes déformations). (Mesures Ansys tirées de [Nesme 05])

<i>SPHERIQUE</i>		Déformation		
Comp.	Dép.	E_{Moy}	E_{Max}	RMS
22%	17.6	0.3	0.9	0.3
30%	24.0	0.4	1.4	0.5

TAB. 3.3 – Mesures en millimètres des erreurs obtenues pour la compression **sphérique**. Comp. : taux de compression, Dép. : déplacement maximal (mm) de la surface supérieure du TC (surface corticale), E_{Moy} , E_{Max} , RMS : erreurs moyennes, maximale et RMS mesuré sur l’ensemble des billes.

par Ansys souffrent probablement de la différence entre les hypothèses souhaitées par les expérimentateurs et leur mise en œuvre. Enfin signalons que ces mesures ne permettent d’apprécier la fiabilité de la déformation mécanique que dans le cas de déformations relativement simples et avec un jeu de données non-bruité. L’effet sur notre méthode des incertitudes liées à l’acquisition et la segmentation des images US Doppler est étudiée dans la partie suivante, où nous nous plaçons dans un cadre de travail plus proche de ce qu’il nous a été donné d’observer au bloc opératoire.

3.4.5.2 Mesures de précision sur données synthétiques

Etant données les difficultés techniques pour acquérir et valider les déformations calculées sur des données cliniques, nous avons eu recours à la **simulation de brain-shift** pour estimer la précision de notre technique. Afin de limiter le biais dans les mesures, deux modèles distincts de cerveau, construits à partir d’un même examen patient, ont été générés. Le premier modèle, dit **modèle organe**, nous permet de simuler une déformation de l’organe sous l’effet d’une force de gravité exagérée. Le deuxième modèle, appelé **modèle système**, joue le rôle du modèle biomécanique sur lequel repose le calcul de reconstruction de la déformation décrit ci-dessus.

Les deux modèles présentent des degrés de raffinement distincts et ont été construits par des techniques différentes. Le maillage mixte à dominante hexaédrique du modèle organe a été généré à l'aide de la technique de subdivision en octree présentée dans le paragraphe 3.2.2.1, tandis que le maillage tétraédrique du modèle système a été obtenu par la technique de Mesh-Matching introduite au paragraphe 3.2.2.2. Le maillage du modèle organe, relativement grossier, comporte 1,419 nœuds et 6,600 éléments. Le maillage du modèle système, plus fin, est constitué de 2804 nœuds et 14,322 éléments.

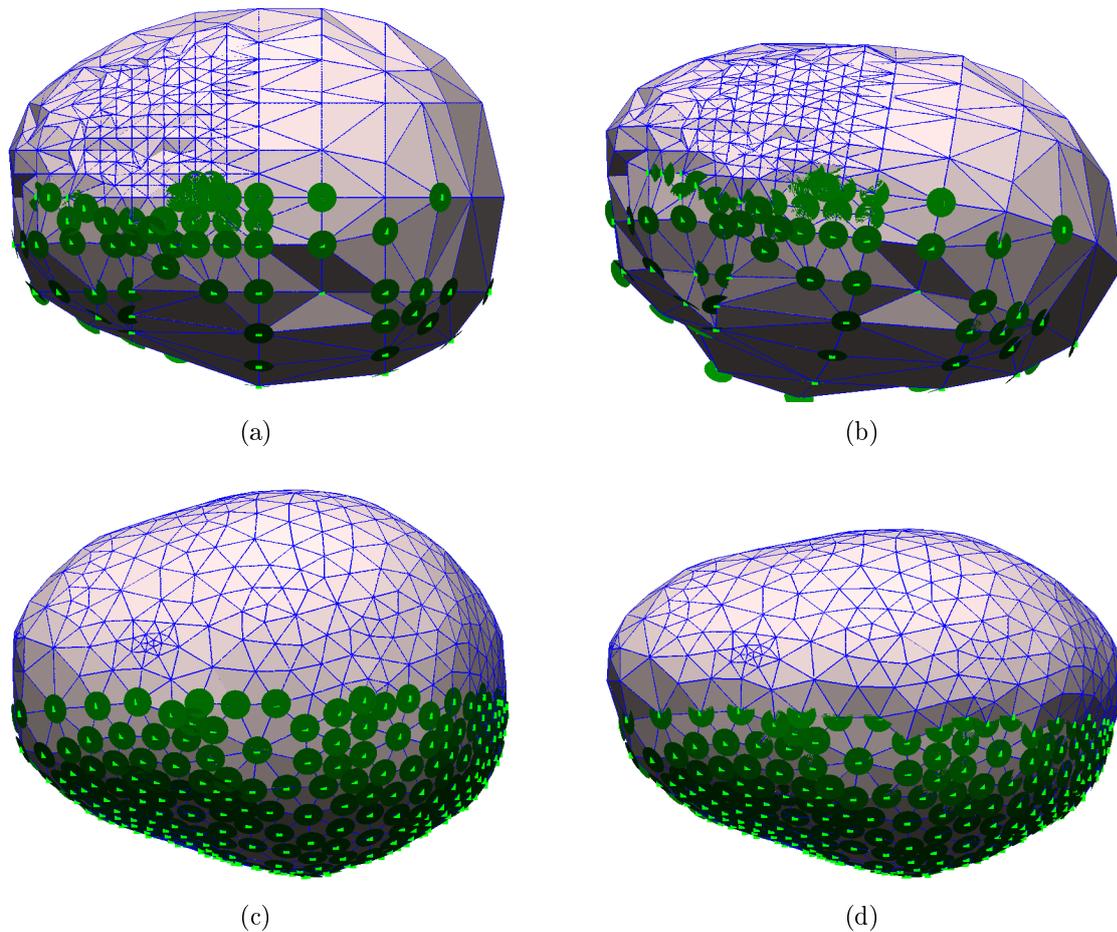


FIG. 3.15 – Modèles organe et système au repos et déformés. Les conditions de glissement sont figurées par les disques verts situés au niveau des nœuds inférieurs. Les disques matérialisent le plan tangent à la surface du modèle au nœud considéré et modélisent le contact organe-os dans le cadre de petites déformations. (a) Modèle organe avant déformation. (b) Modèle organe sous l'effet de la gravité. (c) Modèle système avant déformation. (d) Modèle système sous l'effet d'une gravité 2 fois moindre que celle appliquée en (b).

Les conditions aux limites concernant le contact entre le cerveau et les structures avoisinantes ont été définies de manière similaire sur les deux modèles : une condition de glissement sans frottement a été appliquée aux nœuds des maillages situés sur l'hémisphère inférieur. Le modèle organe est caractérisé par un module de Young E de $1000 Pa$ et

un taux de Poisson ν de 0.49. La valeur de ν , proche de 0.5, reflète l'incompressibilité des tissus cérébraux [Miller 97] [Miller 00]. Les paramètres mécaniques des modèles sont également distincts afin de tester la sensibilité de notre approche vis-à-vis de la rhéologie des tissus modélisés. Ainsi, le modèle système a délibérément été paramétré de sorte que les valeurs choisies ne reflètent que grossièrement les propriétés des tissus simulés par le modèle organe, avec les valeurs suivantes : $E = 500Pa$ et $\nu = 0.4$. La fig. 3.15 met en évidence les différences entre les deux modèles utilisés lors de la simulation, tant du point de vue du maillage que du comportement sous charge nodale.

La déformation du modèle organe a été choisie de manière à obtenir un déplacement des structures internes d'une amplitude représentative d'un brain-shift important, avec un affaissement de la surface corticale d'environ 1.5 cm. Cette déformation est répercutée sur les structures de référence issues de l'imagerie pré-opératoire du patient, i.e. l'arbre vasculaire de référence ainsi qu'un contourage de la zone tumorale, représenté ici par une sphère de 2 cm de diamètre située à environ 3 cm sous la surface corticale. La fig. 3.16 montre ces deux structures au sein du modèle organe avant et après déformation. L'arbre vasculaire de référence déformé définit la configuration de l'arbre vasculaire courant à partir de laquelle nous allons simuler les acquisition US Doppler comme décrit plus loin.

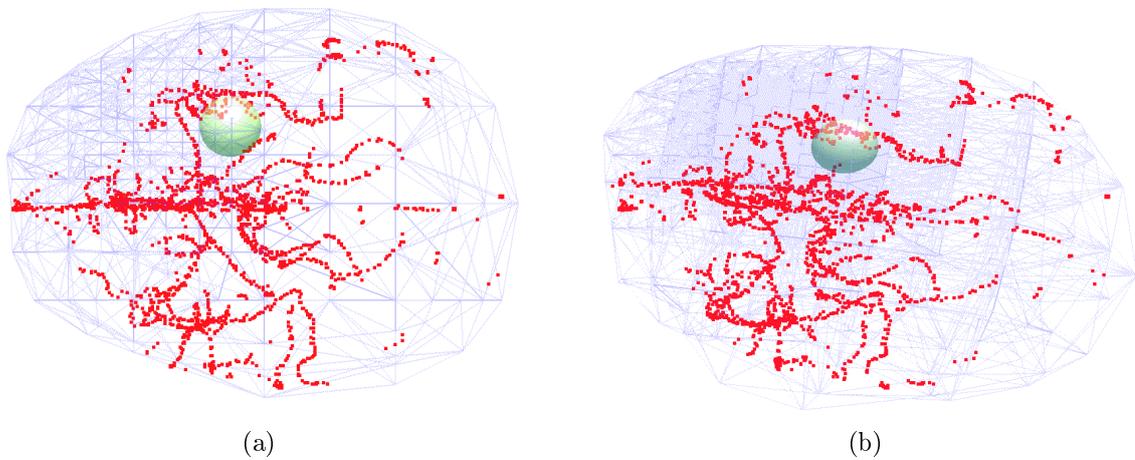


FIG. 3.16 – (a) Modèle organe avant déformation. Les points rouges représentent les centres des vaisseaux issus de la segmentation de l'angio-IRM, la sphère représente les limites de la tumeur (b) La déformation du modèle organe entraîne le déplacement des contours de la tumeur ainsi que l'ensemble de l'arbre vasculaire.

Les contours de la tumeur sont définis par un maillage surfacique triangulaire qui s'appuie sur 872 sommets répartis sur la sphère. La position de la tumeur déformée est obtenue en appliquant à chacun de ces sommets le déplacement calculé au sein du modèle organe tout en conservant la même connectivité des triangles qui en discrétisent la surface. La triangulation de la surface tumorale est purement esthétique et nous ne nous intéressons en réalité qu'aux positions des sommets. Ces points, répartis uniformément dans la zone d'intérêt, vont nous permettre de suivre la déformation des tissus calculée

par le modèle système lors du déroulement de plusieurs ‘scénarios’ simulant les conditions per-opératoires d’acquisition de données.

Afin de quantifier la précision du calcul réalisé, les nouvelles positions des sommets, estimées par le système et définissant les limites de la tumeur déformée, sont comparées aux positions attendues, obtenues lors de la déformation du modèle organe. Sans prise en compte du brain-shift simulé, l’écart entre la tumeur non-déformée et la tumeur courante est quantifié dans le tableau 3.17. L’erreur moyenne commise est de presque 8 mm avec des écarts dépassant 11 mm. Cette erreur inacceptable est celle que commettrait un système de neuronavigation reposant uniquement sur le recalage rigide entre les données pré- et per-opératoires.

Moy.	Max	RMS
7,7	11,1	8,0

FIG. 3.17 – Erreurs de localisation, en millimètres, des limites de la tumeur commises sans prendre en compte le brain-shift. Les erreurs sont calculées en considérant les positions de 872 points répartis autour de la région d’intérêt.

La craniotomie simulée est située sur la face supérieure du cerveau, à l’aplomb de la tumeur, telle qu’elle est représentée sur la fig. 3.16-a. L’acquisition et la segmentation du pseudo-volume US Doppler est simulée par un nuage de points extrait de l’ensemble des centres des vaisseaux définissant l’arbre vasculaire déformé (3.16-b). Les limitations de l’amplitude et de la profondeur du balayage échographique sont reproduites ici en restreignant à un voisinage de 6 cm autour du centre de la craniotomie l’ensemble des points de l’arbre vasculaire virtuellement visibles par l’échographe. Nous supposons que l’ensemble des vaisseaux visibles dans l’angio-IRM l’est également dans la modalité US Doppler. Cette hypothèse se justifie par les mesures de résolution de la modalité Doppler réalisées *in vivo* et présentées dans le § 2.5.2, p. 84.

En pratique la profondeur de pénétration échographique dépend de la fréquence : plus la fréquence est basse et plus la profondeur de pénétration est importante. Le choix de la fréquence influe également sur la résolution des images obtenues. Une fréquence plus importante permet d’obtenir des images de plus grande résolution et capturer des détails plus fins. Dans notre cas la résolution est particulièrement importante puisque les vaisseaux que nous essayons de suivre ont un diamètre inférieur au millimètre. Par ailleurs nous nous intéressons essentiellement aux vaisseaux situés au voisinage de la tumeur car ce sont ceux qui vont nous fournir les informations les plus pertinentes sur les mouvements de tissus à proximité de la cible chirurgicale. La profondeur sélectionnée doit donc être la plus petite permettant d’englober la région d’intérêt. Dans notre cas étant donnée la situation et le diamètre de la tumeur simulée, la zone d’acquisition se situe donc entre 3 et 6 cm de profondeur. Les points de l’arbre vasculaire déformé ainsi sélectionnés forment le **nuage de points US Doppler initial** (fig. 3.18-a).

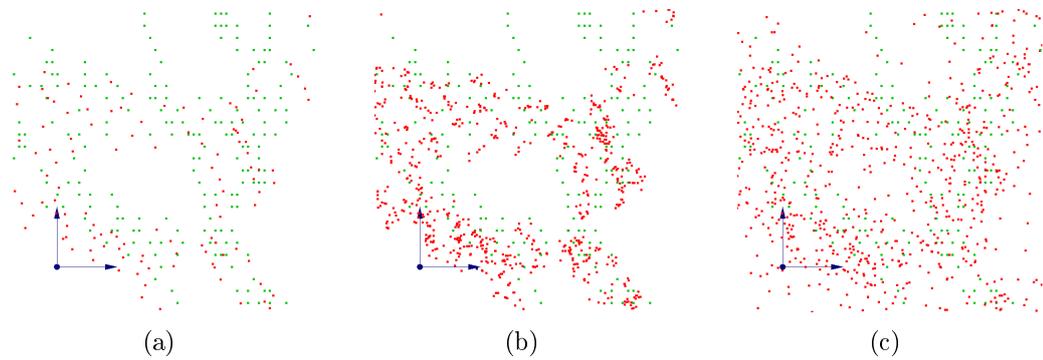


FIG. 3.18 – Ajout de bruit d’acquisition au nuage de points US Doppler initial. (a) Détail du nuage de points US Doppler initial représenté par les points rouges. Les points verts matérialisent l’arbre vasculaire de référence. Les axes du référentiel mesurent 5 mm. (b) Erreur moyenne= 0.5mm, err. maximale= 1.3mm. (c) Err. moy.= 2.1mm, err. max.= 7.5mm.

L’acquisition US Doppler est entachée d’erreurs dues à l’incertitude sur la localisation de la sonde échographique, aux erreurs de calibrage de la sonde ainsi qu’aux erreurs du processus de segmentation lequel peut soit localiser de manière incorrecte le centre d’un vaisseau sanguin, soit identifier comme vaisseau sanguin un signal Doppler qui est en fait un bruit d’acquisition. Nous avons intégré ces erreurs à l’acquisition US simulée en deux vagues.

Dans un premier temps le **bruit d’acquisition**, représentant les incertitudes sur la localisation, le calibrage de la sonde et la localisation du centre des vaisseaux, est ajouté au nuage de points US Doppler initial. Pour ce faire, nous y insérons plusieurs points dispersés aléatoirement autour de chaque position réelle d’un vaisseau dans le nuage initial. Cette opération a pour effet d’étaler la répartition de points dans le nuage US Doppler. L’erreur d’acquisition simulée est alors calculée en considérant les distances entre les points du nuage bruité et les points présents dans le nuage initial. La fig. 3.18 montre les effets de l’ajout successif de bruit d’acquisition aux données initiales.

Dans un deuxième temps, nous ajoutons le **bruit Doppler**, constitué de points identifiés de façon erronée par l’algorithme de segmentation en tant que vaisseaux. Pour cela des points aléatoires sont ajoutés aux données US Doppler. Ces points sont répartis arbitrairement dans le volume de la boîte englobante des points US Doppler obtenus à l’étape précédente, sans tenir compte de la position des vaisseaux réels. Le nombre de points aléatoires insérés dans le volume de données est réglable et permet de simuler différents niveaux de bruit Doppler. Dans la pratique, ce bruit diminue fortement avec l’expérience de l’opérateur. Un chirurgien entraîné saura déplacer le transducteur en maintenant une pression constante, sans générer de variations de force dans son appui. Dans le cas contraire, ces oscillations peuvent engendrer des compressions de tissus et se traduisent alors par l’apparition dans l’image US de signaux Doppler fantômes que l’algorithme de segmentation ne permet pas de distinguer de ceux produits par les vaisseaux de l’arbre vasculaire. Le mode

d'acquisition power Doppler de par sa grande sensibilité est particulièrement concerné par ce problème.

Afin de calculer les déplacements de l'arbre vasculaire intervenus entre la position de référence et la position courante simulée, les données US entachées de bruit d'acquisition et de bruit Doppler sont soumises à la procédure de recalage élastique décrite dans le chapitre 2. Après recalage élastique du pseudo-volume US Doppler non-bruité, de la configuration courante vers la configuration de référence simulées, les déplacements obtenus ont une amplitude moyenne de 6.9 mm, maximale de 16.1 mm et un RMS de 7.9 mm. La fig. 3.19 montre les phases successives de la simulation puis du recalage des points US Doppler. Les déplacements estimés des vaisseaux entre la configuration de référence et la configuration courante sont obtenus à l'issue de cette procédure.

Le champ de déplacements obtenu à l'issue du recalage est ensuite intégré au modèle biomécanique afin d'en calculer la déformation globale. La fig. 3.20 illustre la déformation du modèle système après intégration des déplacements obtenus en 3.19-f. Les limites de la tumeur ainsi que l'ensemble de l'arbre vasculaire sont déformés en accord avec les vecteurs de déplacement prescrits, matérialisés en vert. A l'issue du calcul de cette déformation, nous évaluons l'erreur commise par le système en comparant les nouvelles positions des sommets situés sur le contour de la tumeur aux positions des sommets obtenus par la déformation initiale du modèle organe.

Nous avons dans un premier temps évalué les effets du bruit d'acquisition sur la reconstruction de la déformation. Pour cela nous avons progressivement augmenté le bruit d'acquisition et mesuré la précision de la déformation de la tumeur à l'issue du processus illustré par les fig. 3.19 et 3.20. Cette erreur a été quantifiée en mesurant les distances entre les position des 872 sommets répartis sur la limite tumorale déformée par le modèle organe, et leurs homologues déformés par le modèle système. La fig. 3.21 donne les mesures des erreurs pour différents niveaux de bruit d'acquisition simulé. La première ligne correspond à un calcul de déformation réalisé sans ajout de bruit. Les cinq lignes suivantes correspondent à un bruit d'acquisition de plus en plus important. La configuration de la ligne 2 du tableau est illustrée par la fig. 3.18-b, et la ligne 5, par la fig. 3.18-c.

Nous observons que les écarts moyens sont inférieurs au millimètre pour des niveaux de bruit d'acquisition d'amplitude maximale de 5 mm. Les erreurs maximales commises sur le positionnement de la tumeur sont alors inférieures à 1.5 mm. Pour des niveaux de bruit supérieur, les erreurs moyennes dépassent le millimètre et les erreurs maximales dépassent la barre des 2 mm. Nous pouvons conclure de ces mesures que le système est relativement peu sensible à un bruit d'acquisition de moyenne nulle. Les niveaux de bruit d'acquisition simulés sont largement supérieurs aux erreurs engendrées par les procédures de calibrage et de localisation de la sonde. Chacune de ces procédures étant caractérisée par une erreur maximale de l'ordre de 1.5 mm et une erreur moyenne sub-millimétrique.

Il est important de remarquer que notre modélisation du bruit exclut le cas où le calibrage de la sonde est entaché d'un biais constant. Dans ce cas, le biais entraîne un décalage de l'ensemble des données numérisées et a pour conséquence une forte dégradation de la

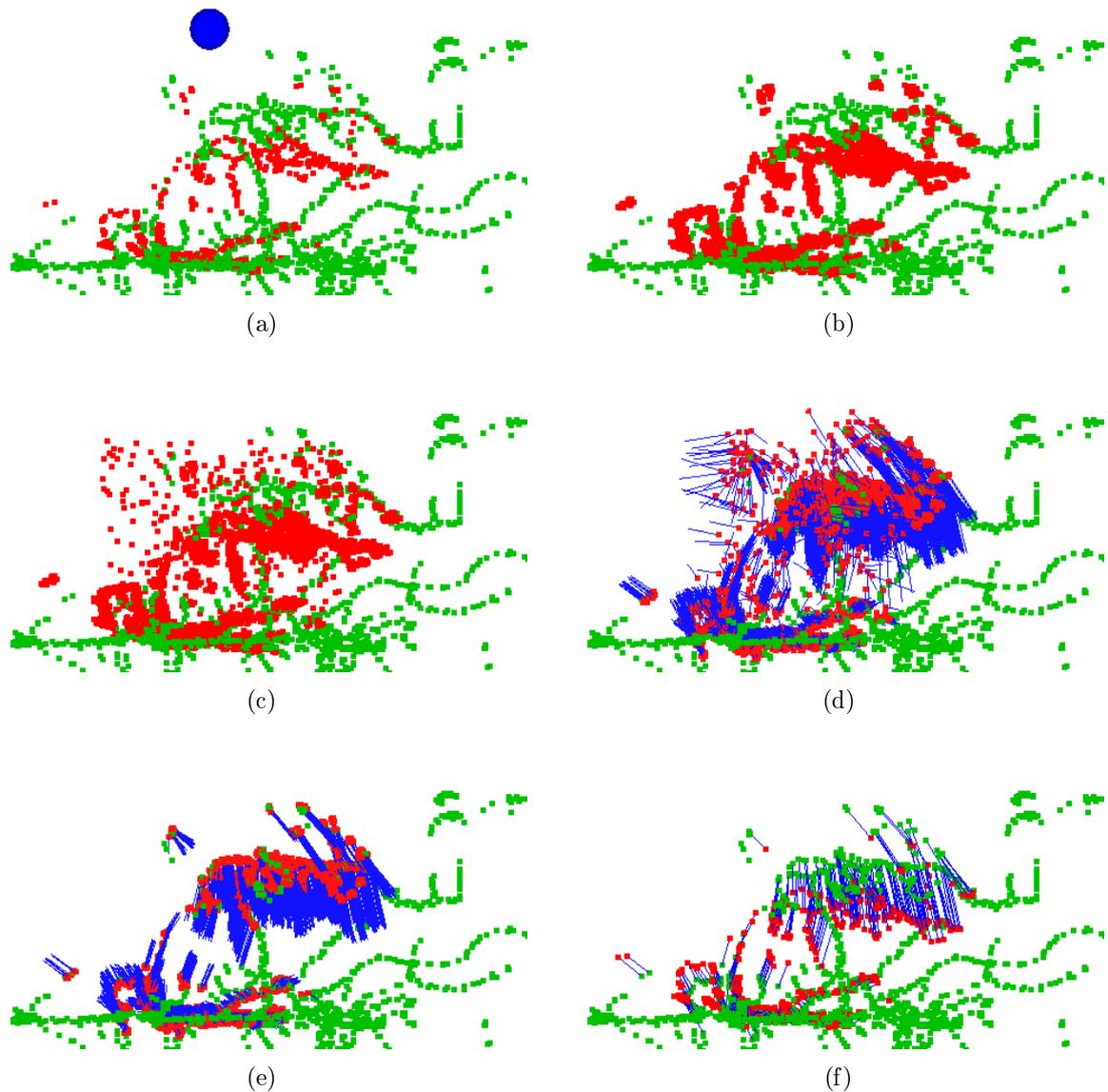


FIG. 3.19 – (a) Nuage de points US Doppler initial (en rouge) et vaisseaux dans la configuration de référence (en vert). La sphère bleue dans le haut de l'image situe le centre de la craniotomie simulée. (b) Epaississement du nuage de points initial après ajout du bruit d'acquisition simulé. (c) Ajout de points aléatoires afin de simuler le bruit Doppler. (d) Recalage élastique de la configuration courante bruitée vers la configuration de référence de l'arbre vasculaire. Les déplacements des points source S , rouges, sont figurés par les vecteurs bleus. (e) Filtrage direct du recalage (cf. §2.4.6) : seuls sont conservés les points source ayant atteint l'ensemble de destination avec une marge de 1 mm. L'ensemble de points source résultant est noté S^f . (f) Filtrage inverse du recalage élastique : les vecteurs de déplacement finaux sont issus des points de destination atteints par les points de S^f et dont l'image, par recalage inverse, est également proche de S^f (points rouges).

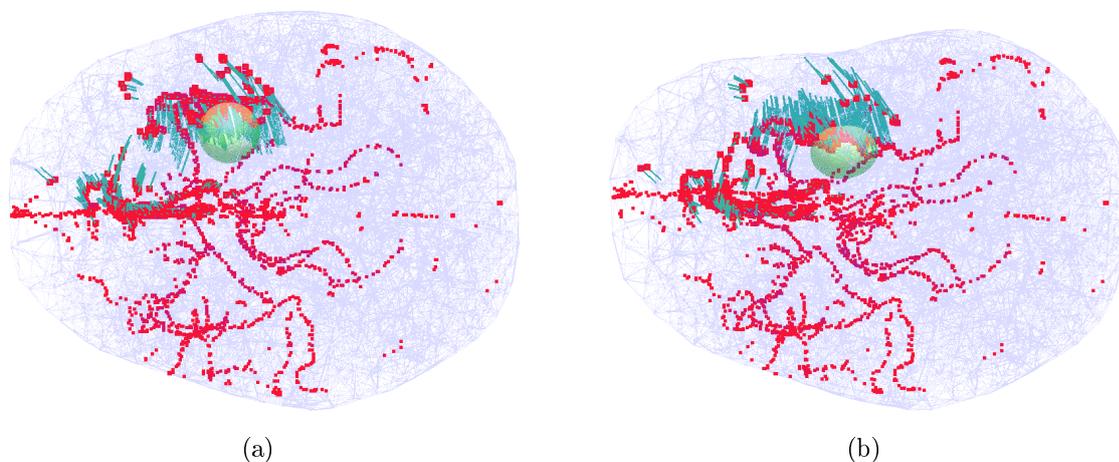


FIG. 3.20 – (a) Modèle système avant intégration des déplacements prescrits calculés par recalage élastique. Les arêtes des éléments du maillage sont représentées en bleu (transparent), les vaisseaux de l'arbre vasculaire en rouge, les contours de la tumeur en vert clair, et les déplacements prescrits en vert foncé. (b) Après application du champ de déplacements au modèle, l'ensemble des données associées au maillage subit la déformation.

Err. localisation & segmentation			Tum. déformée - Tum. simulée		
Moy.	Max	RMS	Moy.	Max	RMS
0,0	0,0	0,0	0,6	1,2	0,6
0,5	1,3	0,6	0,6	1,3	0,7
0,9	2,5	1,1	0,7	1,5	0,7
1,5	5,0	2,0	0,7	1,4	0,8
2,1	7,5	2,8	1,1	1,9	1,2
2,7	10,0	3,6	1,6	2,7	1,7

FIG. 3.21 – Influence du bruit d'acquisition sur la précision de la localisation des limites tumorales. Le bruit d'acquisition et les erreurs de localisation sont exprimés en millimètres.

précision du système. Un biais constant dans la localisation des vaisseaux peut également être dû à un défaut au niveau du corps rigide utilisé pour la localisation de la sonde US. Parmi les potentielles sources d'erreur de localisation pouvant se manifester au bloc opératoire, nous avons identifié la projection de gel échographique sur une pastille rétro-réfléchissante. Lorsque la pastille est partiellement occultée, le localisateur en identifie le centre avec un décalage constant par rapport à la réalité. En conséquence la localisation spatiale du corps rigide attaché au transducteur souffre d'un décalage pouvant se traduire au niveau de la localisation des vaisseaux par un biais constant, dont notre approche ne permet pas de nous affranchir.

Ce que les mesures effectuées dans le cadre de cette simulation permettent de prendre en compte est le fait que les balayages successifs d'une même région par le plan échographique ne donnent pas nécessairement lieu à une localisation unique des vaisseaux. Les données acquises en situation clinique nous montrent au contraire des agrégats de points, dont

la répartition semble centrée sur ce que nous estimons être la position réelle du vaisseau visualisé. Ces décalages peuvent être dus par exemple à la pression appliquée à la sonde au moment du balayage et dont la variation peut entraîner des déplacements tissulaires, modifiant ainsi la position des vaisseaux. Une autre cause possible de l'étalement spatial du signal Doppler est la palpitation corticale observée après ouverture de la dure-mère. Le cortex est alors exposé à l'air libre et non plus soumis à l'équilibre de pression entre le sang et le LCR contenu dans l'espace sous-arachnoïdien. Le déséquilibre de pression qui intervient alors à chaque pulsation cardiaque se manifeste par un soulèvement puis un affaissement cyclique de la surface corticale. En résumé, si le bruit du balayage US Doppler est de moyenne nulle, alors ces résultats suggèrent une bonne résistance de notre approche aux incertitudes de localisation des vaisseaux.

Nous avons ensuite évalué l'impact des erreurs de segmentation sur la précision du système. Nous avons, pour ce faire, ajouté un nombre croissant de points aléatoires au sein du volume US Doppler simulé. Pour réaliser ces mesures nous nous sommes placés dans le cas où chaque position réelle de vaisseau présente dans le nuage de points US Doppler initial est accompagnée de 5 balayages entachés d'une erreur moyenne de 0.5 mm. Ce bruit d'acquisition correspond à la deuxième ligne dans le tableau de la fig. 3.21. Ce paramétrage de la dispersion des signaux Doppler et de leur redondance reproduit les situations que nous avons pu observer lors d'acquisitions de données sur patients.

Dans notre simulation, le nombre de points dans le nuage US Doppler initial est de 553, la quantité finale de points avant ajout du bruit Doppler est donc de $6 \times 553 = 3318$ points. La fig. 3.22 donne les mesures des erreurs de localisation des limites tumorales pour un nombre de points aléatoires, simulant le bruit Doppler, progressivement augmenté de 100 à 1000. Pour chaque niveau de bruit Doppler envisagé, le taux de bruit Doppler par rapport aux données initiales entachées du bruit d'acquisition est donné.

Pts. aléatoires	Tx. bruit (%)	Tum. déformée - Tum. simulée		
		Moy.	Max	RMS
100	3	0,7	1,8	0,7
200	6	0,7	1,7	0,8
300	8	0,8	1,4	0,9
400	11	1,0	1,7	1,1
500	13	1,0	1,7	1,0
600	15	1,2	2,2	1,3
700	17	1,3	3,3	1,4
800	19	1,2	2,5	1,2
900	21	1,3	2,4	1,4
1000	23	1,8	4,4	1,9

FIG. 3.22 – Influence du bruit Doppler sur la précision de la localisation des limites tumorales. Les erreurs de localisation sont exprimés en millimètres.

Les mesures montrent que les erreurs moyennes de localisation des contours de la tumeur restent inférieures ou égales à 1 mm pour des taux de bruit allant jusqu'à 13%. L'erreur maximale est alors inférieure à 2mm. Au delà, l'erreur moyenne dépasse la limite du millimètre et l'erreur maximale est supérieure à 2mm. La disparité des mesures s'ex-

plique par le fait que chaque simulation de bruit Doppler est réalisée par un tirage aléatoire de points, ce qui fait que certaines configurations plus favorables apparaissent pour des taux de bruit plus importants. Ces mesures nous incitent à penser que la technique de calcul de la déformation est susceptible de préserver une bonne précision de reconstruction des limites tumorales en s'appuyant sur des données éparées entachées de bruit de façon similaire aux images que nous avons pu recueillir lors d'essais au bloc opératoire. La fig. 3.23 montre le cas de test correspondant à 13% de bruit Doppler. Cette image est à mettre en parallèle avec les nuages de points représentant les données US Doppler recueillies au cours d'une intervention et commentées dans le paragraphe 2.5.

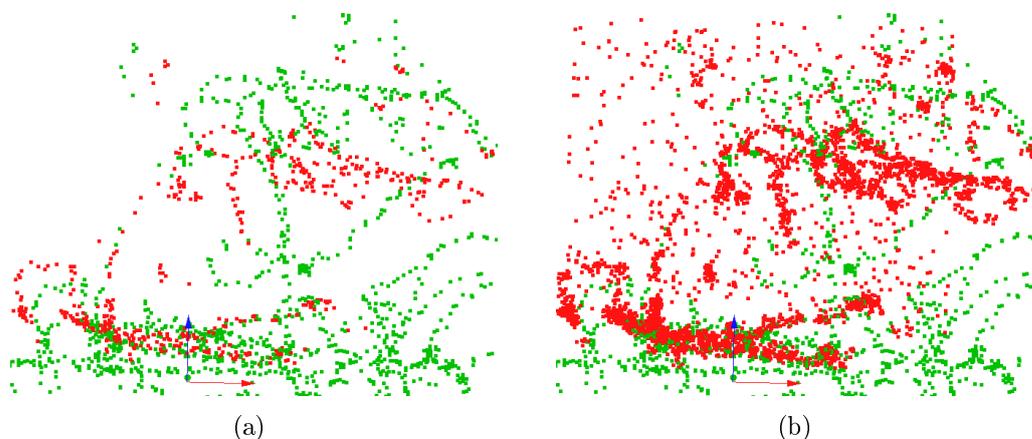


FIG. 3.23 – (a) Nuage US Doppler initial (points rouges) et arbre vasculaire (points verts). Les axes du trièdre mesurent 1 cm. (b) Nuage US Doppler après ajout de bruit d'acquisition (err.moy.= 0.5 mm, err.max.= 1.3 mm) et de bruit Doppler (500 points aléatoires).

Pour conclure la présentation des résultats considérons maintenant le temps de calcul de la déformation globale. Ce calcul se fait en trois phases :

1. Pour chaque élément du maillage contenant des déplacements imposés, détermination des forces nodales internes engendrées par l'application des déplacements ;
2. Pour chaque élément contenant des déplacements imposés, calcul de la déformation globale engendrée par les forces nodales calculées en 1 ;
3. Optimisation des intensités des forces nodales pour obtenir une combinaison de déformations globales qui minimise l'erreur commise sur les déplacements imposés.

Afin d'évaluer les temps de calcul de chacune de ces phases, prenons le deuxième maillage du tableau 3.1, p. 110. Le nombre d'éléments par lesquels passe l'arbre vasculaire de référence est de 892 sur 14322 que compte le maillage. Le nombre maximal d'éléments pouvant être impliqués dans l'étape 1 du calcul de la déformation est donc de 892. Cette étape ne fait intervenir qu'un produit matriciel, de petite taille, par élément et sa durée mesurée lors des simulations est inférieure à une seconde.

L'étape 3, quant à elle, requiert, comme nous l'avons vu, le calcul d'une décomposition \mathbf{LL}^T pour une matrice de dimensions maximales 892×892 . Cette décomposition ainsi que

la résolution du système linéaire associé à l'optimisation aux moindres carrés nécessite environ 20 secondes mais pour l'ensemble des simulations décrites ci-dessus, où le nombre d'éléments impliqués dans le calcul ne dépassait pas 250, la factorisation et la résolution du système d'optimisation des forces nodales requiert **moins d'une seconde**.

L'étape 2 est celle qui nécessite le plus de temps de calcul. Dans le cas du maillage choisi ici, et pour une quantité d'environ 500 éléments impliqués dans le calcul de la déformation, la durée de la résolution des 500 systèmes (3.2) : $\mathbf{K} \bar{\mathbf{U}}^e = \bar{\mathbf{F}}^e$ à l'aide de la factorisation de Cholesky est d'environ $500 \times 0.6 = 300$ secondes, soit 5 minutes. Ce temps de calcul constitue le goulot d'étranglement de notre procédure et nous pouvons aisément le réduire en nous reposant sur des pré-calculs réalisables avant la phase per-opératoire. En effet, chaque vecteur de forces nodales global $\bar{\mathbf{F}}^e$ peut se décomposer sur une base de forces nodales élémentaires $\{\bar{\mathbf{f}}_i\}_i$ comme : $\bar{\mathbf{F}}^e = \sum_i f_i^e \bar{\mathbf{f}}_i$. La solution $\bar{\mathbf{U}}^e$ peut alors s'écrire comme une combinaison linéaire de solutions élémentaires :

$$\bar{\mathbf{U}}^e = \sum_i f_i^e \bar{\mathbf{u}}_i \quad \text{où, } \forall i, \mathbf{K} \bar{\mathbf{u}}_i = \bar{\mathbf{f}}_i$$

Si toutes les solutions élémentaires $\bar{\mathbf{u}}_i$ sont pré-calculées, alors la résolution de chaque système (3.2) se ramène au calcul d'une combinaison linéaire de ces solutions. Voyons alors la quantité de données ainsi que la durée du pré-calcul nécessaire à leur élaboration.

Les 892 éléments contenant l'arbre vasculaire dans l'exemple considéré sont formés de 809 nœuds. Pour chaque nœud, la réponse du maillage à l'application de trois forces élémentaires, orientées chacune selon un axe du référentiel, doit être calculée. Cela représente donc $3 \times 809 = 2,427$ calculs. Le nombre de degrés de liberté du système étant de 8,052, chaque déformation calculée est représentée sous forme d'un vecteur de 8052 lignes. En double précision, cela correspond donc à $8 \times 8,052 = 64,416$ octets par déformation, soit un total de $2,427 \times 64,416 = 156,337,632$ octets. Le volume de données issues du pré-calcul correspondant à l'ensemble des déformations élémentaires enregistrées chacune dans un fichier binaire, est donc d'environ **150Mo**.

Nous pouvons évaluer la durée totale du pré-calcul en supposant que le calcul de la solution du système à l'aide du facteur de Cholesky demande environ 0.6 sec (cf. tab. 3.1, p. 110). Le temps de calcul nécessaire pour résoudre les 2,427 systèmes est alors de 1,456 secondes, soit approximativement **25 minutes**. Le temps de calcul et le volume de données produites permettent ainsi d'envisager sereinement l'implémentation de cette technique qui a lieu lors de la phase pré-opératoire. L'assemblage per-opératoire des solutions $\bar{\mathbf{U}}^e$ requiert environ 2 secondes pour notre implémentation, essentiellement dues au temps de lecture des fichiers prenant part au calcul.

Imaginons maintenant que nous désirions utiliser un maillage plus fin, par exemple le troisième présenté dans le tableau 3.1. Sans une technique de numérotation de nœuds plus performante que celle que nous avons employée, la matrice de raideur du système ne peut être réduite à la forme \mathbf{LL}^T . Chaque réponse du modèle aux sollicitations nodales

élémentaires doit donc être calculée par une méthode indirecte. Si le nombre de solutions à calculer est d'environ 5,000 le pré-calcul requiert donc $5,000 \times 6 = 30,000$ minutes, soit 500 heures i.e. plus de vingt jours, ce qui est totalement prohibitif. Ainsi, du fait du grand nombre de déformations à calculer, cette approche ne nous permet pas pour l'instant d'utiliser des maillages dont le grand nombre de d.d.l. rend le calcul direct des déformations impossible. Afin de pouvoir tirer parti de maillages de plus grande résolution nous devons donc améliorer considérablement notre méthode de factorisation de Cholesky, en réduisant notamment le taux de remplissage du facteur \mathbf{L} par une rénumérotation des nœuds plus performante.

3.5 Déformation des données pré-opératoires et validation

L'objectif de notre système est la mise à jour de données pré-opératoires en fonction de la déformation calculée par le modèle. Toute donnée pré-opératoire localisée au sein d'éléments du maillage est déplacée selon le vecteur calculé par interpolation des déplacements nodaux de chaque élément qui la supporte. Les structures surfaciques, telles que les limites de la tumeur sont définies par un ensemble de triangles s'appuyant sur des sommets. La déformation de telles structures est réalisée simplement en déplaçant les sommets du maillage surfacique. La déformation des contours de la tumeur, définis par une surface triangulée, est illustrée sur la fig. 3.16. Les structures définies par un nuage de points, tel que celui issu de la segmentation de l'angio-IRM et constitué par les centres des vaisseaux de l'arbre vasculaire, sont déformées de la même manière.

Les structures surfaciques ou ponctuelles peuvent ainsi être aisément déformées en accord avec le modèle biomécanique. Voyons maintenant le mode de déformation des données volumiques, telles que l'IRM pré-opératoire ou toute autre modalité d'imagerie (IRM fonctionnelle, CT scanner) permettant de compléter la représentation de l'organe du patient. A l'issue du calcul de déformation, le chirurgien souhaite visualiser le contenu du volume IRM mis à jour sous forme de coupes orthogonales¹² ou obliques. Considérons alors un plan de coupe quelconque dans le volume déformé. Pour pouvoir représenter cette coupe, il est nécessaire d'identifier, pour chacun de ses points, le voxel du volume initial que la déformation du modèle a amené en cette position de l'espace. Le problème, posé ainsi, revient à remonter aux sources du déplacement à partir du point d'arrivée; en d'autres termes, il s'agit de calculer l'inverse de la déformation élastique du modèle biomécanique. Nous allons voir comment, sous certaines conditions et avec une certaine approximation de la reconstruction, ce calcul peut être réalisé en temps réel, pour une coupe quelconque, orthogonale ou non. Une seconde technique, plus générale, est également présentée plus loin. Elle permet de synthétiser des volumes de données à partir de déformations biomécaniques quelconques avec une approximation inférieure à l'échelle d'un voxel. Cette technique présente bien entendu un coût calculatoire supérieur.

¹²Parallèles aux plans sagittal, coronal et axial du patient.

La fig. 3.24 illustre notre situation. En (a) un plan vertical \mathbf{s}^{13} coupe le modèle en passant par les tétraèdres déformés t_1 , t_2 et t_3 . Ce plan de coupe correspond, dans la configuration initiale, non-déformée, à la surface \mathbf{S} représentée en (b) et qui passe par les tétraèdres initiaux T_1 , T_2 et T_3 . Le plan \mathbf{s} et la surface \mathbf{S} coupent les arêtes des tétraèdres par lesquels elles passent respectivement aux points a, b, c, d et A, B, C, D . La surface \mathbf{S} n'est bien évidemment pas plane, cependant, lorsque le modèle biomécanique est constitué de tétraèdres à 4 nœuds, i.e. présentant des fonctions de forme linéaires, chaque portion de \mathbf{S} contenue dans un tétraèdre est plane puisque l'image d'un plan par une déformation linéaire est un plan. Par ailleurs, du fait, encore, de la linéarité des fonctions de forme, les coordonnées barycentriques de a, b, c et d au sein de t_1, t_2 et t_3 sont exactement celles de A, B, C et D en T_1, T_2 et T_3 . Ainsi, en partitionnant le plan \mathbf{s} en triangles sur la base du maillage sous-jacent, nous pouvons aisément retrouver les coordonnées de son antécédent \mathbf{S} dans la configuration initiale : \mathbf{S} est tout simplement l'union des triangles formés sur les tétraèdres initiaux $\{T_i\}_i$ en reportant les mêmes coordonnées barycentriques que celles mesurées dans la configuration déformée, à l'intersection de \mathbf{s} et des tétraèdres déformés $\{t_i\}_i$.

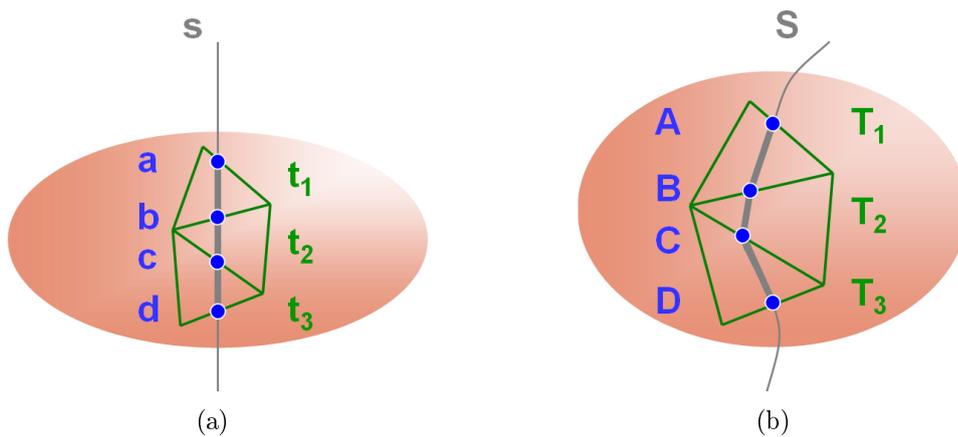


FIG. 3.24 – (a) Configuration déformée : la coupe \mathbf{s} intersecte les arêtes des tétraèdres déformés t_1, t_2 et t_3 aux points a, b, c et d . (b) Configuration initiale : \mathbf{S} , l'image de la coupe \mathbf{s} par l'inverse de la déformation élastique du modèle, coupe les arêtes des tétraèdres initiaux T_1, T_2 et T_3 aux points A, B, C et D , eux-mêmes images de a, b, c et d par l'inverse de la déformation.

L'application sur le plan \mathbf{s} des niveaux de gris issus des points de \mathbf{S} , dont la surface est orientée arbitrairement dans l'espace, est grandement facilitée par la fonctionnalité 'Texture 3D' disponible dans le cadre de la librairie graphique OpenGL¹⁴. Cette fonction permet d'appliquer à n'importe quelle surface triangulée une couleur de texture calculée, non pas à partir d'une image plane comme cela est le cas pour les textures 2D, plus communément utilisées, mais extraite d'un volume de données. La correspondance entre un point de l'espace physique et un élément de texture ou 'texel'¹⁵ est établie par le biais

¹³De *slice*, coupe, en anglais.

¹⁴www.opengl.org

¹⁵De *TEXTure ELEMENT*, élément de texture, en anglais.

de trois coordonnées de texture, généralement notées r , s et t (seuls r et s sont retenus dans le cas des textures planes 2D). Pour réaliser le rendu d'un triangle placé à l'intérieur d'un volume de données il suffit alors de calculer les coordonnées de texture de ses trois sommets ; la librairie graphique se charge d'en déduire les niveaux de gris de la surface intérieure¹⁶. Il est évident que cette possibilité convient parfaitement à notre problème, et il va sans dire que de nombreuses applications de visualisation de données volumiques s'appuient sur ce mécanisme, connu plus généralement sous le terme de 'volume rendering' ou 'rendu volumique' [Ney 90], i.e. visualisation de données volumiques brutes, sans nécessité d'en segmenter les surfaces. La fig. 3.25 illustre ce procédé.

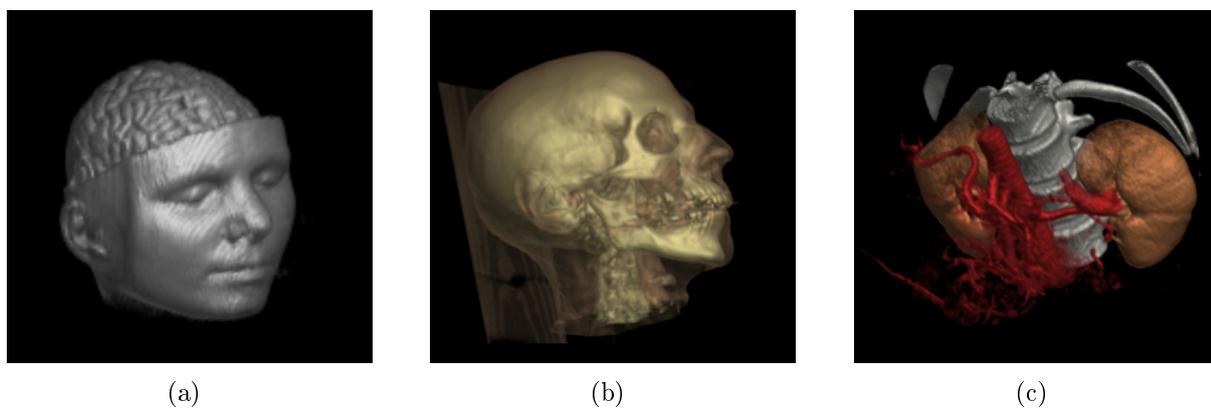


FIG. 3.25 – Rendus volumiques, illustrations tirées de [Lacroute 95]. (a) Tête et surface corticale du cerveau. (b) Tête et cou. (c) Reins et veines rénales.

Outre la facilité de sa mise en œuvre logicielle, l'efficacité de cette approche réside dans la rapidité du rendu, effectué par les composants électroniques spécialisés de la carte graphique. Ceci n'est possible que lorsque l'accélération matérielle de la fonction de texture 3D est disponible, et c'est désormais le cas pour la plupart des cartes graphiques. La vitesse de rendu est obtenue grâce au transfert, dans la mémoire de texture de la carte graphique, du volume de données IRM. Pour ce faire, le volume de données doit être au préalable converti en un format compatible avec l'espace mémoire disponible sur la carte. Seuls des tailles de texture exprimées en puissances de 2 peuvent être chargées en mémoire de texture. Ainsi, pour un volume d'une résolution de 512×512 pixels par coupe, dont les niveaux de gris sont encodées sur un octet et une carte munie de 128Mo de mémoire de texture, le nombre de coupes maximales est de 512, puisque $512^3 = 128 \cdot 2^{20} = 128\text{Mo}$. En général, le nombre de coupes ne dépasse guère 200, ce qui rend possible l'emploi d'une carte graphique limité à 64Mo de mémoire de texture.

Une fois la texture chargée en mémoire, le rendu des triangles de \mathbf{s} dans la configuration déformée avec les niveaux de gris calculés sur \mathbf{S} dans la configuration initiale est relativement aisé. En effet, après avoir calculé les coordonnées barycentriques des points a , b , c et d et les avoir reporté sur les tétraèdres T_1 , T_2 et T_3 pour obtenir les coordonnées

¹⁶Le processus consistant à afficher les pixels définissant une primitive géométrique, triangle ou autre, est désigné par l'anglicisme 'rastérisation'.

cartésiennes de A , B , C et D , il suffit de convertir ces dernières en coordonnées de texture normalisées au sein du volume IRM, i.e. appartenant à $[0, 1]^3$. Le rendu des triangles de \mathbf{s} est alors effectué en assignant ces coordonnées de texture aux sommets a , b , c , d , etc. La carte graphique se charge d'interpoler les valeurs de gris dans le volume de la texture 3D de l'IRM en fonction des coordonnées de texture des trois sommets et de l'orientation du plan de chaque triangle constituant \mathbf{s} .

La technique présentée ci-dessus produit un résultat exact dans le cas de tétraèdres linéaires à 4 nœuds du fait de la linéarité par morceaux de la déformation engendrée par le modèle, cependant son extension aux éléments non-linéaires tels que les hexaèdres, pyramides, prismes ou tétraèdres à 10 nœuds n'est malheureusement pas triviale. Une solution imparfaite consiste à subdiviser les éléments non-linéaires en tétraèdres linéaires afin d'approximer les fonctions de forme non-linéaires par des fonctions linéaires par morceaux. Cette méthode permet de tirer parti du calcul temps réel des nouvelles coupes mais induit une erreur d'approximation lors de la génération des coupes déformées. Voyons maintenant comment nous pouvons éviter cette approximation grâce à une approche différente.

La seconde technique présentée ici s'applique à tous les types d'éléments et elle est considérablement plus précise que l'approximation évoquée ci-dessus, pour un coût calculatoire sensiblement plus important. La méthode consiste à calculer dans un premier temps la déformation globale du volume IRM, puis extraire les coupes du volume déformé de manière classique. Une fois la déformation de l'ensemble du volume calculée, l'extraction de coupes peut être réalisée en temps réel. Seule la mise à jour de l'ensemble du volume requiert un temps de calcul non négligeable, de l'ordre de quelques minutes. Cette technique peut sans nul doute être optimisée en précalculant notamment les associations entre les voxels et le maillage, ainsi que l'intersection entre la grille régulière du volume IRM et la surface du modèle, comme cela est expliqué ci-dessous. Nous n'avons cependant pas poussé l'implémentation jusqu'à ce point.

La technique est illustrée par la fig. 3.26. La déformation globale du volume est faite de la façon suivante. Le volume de données initial est considéré comme une grille 3D de voxels cubiques¹⁷ dont les valeurs de gris sont situées aux sommets. Dans un premier temps, nous calculons l'intersection entre la grille de voxels ainsi définie et le maillage du modèle biomécanique (3.26-a). Cette opération permet de distinguer les sommets des voxels soumis à un déplacement des tissus mous (points rouges sur la fig. 3.26-b) des voxels fixes (points verts). Aux intersections entre la surface du maillage et les arêtes des voxels, de nouveaux sommets sont insérés (points jaunes) et les niveaux de gris correspondants sont calculés par interpolation.

Les sommets jaunes, situés à l'interface entre les tissus mous et les tissus supposés fixes, sont dédoublés : un sommet reste attaché à la partie fixe de la grille tandis que l'autre suit les déformations de la grille emmenée par le modèle biomécanique. Les voxels sont ensuite subdivisés, en suivant un schéma de type Marching-Cubes [Lorensen 87],

¹⁷Dans le cas d'un volume isotropique.

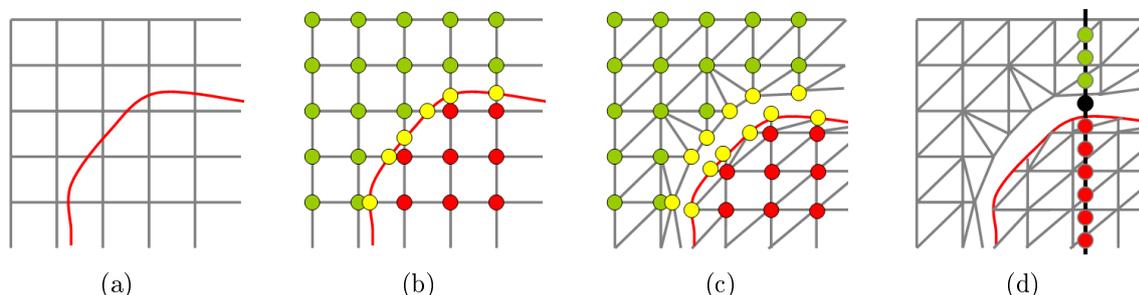


FIG. 3.26 – (a) Grille de voxels initiale et interface du maillage (contour rouge). (b) Identification des sommets fixes (verts) et mobiles (rouges) de la grille. Insertion de sommets (jaunes) à l'intersection entre le modèle et la partie fixe du volume de données. (c) Subdivision du maillage et application de la déformation du modèle aux sommets mobiles. (d) Re-échantillonnage du volume obtenu après déformation : les nouvelles valeurs de gris sont calculées par interpolation au sein de la grille déformée (voxels rouges) ou fixe (voxels verts). Les espaces créés par la déformation sont représentés par des voxels noirs.

afin de tenir compte du découpage de la grille par la surface externe du maillage. La déformation du modèle est alors appliquée aux sommets associés au maillage, ce qui modifie la configuration de la grille volumique (3.26-c).

Enfin chaque plan de coupe du nouveau volume est régénéré en s'appuyant sur la nouvelle grille (3.26-d). Les valeurs des nouveaux voxels sont évaluées par interpolation, soit à partir de la grille non-déformée (voxels verts), soit à partir de la grille déformée (voxels rouges). Lorsque le voxel considéré ne se trouve associé à aucun élément d'aucune des deux grilles, cela signifie que la déformation a créé un vide au niveau de l'interface modèle-partie fixe et la valeur de gris correspondante, en général noir, est alors assignée au voxel. Si, au contraire, le voxel se trouve associé à plusieurs éléments de la grille, alors il y a eu interpénétration des tissus et il faut, dans ce cas, définir une précedence *ad hoc* entre les types de tissus susceptibles de se recouvrir localement. La règle la plus naturelle permettant de choisir les niveaux de gris parmi les éléments superposés peut s'énoncer ainsi : 'les tissus mous ne peuvent pas recouvrir les tissus durs'. Ce genre de situation traduit un défaut ou une approximation excessive des conditions aux limites, censées modéliser les interactions entre les parties molles et parties dures de l'anatomie.

L'approximation commise dans la seconde méthode réside dans la subdivision des voxels initiaux en tétraèdres, suite à l'étape de découpage de la grille qui nous permet de simplifier le calcul de l'interpolation des niveaux de gris. Nous pouvons admettre que cette subdivision influe peu sur le contenu du volume IRM déformé étant donné qu'elle est opérée à une échelle inférieure au voxel.

La fig. 3.27 montre la déformation d'une coupe axiale, tirée de la série de mesures présentées plus haut. La première image représente la coupe initiale. La deuxième image est la coupe recalculée après déformation du volume par le modèle organe. La troisième coupe a été obtenue par déformation du modèle système, après intégration d'un champ de

déplacements. Enfin la dernière image est la différence entre les deux coupes déformées. Les pixels de même valeur dans les deux coupes y sont représentés par un niveau de gris moyen tandis que les différences entre les images se manifestent par des tons plus clairs ou plus sombres. Cette dernière image met en évidence la bonne correspondance entre les deux coupes au voisinage du champ de déformations dont la localisation est montrée sur la fig. 3.20, p. 138.

Il est important de noter sur la fig. 3.27 la bonne correspondance entre les niveaux de gris des deux coupes (b) et (c) qui se traduit, sur l'image (d), par un niveau de gris uniforme, semblable à celui de l'arrière plan, et qui s'étend au delà de la région contenant l'information de déplacement des vaisseaux sur laquelle s'est appuyé le calcul de la déformation (fig. 3.20). Les zones présentant une bonne précision sont notamment la région frontale (à gauche de l'image) ainsi que les limites supérieures des ventricules (au centre) où aucun déplacement de l'arbre vasculaire n'a été simulé du fait de la limitation de la profondeur de pénétration échographique que nous nous sommes fixées. Les écarts importants, représentés par une texture moins uniforme de l'image, se manifestent dans des parties du cerveau éloignées de la région d'intérêt. Un écart notable entre les deux modèles se manifeste, par exemple, au niveau de la surface corticale éloignée de la craniotomie simulée (en haut à droite de l'image (d)).

Finalement, parmi les données susceptibles d'être déformées nous avons mentionné l'arbre vasculaire. Cette déformation est particulièrement importante puisqu'elle permet, comme nous allons le voir, de valider la déformation calculée par notre algorithme.

Avant de prendre la décision de modifier ou non son geste, le chirurgien doit valider la mise à jour de données que lui propose le système. La difficulté réside ici dans la nature volumique des données traitées. La validation doit être menée en trois dimensions et une vérification simple du déplacement de la surface corticale prédit par le système et mesuré à travers la craniotomie est bien insuffisante pour rendre compte du comportement des structures sous-corticales. Pour pallier à cela, l'exploration volumique du cerveau du patient est réalisée à l'aide de l'échographe et permet de mettre en correspondance des points de repères présents à la fois dans les images US et parmi les structures déformées par le modèle.

Les amers permettant la validation peuvent être la surface corticale, identifiée par la surface externe du maillage et visible sur les images échographiques, ou encore le système ventriculaire, aisément identifiable dans le volume IRM et dont une partie des contours peut être identifiée sous échographie. Les limitations inhérentes au cortex et aux ventricules nous ramènent inévitablement au moment de la spécification de la structure anatomique permettant le suivi le plus précis possible des déformation tissulaires, où la localisation de l'arbre vasculaire nous était apparue comme une bonne option. Là encore, la position de l'arbre vasculaire estimée par le système peut être aisément calculée en appliquant les déplacements en chaque point segmenté dans l'angio-IRM. La vérification de la déformation de l'arbre vasculaire peut ensuite être rapidement réalisée au moyen de l'échographe en mode US Doppler. Pour ce faire, le chirurgien replace la sonde sur le cortex

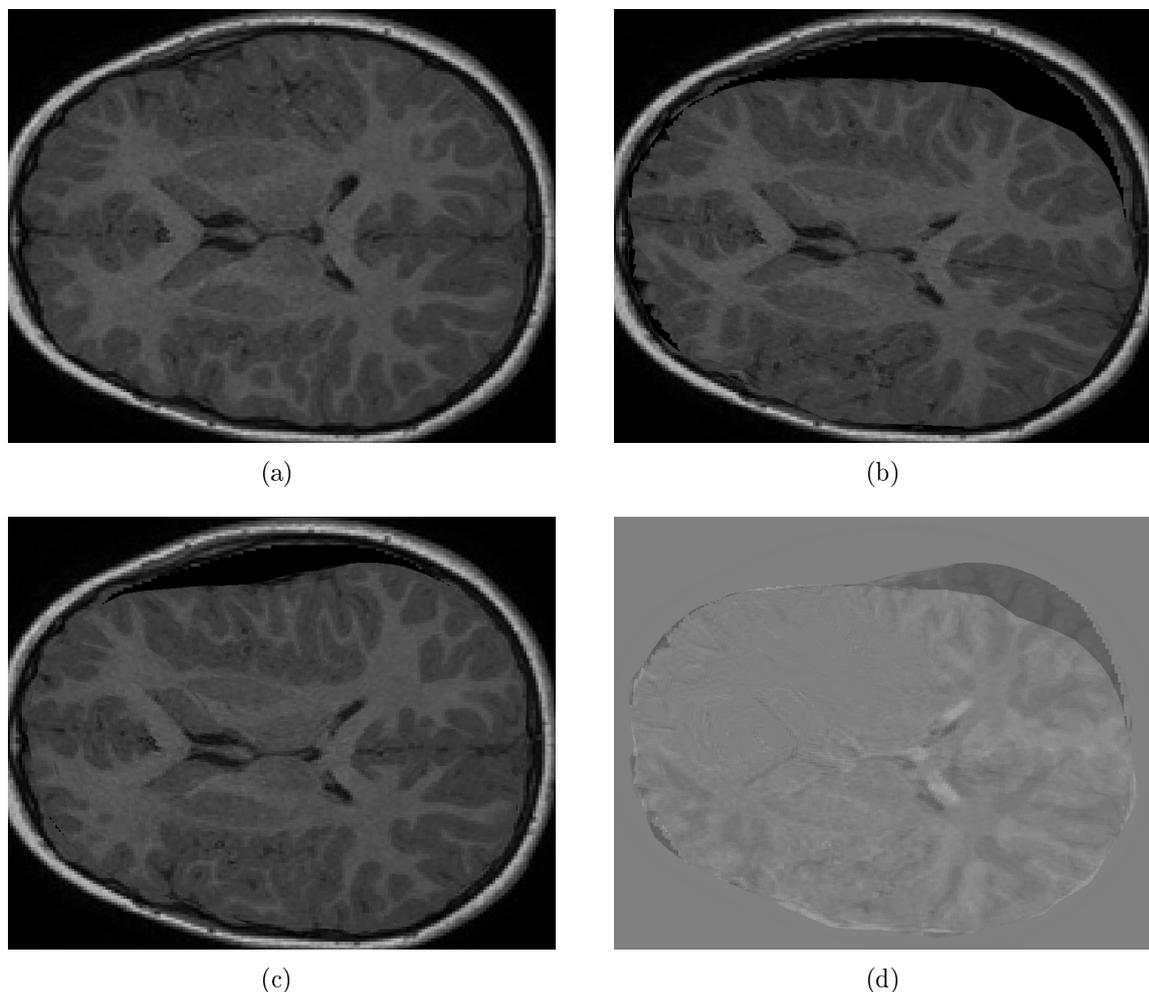


FIG. 3.27 – (a) Coupe axiale initiale. (b) Coupe issue du volume déformé par le modèle organe. (c) Coupe issue du volume déformé par le modèle système. (d) Différence entre les coupes (b) et (c).

du patient et réalise un nouveau balayage. Cette fois les images ne sont pas enregistrées, comme lors de la phase de localisation initiale des vaisseaux, mais la position de l'arbre déformé est projetée en temps réel dans les coupes US. Le chirurgien peut alors vérifier si les positions des vaisseaux calculées par le système correspondent au signal Doppler affiché par l'échographe.

Il est également possible, pour certaines tumeurs comme les méningiomes, de visualiser clairement les contours de la lésion dans les images US. Si le contourage a été réalisé avant l'intervention, ces données surfaciques peuvent être utilisées pour valider la déformation calculée par le système. Dans ce cas, la déformation appliquée aux contours de la tumeur par le modèle peut être répercutée dans les images US acquises en temps réel lors de la phase de validation.

En résumé, la validation de la déformation est possible à l'aide de l'échographe. Elle repose sur l'hypothèse que les calculs sont suffisamment rapides pour que la déformation estimée par le système soit valable au moment où le chirurgien repose le transducteur sur le cortex pour scruter le volume de l'organe et établir ou non l'adéquation entre ce que lui révèlent les images US et la position estimée des structures internes. Cette opération, tout comme l'acquisition initiale de données Doppler d'ailleurs, requiert beaucoup de précautions de la part du manipulateur afin de ne pas induire de déformations parasites par le biais de la pression exercée par la sonde sur le cortex. Nous avons pu observer en conditions cliniques qu'une solution potentielle à ce problème consiste à remplir la cavité de la craniotomie d'eau stérile. L'eau est régulièrement utilisée en cours d'intervention pour nettoyer la lésion et permettre au chirurgien de mieux voir le champ opératoire, son emploi ne présente donc pas de risques pour le patient. Par ailleurs, l'eau est un excellent couplant échographique qui permet d'éviter le contact direct entre le transducteur et le cortex. En fonction de la position du patient et de l'orientation de la craniotomie cette solution peut s'avérer peu commode. En revanche lorsque sa mise en œuvre est possible, elle permet de faire une acquisition propre de données en limitant considérablement le bruit Doppler dû à la compression involontaires des tissus par la sonde.

3.6 Conclusion

Nous avons présenté dans ce chapitre le cadre biomécanique linéaire de modélisation, choisi pour sa simplicité et les possibilités d'optimisation des calculs qui en découlent. Bien que les hypothèses de petites déformations et petits déplacements, sous-entendues par la formulation linéaire, ne soient pas complètement représentatives de la réalité, nous avons cependant, comme un certain nombre d'auteurs cités dans notre Etat de l'Art, p. 92, décidé d'y adhérer. Ce choix reflète l'approche adoptée lors de ce travail de recherche. En effet, plutôt que de nous appuyer sur un modèle biomécanique élaboré, nous avons misé sur la possibilité de suivre au cours de l'intervention le déplacement d'un grand nombre de repères localisés dans le volume du cerveau, pour avoir ensuite recours au modèle biomécanique afin d'extrapoler de façon continue à l'ensemble du volume ce champ de déplacements discret. Cette approche limite le rôle du modèle du fait qu'elle contraint son comportement par une quantité importante de déplacements internes, or ces déplacements sont calculés lors de l'étape de recalage élastique, laquelle ne repose pas sur une connaissance mécanique du milieu modélisé mais uniquement sur les relations géométriques entre les structures recalées. Le modèle joue ainsi, dans notre système, le rôle de régularisateur de la déformation élastique.

Du fait de la présence de bruit d'acquisition et de bruit Doppler, la déformation élastique peut engendrer des associations de points, et donc des déplacements erronés. Notre technique limite l'impact des déplacements incorrects sur la déformation globale à deux niveaux. Tout d'abord au niveau d'un élément, seul un déplacement représentatif de l'ensemble des vecteurs associés à l'élément lui est appliqué en son centre de gravité. L'hypothèse sous-jacente est que les déplacements localisés dans l'espace réduit d'un élément sont

semblables. Un déplacement aberrant voit ainsi son influence réduite par la majorité des autres déplacements, supposés corrects. Ensuite, l'ensemble des interactions nodales engendrées par les éléments soumis à des déplacements est mis en concurrence à l'échelle du maillage entier. Lors de cette deuxième étape, la déformation retenue réalise le minimum d'erreur sur les déplacements imposés. L'hypothèse formulée ici est que les variations de la déformation à travers l'ensemble du volume peuvent être reproduites par une pondération de l'influence d'éléments voisins.

La validation de l'approche a été menée en deux temps. Tout d'abord nous avons eu recours à des données acquises par Kerdok et al. sur un fantôme, le Truth Cube, pour mesurer les erreurs commises par notre algorithme de déformation. Ces résultats nous ont permis de confronter notre approche au logiciel commercial de calcul par éléments finis Ansys. Les erreurs commises par notre code d'éléments finis, utilisé en conjonction avec la technique de pilotage du modèle en déplacements décrite ici, se sont révélées inférieures à celles mesurées sur le modèle mécanique implémenté sous Ansys. Bien que les différences de prise en compte des conditions aux limites peuvent en partie justifier ces écarts, ces résultats sont encourageants et démontrent que les calculs réalisés permettent d'incorporer au modèle un ensemble de déplacements non-nécessairement localisés aux nœuds du maillage.

La deuxième phase de la validation n'a pu, pour des raisons techniques expérimentales, être complètement menée sur des données cliniques et nous avons eu recours à la simulation de brain-shift sur un cas clinique réel pour synthétiser nos jeux de données test. La simulation de la déformation nous permettant de connaître explicitement la déformation de référence, dite 'gold standard', le calcul des écarts entre la prédiction du modèle et la déformation simulée en a été grandement simplifié. En effet, une validation basée sur des données cliniques requiert la définition de points ou structures de contrôle dont la déformation, calculée par le système, permet de quantifier l'erreur commise. Cette phase de segmentation des données, lorsqu'elle est manuelle, est reconnue pour être fortement dépendante de l'opérateur et pèse de ce fait fortement sur la valeur des mesures réalisées [Ferrant 02]. Cela est précisément le cas dans pour les images échographiques 2D, comme celles sur lesquelles s'appuie notre neuronavigateur, pour lesquelles peu de solutions de segmentation automatique existent. L'ensemble des structures de référence ainsi identifiées est alors désigné par les termes 'bronze standard', du fait de l'incertitude liée à leur identification manuelle. A notre sens, la meilleure alternative, opérateur indépendante, consiste à valider la déformation du volume IRM au moyen d'une acquisition IRM per-opératoire réalisée à l'issue de la déformation. La comparaison mono-modale est alors largement simplifiée et peut même être envisagée sans intervention manuelle, par comparaison des niveaux de gris présents dans les deux volumes d'images. Nous n'avons malheureusement pas eu accès à cette technologie.

Afin de reproduire le plus fidèlement possible les conditions de fonctionnement du système nous avons décorrélé le plus possible le modèle 'organe' employé pour la simulation du brain-shift de celui, dit 'système', utilisé par le système lors de son estimation. Tout d'abord les paramètres mécaniques, module de Young E et taux de Poisson ν , des modèles

‘organe’ et ‘système’ ont été délibérément initialisés avec des valeurs différentes. Ensuite la discrétisation du domaine en éléments finis a été réalisée au moyen de deux techniques distinctes produisant des maillages de natures différentes : a dominance hexaédrique pour le maillage organe et tétraédrique pour le maillage système. Enfin les conditions de glissement modélisant l’interaction entre le cerveau et la boîte crânienne ont été imposées aux nœuds des maillages de manière à produire un comportement mécanique sensiblement différent pour les deux modèles.

Les acquisitions per-opératoires d’images US Doppler ont été simulées sur la base de l’arbre vasculaire déformé par le modèle organe soumis à un brain-shift d’amplitude importante (affaissement cortical de 15 mm environ). L’amplitude et la profondeur du balayage échographique ont été limitées afin de reproduire le volume échographique accessible via le volet de la craniotomie. Les données US Doppler ont été ensuite bruitées de façon similaire à ce que nous avons pu constater sur les données recueillies lors d’interventions. Plusieurs jeux de données ont ainsi été générées et nous ont permis d’évaluer le comportement du système dans des conditions de travail de difficulté croissante. Ces conditions de test ont ainsi permis de confronter notre approche du calcul de la déformation aux conditions d’acquisitions de données et de modélisation qui sont celles du bloc opératoire, à savoir une connaissance limitée des propriétés mécaniques des tissus modélisés allée à une acquisition partielle et bruitée de données per-opératoires.

Les résultats montrent que notre technique présente une bonne résistance aux écarts de localisation de l’arbre vasculaire. Des conditions de bruit d’acquisition et de bruit Doppler simulées semblables à ce que nous avons observé dans les images US acquises sur patients permettent une localisation des limites tumorales avec une précision répondant à nos exigences initiales, i.e. une **erreur moyenne inférieure à 1 mm** et une **erreur maximale en-dessous de 2 mm**. Ces mesures ont été réalisées en comparant la position d’un nuage de points situé sur les contours de la lésion au gold standard issu de la simulation du brain-shift. La précision de la reconstruction de la déformation se retrouve également dans la comparaison entre les coupes extraites de l’IRM déformé par le modèle organe lors de la simulation et celles issues du volume déformé par le neuronavigateur lors des essais, comme l’illustre la fig. 3.27. Les temps de calcul, enfin, sont largement en dessous de la limite de 60 secondes que nous nous étions fixée au commencement du projet. Grâce aux simplifications et précalculs rendus possibles par le cadre linéaire de modélisation, le calcul des déformations lors du déroulement du scénario de mesure des erreurs a nécessité, dans tous les cas, **moins de trois secondes**.

Nous avons, pour clore ce chapitre, abordé la mise à jour des données pré-opératoires à l’aide de la déformation calculée par le modèle. Les données de type nuage de points ou surface triangulées ne soulevant pas de difficulté particulière, nous nous sommes plutôt attardés sur les modes de calcul d’un volume de données déformées. A cette fin, deux méthodes ont été présentées. La première tire parti de l’implémentation matérielle de la texture 3D, qui est une fonction spécifique aux bibliothèques graphiques, et rend possible un affichage en temps réel de coupes déformées sur la base d’un maillage tétraédrique. La deuxième, plus générale et plus calculatoire, permet d’effectuer la mise à jour de

l'ensemble du volume à l'aide d'un maillage quelconque. Une fois le nouveau volume de données calculé, l'extraction de coupes en temps réel peut être réalisée à l'aide de la première technique.

Enfin, nous avons évoqué la dernière et essentielle fonctionnalité du neuronavigateur, celle qui permet au chirurgien de valider la précision du calcul réalisé par le système. Nous proposons, pour ce faire, d'utiliser la sonde échographique en mode Doppler pour scruter les tissus cérébraux dans la région d'intérêt tout en projetant dans les images US la position de l'arbre vasculaire déformé par le modèle. La superposition des deux données i.e. Doppler en temps réel obtenu par balayage de l'organe, d'une part et signal Doppler simulé, calculé à partir de l'incidence des coupes échographiques localisées par rapport à l'arbre vasculaire déformé par le système, d'autre part, permet au chirurgien d'évaluer la coïncidence entre le modèle et la réalité du patient. L'appréciation de la qualité de la déformation est essentielle afin de permettre au chirurgien de prendre la décision de suivre ou non les indications du système sur la base des données pré-opératoires mises à jour. Le brain-shift étant un processus évolutif, cette validation doit avoir lieu le plus tôt possible après l'acquisition des données sur lesquelles se base l'algorithme de déformation afin d'en garantir la pertinence. En cela nous pensons que notre algorithme de déformation est parfaitement adapté à un suivi continu de la déformation des tissus mous du cerveau, tant par ses temps de réponse qui sont de l'ordre de quelques secondes, que par la répétabilité de la procédure d'acquisition de données qui ne nécessite pas une interruption majeure de l'intervention ou la mise en place d'équipements encombrants.



Chapitre 4

Mise en œuvre au bloc opératoire

4.1 Introduction

Dans ce chapitre, nous donnons quelques détails sur la mise en œuvre du système au bloc opératoire. Les essais menés jusqu'à présent n'ont eu pour but que le recueil de données. Avant de pouvoir être utilisé en tant que tel, les bénéfices thérapeutiques pour les patients du neuronavigateur doivent être justifiés par une étude clinique.

4.2 Planning pré-opératoire

Après acquisition des données du patient, la segmentation des structures d'intérêt est faite automatiquement, semi-automatiquement ou manuellement, comme décrit dans les chapitres précédents. Les structures identifiées sont :

- la surface corticale (automatique),
- les ventricules (automatique),
- la limite entre la matière blanche et la matière grise (automatique),
- les limites tumorales (manuel),
- l'arbre vasculaire (semi-automatique),
- les marqueurs cutanés (manuel).

La fig. 4.1 présente la procédure d'identification des limites tumorales. Le planning permet de définir dans chaque image du volume IRM les contours de la tumeur (a).

L'ensemble de ces contours forme un empilement de lignes polygonales (b). L'algorithme décrit dans l'annexe A permet de construire un maillage surfacique triangulé de la tumeur (c), en respectant la topologie¹ de la structure segmentée ainsi que les orientations locales de la surface, calculées à partir du gradient de l'image IRM.

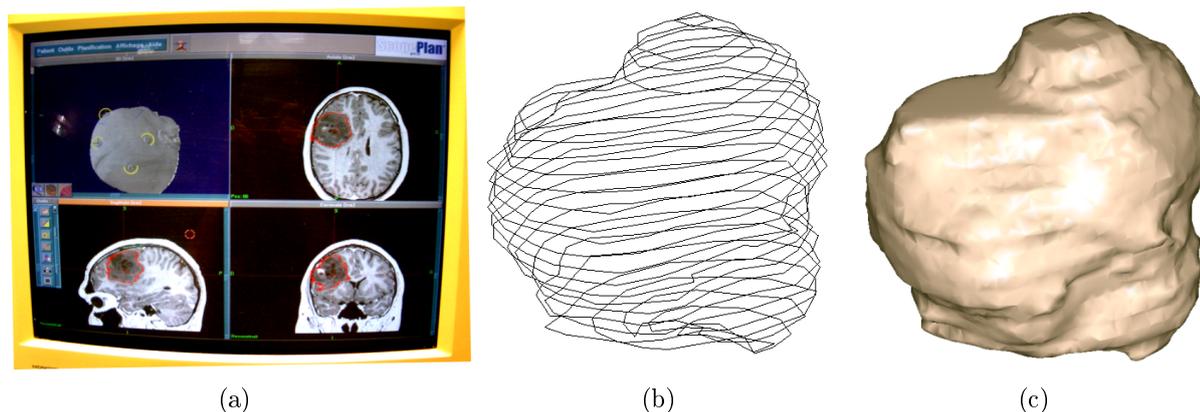


FIG. 4.1 – (a) Définition des limites tumorales sur la station de navigation SurgiScope[®]. (b) Empilement de contours polygonaux définissant la surface de la tumeur. A chaque sommet de chaque contour, l'information d'orientation de la surface est calculée à partir de l'IRM. (c) Reconstruction surfacique triangulée de la tumeur.

La génération automatique du maillage biomécanique du cerveau du patient s'appuie sur la segmentation de la surface corticale et des cavités ventriculaires. La fig. 4.2 en illustre les étapes. L'algorithme utilisé ici est celui présenté dans le § 3.2.2.1, p. 100. Un raffinement du maillage est spécifié dans la région d'intérêt. En fonction de la craniotomie et de l'orientation de la tête du patient planifiées, les conditions aux limites modélisant le contact entre le cerveau et la boîte crânienne sont appliquées. Les déplacements des nœuds externes du maillage situés sur la moitié inférieure du cerveau, selon l'orientation de la gravité, sont contraints à un glissement, sans frottement, tangentiel au crâne. Les autres nœuds externes demeurent libres.

A partir de l'arbre vasculaire et du maillage obtenus précédemment, les prétraitements décrits dans les chapitres antérieurs (§ 2.4.5.3, p. 75 et § 3.4.5.2, p. 131) sont réalisés en vue d'optimiser les temps de réponse du système lors de la procédure de recalage élastique et de l'estimation de la déformation globale du modèle. Le calcul de la carte de distance à partir de la segmentation de l'arbre vasculaire est mené en **5 minutes** environ et le résultat est sauvegardé. L'ensemble des réponses du maillage aux contraintes nodales est également évalué et les vecteurs de déformation résultants sont enregistrés à l'issue de **25 minutes** de calcul environ.

¹Connexions entre les contours, formations de trous ou d'embranchements.

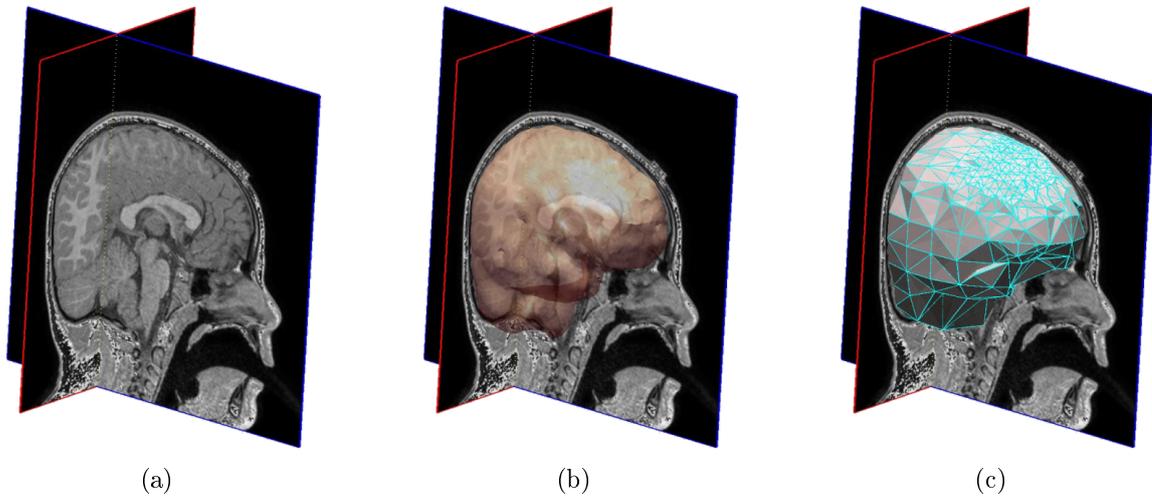


FIG. 4.2 – Génération automatique du maillage spécifique au patient. (a) Les limites corticales sont identifiées dans les images IRM pré-opératoires. (b) La segmentation produit une représentation du cortex par une surface triangulée. (c) L'algorithme de génération automatique de maillages permet une bonne représentation de la surface corticale ainsi qu'une discrétisation plus fine dans la région d'intérêt spécifiée.

4.3 Installation au bloc opératoire

La disposition du matériel dans le bloc est schématisée sur la fig. 4.3. Le neuronavigateur est installé sur une tablette mobile éloignée de la zone stérile. Un opérateur assure les interactions basiques entre le chirurgien et le système : au signal du chirurgien, il lance ou stoppe les acquisitions échographiques.

Le localisateur doit être positionné de manière à ne pas entrer en conflit avec d'éventuels dispositifs de localisation optique déjà présents dans la salle. Il doit, par ailleurs, être éloigné des sources potentielles de rayonnement infrarouge (systèmes de ventilation des équipements du bloc, scialitiques, etc.). La ligne de vue entre le localisateur est le champ opératoire passe entre le chirurgien et son assistant. Le localisateur, monté sur un trépied orientable peut être déplacé au cours de l'intervention afin de trouver la meilleure ligne de vue en fonction des conditions per-opératoires, notamment pour pouvoir localiser la sonde avec une incidence optimale du plan échographique par rapport aux structures internes du cerveau.

L'installation effectuée en début d'intervention, après anesthésie et mise en place des champs stériles, prend environ **10 minutes**. En effet, le neuronavigateur n'étant pas intégré au sein d'un système compact de type 'station de navigation', les différents modules qui le composent doivent être connectés au préalable.

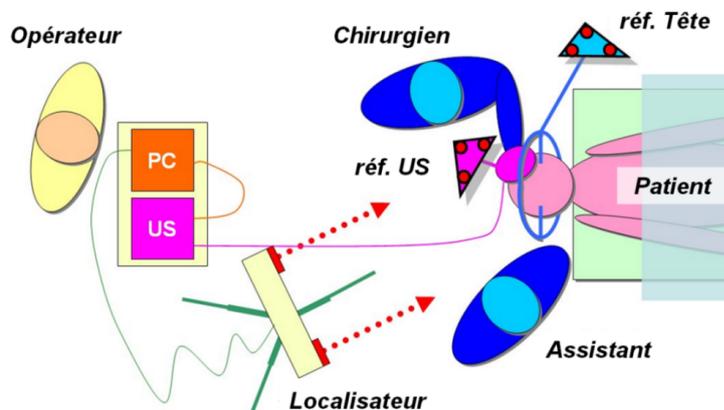


FIG. 4.3 – Disposition schématique du matériel et des intervenants au sein du bloc opératoire.

4.4 Recalage rigide initial

La localisation des marqueurs cutanés dans le volume d'images IRM est faite lors de la phase pré-opératoire. La représentation spatiale des marqueurs cutanés par rapport à une reconstruction automatique de la tête du patient, proposée par le système SurgiScope[®], est illustrée sur la fig. 4.1-a, dans le cadran supérieur gauche de la photo d'écran.

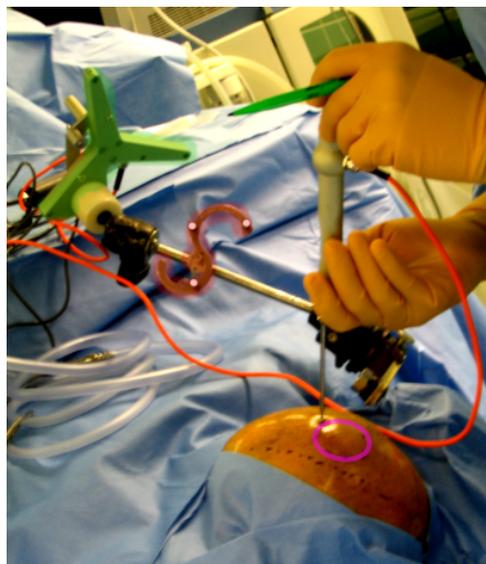


FIG. 4.4 – De gauche à droite : corps rigide 'patient' du SurgiScope[®] (vert), notre corps rigide en forme de 'S' (rouge), palpeur du SurgiScope[®] positionné au centre d'un marqueur cutané et craniotomie planifiée (ellipse).

Une fois le patient installé sur la table d'opération, la position physique des marqueurs est localisée au moyen d'un palpeur. La fig. 4.4 montre, de gauche à droite : le référentiel

de la tête du patient utilisé par le système de navigation SurgiScope® (surligné en vert); fixé sur le support de celui-ci, le corps rigide en forme de 'S' utilisé par notre navigateur pour définir le référentiel physique du patient (en rouge); le chirurgien tenant le palpeur du SurgiScope® dont la pointe désigne le centre d'un marqueur cutané sur la peau du patient et enfin, délimitée par une ellipse, la craniotomie planifiée.

4.5 Echographie localisée

Un balayage échographique initial est effectué après craniotomie et dissection de la dure-mère. La fig. 4.5 illustre cette chronologie. Une fois le cuir chevelu du patient écarté (a), le chirurgien découpe le volet crânien au moyen d'une scie mécanique (b). Sous le crâne apparaît alors la dure-mère, dont la dissection révèle le cortex. Un balayage échographique peut alors être réalisé afin de corriger le planning pré-opératoire en fonction des déformations du cerveau survenues du fait du brain-shift (c).

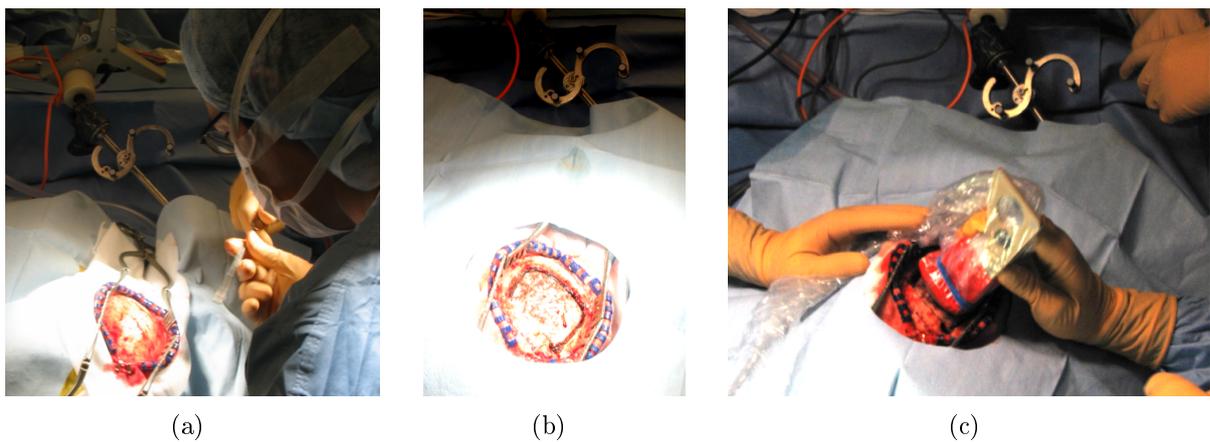


FIG. 4.5 – (a) Le cuir chevelu du patient est écarté afin de dégager la voie d'abord. (b) Le volet crânien est retiré et la dure-mère est exposée. (c) Après ouverture de la dure-mère, le transducteur est posé sur le cortex et pivoté manuellement de manière à balayer le volume le plus ample possible au voisinage de la tumeur.

Le transducteur est localisé par rapport au corps rigide 'S' attaché au cadre stéréotaxique, lequel maintient rigidement la tête du patient. Le câble reliant le transducteur à l'échographe est isolé du champ opératoire par une housse stérile du type de celles utilisées communément pour recouvrir les caméras endoscopiques. L'acquisition d'images en provenance de l'échographe, posé sur la tablette à côté du PC, est effectuée au moyen d'un boîtier d'acquisition vidéo externe relié à l'appareil. Ce dispositif est illustré sur la fig. 4.6. Sur la gauche, le chirurgien, assis à la tête du patient, manipule la sonde échographique localisée (entourée). Le cordon du transducteur le relie à l'échographe, visible sur l'image de droite. Un opérateur, placé dans la zone non-stérile, déclenche et stoppe les acquisitions d'images. Le localisateur est placé derrière, de manière à embrasser dans

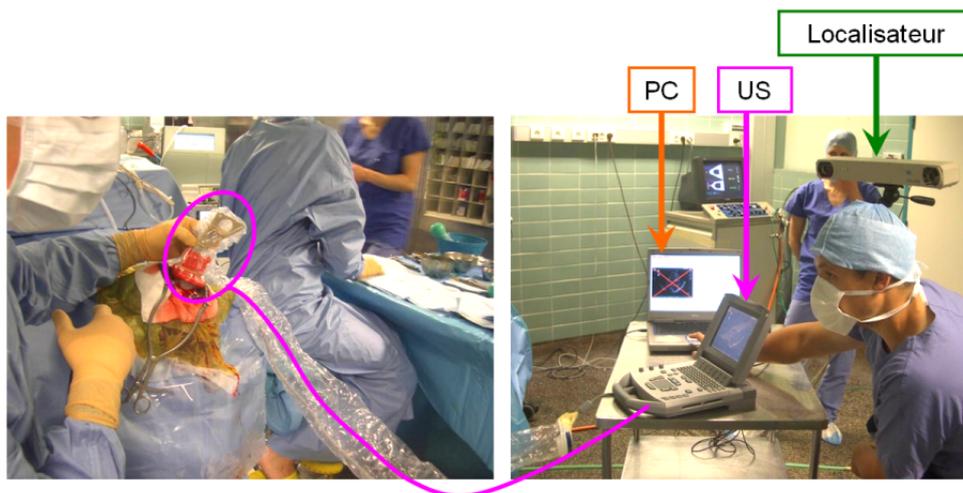


FIG. 4.6 – Configuration du système lors d'une acquisition d'images per-opératoires. Le transducteur manipulé par le chirurgien est relié à l'échographe dont les images sont recueillies par le PC hébergeant notre neuronavigateur. L'acquisition US est localisée par la caméra stéréoscopique placée en arrière de la tablette mobile.

son champ de vision l'ensemble la scène.

Le couplant échographique² est un facteur essentiel de la qualité des images recueillies. Son rôle est d'assurer une congruence maximale entre la sonde et les tissus inspectés en évitant les interférences engendrées par des cavités ou des bulles d'air et en limitant, dans le cas du Doppler, les parasites dus aux déplacements involontaires des tissus provoqués par la sonde tenue à main levée.

Après de nombreux essais, le dispositif illustré sur la fig. 4.7-a a été mis au point afin d'isoler stérilement le transducteur du patient tout en garantissant une bonne qualité d'acquisition échographique. Le transducteur est équipé d'un corps rigide *CR* monté sur le boîtier au moyen de la fixation *F1*. Entre le corps rigide et le transducteur nous avons intercalé une membrane de caoutchouc de 2 mm d'épaisseur afin d'éliminer les glissements entre ces deux pièces en plastique. Le *CR* est maintenu fermement attaché à la sonde au moyen de colliers Rilsan[®] en plastique.

Ce montage, effectué en milieu non-stérile, est illustré sur la fig. 4.7-b et c. Outre sa rapidité et son coût anecdotique, il permet d'adapter un corps rigide à la plupart des sondes échographiques susceptibles d'être utilisées lors de la phase de prototypage de notre neuronavigateur. Par la suite, une pièce spécifique sera développée afin d'augmenter l'ergonomie du montage et nous affranchir de la phase de calibrage, actuellement indispensable après chaque nouveau positionnement de corps rigide sur la sonde.

L'habillage stérile du transducteur au bloc opératoire se fait de la manière suivante.

²Gel ou autre substance facilitant le transit des ondes ultrasonores.

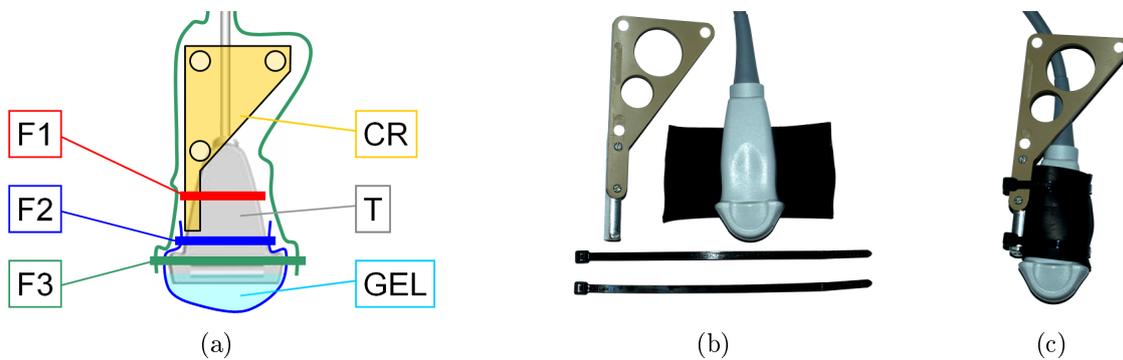


FIG. 4.7 – (a) Mise en place de protections stériles sur le transducteur T équipé du corps rigide CR maintenu par la fixation non-stérile $F1$. La poche de gel (bleue) est fixée sur la sonde par un élastique stérile $F2$. Une deuxième enveloppe stérile maintenue par l'élastique stérile $F3$ recouvre l'ensemble du dispositif. (b)-(c) Mise en place du corps rigide sur la sonde à l'aide d'une membrane de caoutchouc et de colliers Rilsan[®].

L'opérateur non-stérile maintient la sonde par sa partie haute pendant que le chirurgien place une première enveloppe stérile sur l'extrémité du transducteur (en bleu, sur la fig. 4.7-a). Cette housse a été garnie au préalable de gel échographique non-stérile qui viendra recouvrir la partie émettrice de la sonde. Un élastique stérile $F2$ maintient la poche de gel en place et empêche le fluide de remonter jusqu'au corps rigide CR . Si un tel débordement se produit et atteint une pastille du corps rigide, il peut empêcher la rétro-réflexion de la lumière infra-rouge, compromettant ainsi la localisation de la sonde.

Une deuxième enveloppe stérile (en vert, sur la fig. 4.7-a), recouvrant le corps rigide ainsi que le câble du transducteur, est ensuite placée sur la sonde par le chirurgien pendant que l'opérateur non-stérile la manipule par le câble. La housse, ouverte au niveau de l'extrémité de la sonde, y est fixée au moyen d'un second élastique stérile $F3$. Sa transparence ainsi que son faible taux de réflexion permettent une localisation du corps rigide à travers le plastique.

Le transducteur ainsi protégé est introduit dans le champ opératoire puis posé sur le cortex du patient. Si l'orientation de la tête du patient le permet, la cavité crânienne peut être remplie d'eau stérile. Cet excellent couplant permet d'éviter les interactions mécaniques entre la sonde et le cerveau. Dans la suite de l'intervention, après résection, lorsqu'il est devenu impossible de mettre la sonde en contact avec les tissus, la cavité doit être comblée avec de l'eau afin de pouvoir en acquérir des images US.

Au cours du balayage échographique, la sonde est manœuvrée par le chirurgien à travers le volet crânien dont les bords présentent des aspérités abrasives, dues au découpage de l'os lors de la craniotomie. Si les enveloppes de protection de la sonde sont déchirées, le gel échographique risque d'entrer en contact avec le cerveau du patient. Pour éviter cela, la housse qui forme la poche de gel doit être choisie dans un matériau résistant et qui, contrairement à la deuxième enveloppe, peut être opaque. Des housses stériles pour sondes

endocavitaires conviennent à cet usage. Afin d'éviter d'éventuelles réactions allergiques des patients au contact du latex, il est possible de se procurer des housses en polyéthylène présentant les même caractéristiques mécaniques.

Terminons enfin par un mot sur le calibrage de la sonde échographique. Il est réalisé avant l'intervention, en milieu non-stérile, une fois que le corps rigide CR a été solidement fixé au transducteur comme décrit ci-dessus. L'opération, d'une durée approximative de **30 minutes**, se fait au moyen de la cuve de calibrage représentée sur la fig. 4.8-a.

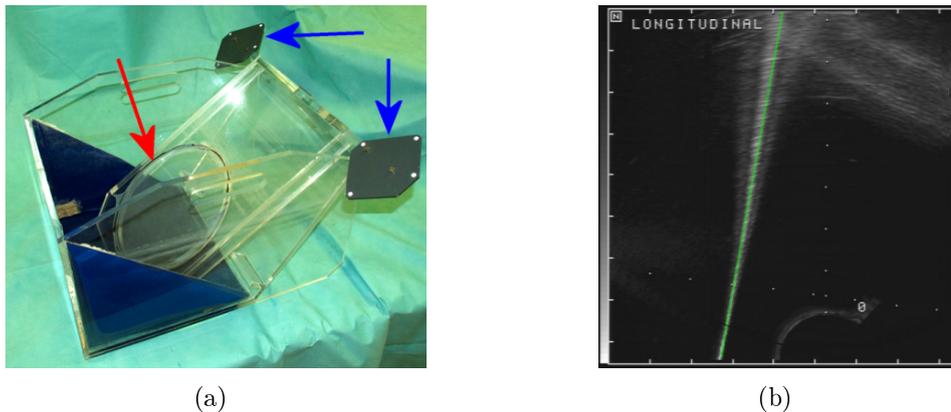


FIG. 4.8 – (a) Cuve de calibrage de l'échographe. Le plan de calibrage est indiqué par la flèche rouge. Ses coordonnées sont connues dans le référentiel défini par les corps rigides solidaires du cadre, indiqués par les flèches bleues. (b) Image échographique du plan de calibrage obtenue avec une sonde sectorielle (trait vert).

Dans la cuve de calibrage, un plan est matérialisé par une toile de nylon tendue sur un cadre circulaire (flèche rouge). L'équation de ce plan est connue dans le référentiel représenté par les corps rigides situés en haut du cadre (flèches bleues). Lorsque la cuve est remplie d'environ 20 litres d'eau, une série d'images échographiques localisées du plan est acquise en faisant varier les positions de la sonde dans l'espace. Un algorithme d'optimisation permet alors de remonter de l'ensemble des droites du plan segmentées automatiquement dans les images recueillies (fig. 4.8-b), aux paramètres intrinsèques (dimensions des pixels) et extrinsèques (orientation de l'image dans l'espace, par rapport au référentiel CR) de l'échographe. Le résultat du calibrage est une matrice de passage permettant de convertir les coordonnées, en pixels, d'un point de l'image, en ses coordonnées physiques, exprimées dans le référentiel CR .

4.6 Traitement des résultats

La validation du système n'ayant pas été effectuée, les déformations calculées par le système ne sont pas exploitées par le chirurgien pour modifier son approche de la lésion. Des exemples de résultats produits *off-line* par le neuronavigateur sont présentés sur la

fig. 4.9. Le volume de données initial, représenté en (a) par trois coupes (axiale, sagittale et coronale) ainsi que les contours de la tumeur (sphère) sont mis à jour en accord avec le champ de déformation du brain-shift estimé par le système (b).

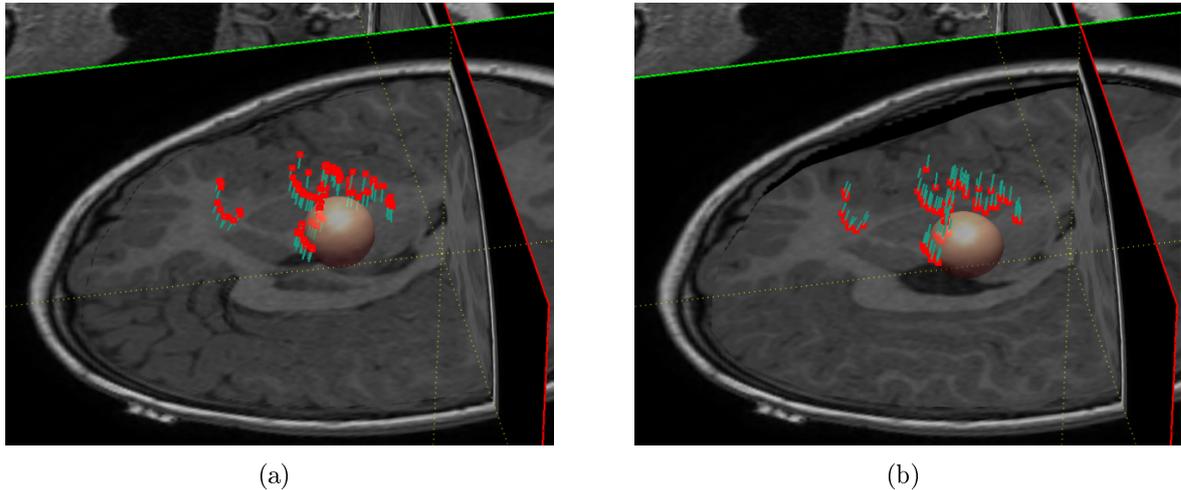


FIG. 4.9 – (a) Données volumiques pré-opératoires non déformées et champ de déformation local (vecteurs verts). (b) Mise à jour des données pré-opératoires.

En situation de navigation per-opératoire, la déformation de l'arbre vasculaire (fig. 4.10) permet au chirurgien de valider l'estimation du brain-shift calculée par le système. Pour cela, un nouveau balayage échographique de la région d'intérêt est effectué. Au cours de cette inspection, le neuronavigateur superpose sur les images échographiques Power Doppler des signaux Doppler simulés à partir de l'arbre vasculaire déformé. Le chirurgien peut alors apprécier la précision du système en comparant les positions réelles des vaisseaux à celles prédites par le modèle biomécanique.

De la même façon, il est possible de rétro-projeter dans les images US visualisées pendant la phase de validation les limites tumorales mises à jour par le système. Pour certaines pathologies, telles que les méningiomes, les tissus cancéreux peuvent être clairement distingués des tissus sains sur les images échographiques. Ceci permet de valider directement la concordance entre la position de la cible chirurgicale dans le volume de données IRM mis à jour et sa situation réelle, mise en évidence sur les images US.

Le système ventriculaire peut également être exploité lors de la validation. En effet, la représentation, dans les images US de validation, des contours des ventricules mis à jour par le neuronavigateur permet d'évaluer l'adéquation entre la déformation du modèle biomécanique et le comportement des structures cérébrales profondes, situées au cœur du cerveau.

Enfin notre technique de validation présente l'avantage de fournir au chirurgien une information sur la position des artères et vaisseaux importants situés à proximité de la lésion. Il est en effet primordial de préserver l'intégrité de ces structures car un accident

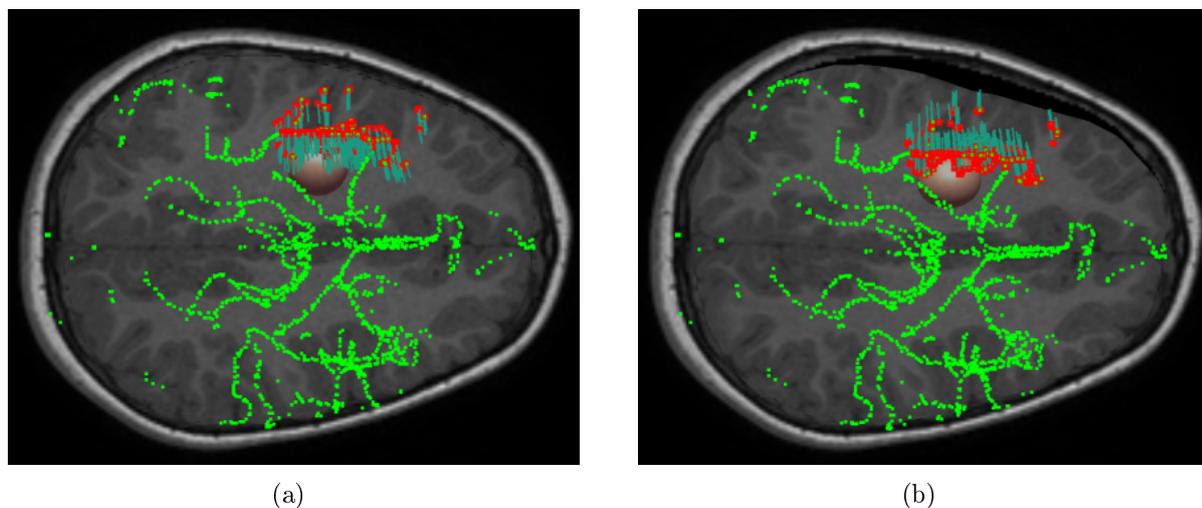


FIG. 4.10 – (a) Arbre vasculaire cérébral (en vert) et contours de la tumeur (sphère) pré-opératoires, sur fond d'une coupe axiale. Le champ de déplacements est matérialisé par les vecteurs situés au-dessus de la tumeur. (b) Arbre vasculaire, tumeur et coupe axiale déformés par le modèle biomécanique.

vasculaire cérébral majeur, provoqué par l'incision d'une artère, peut mettre la vie du patient en danger.

4.7 Conclusion

De nombreux essais ont été nécessaires pour identifier les difficultés liées à la mise en œuvre de notre neuronavigateur. L'implémentation informatique n'a pas posé de problème particulier mais de nombreux obstacles sont survenus lors de l'intégration du système dans le contexte clinique du bloc opératoire.

Nous avons tout d'abord évalué le mode d'acquisition Color Doppler, seul mode d'imagerie Doppler disponible sur l'échographe que le Centre d'Investigations Cliniques (CIC) du CHU de Grenoble avait mis à notre disposition. Une série d'acquisitions préalables a ainsi pu être menée afin de valider le fonctionnement d'une partie du logiciel sans, pour autant, nous permettre de visualiser les portions distales de l'arbre vasculaire, dont les vaisseaux, de diamètre trop petit, sont restés désespérément absents des images échographiques. Les artères profondes du cerveau ont toutefois pu être identifiées et leurs positions correctement corrélées aux structures segmentées dans l'angio-IRM.

Cette partie préliminaire de l'étude nous a permis de tester des aspects pratiques du système, parmi lesquels le mode de fixation du corps rigide sur la sonde, l'isolation stérile du transducteur, la mise en place et l'orientation de la référence patient 'S', le positionnement dans le bloc du localisateur, les limitations des mouvements de la sonde dues aux

dimensions du transducteur ou à l'orientation du corps rigide fixé dessus, l'utilisation de couplants, dont certains se sont révélés particulièrement inefficaces dans notre cas³, etc. Par ailleurs, ces essais ont familiarisé l'équipe du service de neurochirurgie avec ce nouveau dispositif au procédé original. Nous avons ainsi pu envisager, au cours de discussions avec le personnel du bloc, des extensions possibles de notre système à la surveillance de la vascularisation des aires cérébrales au cours de l'intervention, au moyen de l'échographie Doppler, dans le but de prévenir les risques d'ischémie⁴.

Par la suite, un échographe disposant du mode Power Doppler nous a été prêté par l'Unité de Réanimation Chirurgicale (URC) de l'hôpital. Malheureusement, seuls deux essais ont pu être menés avant la rédaction de ce manuscrit. Le premier nous a permis d'identifier la sonde et les réglages adaptés aux tissus explorés. Et lors du deuxième essai, un problème technique survenu au moment de la localisation de la sonde nous a empêché d'enregistrer les coupes échographiques localisées. Ces deux tentatives ont cependant confirmé la possibilité de visualiser avec une très bonne résolution l'arbre vasculaire au voisinage de la tumeur. En effet, dans les deux cas cliniques observés, les vaisseaux situés aux abords de la lésion étaient clairement visibles dans les images échographiques et auraient indiscutablement constitué une référence précieuse lors du suivi de la déformation.

Disposant dorénavant du matériel adapté, ayant une vision claire de la logistique pré-opératoire et, surtout, pouvant compter sur la motivation de l'équipe du bloc de neurochirurgie, nous allons maintenant entamer une phase de validation qui nous permettra de vérifier la pertinence et améliorer les performances de l'ensemble des algorithmes et procédures présentées dans ce rapport.



³Le couplant Interface SonarAid® (Geistlich Pharma, Allemagne) s'est révélé peu adapté à un balayage Doppler continu avec déplacement de la sonde, du fait de nombreux artefacts apparaissant à son interface.

⁴Défaut d'irrigation sanguine d'une partie de l'organe pouvant entraîner une nécrose des tissus et des lésions cérébrales irréversibles.

Conclusions et perspectives

Conclusions

Problématique clinique et stratégie

La localisation précise de la cible est essentielle pour limiter la morbidité au cours de l'exérèse chirurgicale d'une tumeur cérébrale. Dans le cas de larges ouvertures crâniennes, une déformation des tissus mous du cerveau peut survenir au cours de l'intervention du fait de phénomènes physiques (ouverture de la dure-mère, influence de la gravité, perte de liquide céphalo-rachidien, actions du chirurgien, etc.) et physiologiques (œdème, administrations de médicaments, etc.), certains de ces effets n'étant pas encore complètement connus. Ce phénomène per-opératoire, portant le nom de **brain-shift**, représente une importante difficulté que les systèmes de neuronavigation reposant sur l'imagerie pré-opératoire du patient n'ont pas encore réussi à surmonter. En effet, en conséquence du brain-shift, aussi bien les données d'imagerie du patient que le planning établi avant l'intervention ne représentent plus la réalité à laquelle est confronté le chirurgien et la précision du geste chirurgical s'en trouve fortement compromise.

Afin de compenser les effets du brain-shift et permettre au chirurgien de tirer parti de l'ensemble des données et stratégies établies pré-opératoirement, une procédure de navigation a été mise au point. Le système développé offre une aide passive en permettant le suivi de la position des outils par rapport aux structures anatomiques du patient identifiées dans les images pré-opératoires, et dont la localisation rectifiée tient compte du brain-shift détecté par le système au cours de l'intervention. Le fonctionnement du neuronavigateur repose sur l'acquisition au cours de l'intervention d'**images échographiques Doppler de l'arbre vasculaire cérébral** permettant d'estimer partiellement l'amplitude et la direction des mouvements tissulaires, d'une part, ainsi que sur une **modélisation biomécanique du cerveau** permettant d'en inférer le comportement sous des conditions de déformation locales, d'autre part.

Configuration de référence de l'arbre vasculaire cérébral

Avant l'intervention, une angiographie par résonance magnétique (ARM) du patient est réalisée après injection d'un produit de contraste mettant en évidence les portions distales de la circulation artérielle cérébrale. Nous avons implémenté une procédure de segmentation semi-automatique basée sur un filtrage des intensités de pixels, afin de localiser l'arbre vasculaire cérébral avec précision dans le volume d'images ARM. La segmentation d'images pathologiques du cerveau n'est pas aisée et du fait de nombreux faux positifs engendrés par notre procédure, nous n'avons pas réussi à soustraire l'opérateur humain à cette phase préparatoire. Dans les 9 examens ARM réalisés lors de nos essais cliniques, nous avons systématiquement constaté la présence de vaisseaux à proximité des limites de la lésion, ce qui conforte le choix de l'arbre vasculaire en tant que révélateur des déplacements de la tumeur.

Une fois le patient installé sur la table opératoire, la position spatiale de l'arbre vasculaire est déterminée par rapport à un référentiel de l'espace physique du patient. Ce référentiel est matérialisé par un 'corps rigide' attaché au cadre stéréotaxique qui maintient la tête du patient tout au long de l'intervention. Pour cette phase de recalage rigide nous avons tiré parti du protocole de navigation mis en place au bloc de neurochirurgie et reposant sur la numérisation de marqueurs cutanés. Une solution plus fiable, basée sur la mise en correspondance de surfaces anatomiques, a été envisagée mais nous ne l'avons pas mise en œuvre. L'arbre vasculaire localisé dans l'espace physique du patient définit ce que nous appelons sa **configuration de référence**.

Configuration courante de l'arbre vasculaire cérébral

Le suivi per-opératoire de l'arbre vasculaire repose sur l'acquisition d'images échographiques en mode Doppler à l'aide d'une sonde 2D calibrée et localisée par un système optique. Nous avons montré par des essais *in vivo* menés en conditions opératoires au bloc de neurochirurgie, qu'une acquisition d'un 'pseudo-volume' d'images 2D localisées autour de la région d'intérêt était possible à travers la voie d'abord.

Deux modalités d'imagerie Doppler ont été évaluées. Le mode Color Doppler quoique plus résistant aux manipulations brusques de la sonde s'est révélé d'une résolution insuffisante pour nous permettre de localiser les vaisseaux de petit diamètre situés près de la lésion. Le mode Power Doppler nous est apparu parfaitement adapté à cette tâche, des vaisseaux d'un diamètre de l'ordre du millimètre ayant pu être mis en évidence sur les images recueillies.

L'échographie Power Doppler est une modalité qui demande une grande précaution dans la manipulation du transducteur du fait de sa grande sensibilité aux déplacements parasites des tissus engendrés par des mouvements brusques de la sonde. Afin d'identifier les vaisseaux de l'arbre vasculaire dans les images échographiques nous avons développé une technique de segmentation automatique, rapide et robuste. Cette technique s'appuie

sur l'extraction du signal Doppler des images échographiques à l'aide du code couleur qui le caractérise, et sur la sélection des régions susceptibles de correspondre à des vaisseaux à l'aide d'une analyse morphologique des signaux Doppler individuels, ou 'taches'. Les centres de gravité des taches sélectionnées définissent les centres des vaisseaux segmentés finalement retenus.

L'algorithme de segmentation effectue une analyse individuelle de chaque image et ne peut discerner certains cas où les vaisseaux sanguins créent un signal Doppler de forme irrégulière. De ce fait, notre procédure tend à rejeter une partie du signal Doppler utile mais cette perte d'information est compensé par le traitement rapide d'un pseudo-volume composé d'une grande quantité d'images où les signaux redondants produits par les vaisseaux se démarquent du bruit Doppler de nature éparse et non-structurée.

Lors de l'acquisition des images, la position du transducteur calibré dans l'espace physique du patient est suivie au moyen d'un localisateur optique. Après que les images US ont été segmentées, les coordonnées des vaisseaux identifiés sont exprimées dans le référentiel attaché à la tête du patient. Le nuage de points ainsi obtenu forme l'observation per-opératoire, ou **configuration courante**, de l'arbre vasculaire. La technique implémentée a produit des résultats satisfaisants à partir des données que nous avons pu recueillir, en identifiant une forte proportion de vaisseaux parmi les images, bruitées ou non.

Recalage élastique entre les deux observations de l'arbre vasculaire

Afin d'estimer le champ de déformation entre les deux observations de l'arbre vasculaire, une mise en correspondance des configurations de référence et courante est effectuée au moyen d'une procédure de recalage élastique. Nous avons implémenté pour cela un algorithme itératif et multi-échelle, basé sur la minimisation d'une énergie de recalage qui reflète la similarité entre les deux nuages de points formés de vaisseaux segmentés pré- et per-opératoirement. Notre technique est rapide et résistante aux perturbations de données grâce à la régularité mathématique de la fonction de recalage calculée, différentiable, bijective et ne reliant pas l'espace.

Nous avons éprouvé la résistance du recalage à la présence de bruit similaire à ce qu'il nous a été donné d'observer dans les images échographiques. Les essais menés, illustrés par un exemple dans le § 2.5.3, p. 85, ont permis de constater la régularisation par le recalage des informations bruitées fournies en entrée. Pour cela, le champ de déplacements calculé par notre procédure de recalage est post-traité par un filtre qui permet d'en éliminer une grande proportion de vecteurs erronés. Les vecteurs retenus à l'issue de ce filtrage définissent une relation de correspondance entre les points des configurations de référence et courante avec une erreur de moins d'un millimètre. Le champ de déplacements ainsi épuré est relayé au modèle biomécanique dont la fonction est d'en étendre la portée à l'ensemble du volume du cerveau tout en le confrontant au modèle de comportement des tissus mous.

Déformation globale du modèle biomécanique du cerveau

Après une revue des modèles biomécaniques du cerveau présentés dans la littérature, nous avons opté pour un cadre linéaire de modélisation en adoptant les hypothèses de petites déformations et de petits déplacements. Ce cadre qui pêche par sa simplicité est toutefois défendu par certains auteurs comme une bonne approximation de la réalité et nous permet, en particulier, de tirer avantage des nombreuses optimisations propres aux équations linéaires auxquelles il aboutit.

Le maillage du modèle doit représenter le plus fidèlement possible l'anatomie du patient. Nous avons pour cela participé au développement de deux méthodes de génération automatique de maillages à partir de données patient. La première technique nous permet de construire un maillage à hexaèdres dominants avec un raffinement dans la région d'intérêt à partir d'une subdivision en octree du volume du cerveau. La seconde, dite de Mesh-Matching, nous permet d'adapter à l'anatomie du patient un maillage 'Atlas', générique et prédéfini. Après avoir passé en revue les conditions aux limites mentionnées par les auteurs dans la littérature, nous les avons implémenté en partie dans notre modèle biomécanique.

L'intégration des déplacements issus du recalage élastique au modèle biomécanique présente deux difficultés. La première est que les déplacements spécifiés ne sont pas nécessairement appliqués aux nœuds du maillage. La deuxième est qu'ils sont, malgré toutes les précautions prises lors des phases de segmentation et de recalage, entachés de bruit et il ne serait pas, de ce fait, prudent les appliquer inconditionnellement au modèle. Pour surmonter ces deux problèmes nous procédons en deux temps. En premier lieu nous intégrons les déplacements de l'arbre vasculaire au niveau local. Pour chaque élément concerné par un déplacement, nous simulons la déformation interne et en déduisons les forces qui s'appliquent aux nœuds de l'éléments considéré. En second lieu, nous répercutons à l'échelle globale du maillage l'ensemble des forces nodales générées par les éléments impliqués dans le calcul précédent. Les intensités de ces forces sont ensuite harmonisées de manière à reproduire le plus fidèlement possible le champ de déplacements imposé.

La technique de déformation proposée permet de régulariser le champ de déplacements et de réduire ainsi l'influence des *outlayers* pouvant y subsister à l'issue du recalage élastique. Nous avons validé notre méthode à l'aide de données tirées de la littérature qui nous ont permis de confronter nos calcul à la déformation réelle d'un fantôme, le Truth Cube, ainsi qu'aux résultats obtenus avec le logiciel Ansys lors de la simulation de la déformation de ce fantôme. La précision de notre technique s'est révélée comparable, voire légèrement supérieure, à celle de ce logiciel commercial de référence.

Afin de valider notre technique dans des conditions plus réalistes nous avons ensuite utilisé un modèle biomécanique afin de produire au sein d'un volume de données d'un patient un brain-shift engendrant un affaissement cortical d'une amplitude de 15 mm. Le neuronavigateur a alors estimé la déformation du cerveau en se basant sur une simulation d'acquisition US Doppler bruitée. Les résultats tirés de la série de tests, comprenant

différents niveaux et types de perturbations ajoutées artificiellement dans les images US, nous permettent de penser que notre système est robuste vis à vis du bruit spécifique à la modalité US Doppler.

Enfin, nous avons pu, grâce à la linéarité des équations mécaniques, et par le biais d'un pré-traitement basé sur les données pré-opératoire, aboutir à des temps de calcul per-opératoires extrêmement courts. Grâce à cette optimisation, les calculs de déformation peuvent être réalisés en moins de 5 secondes dès lors que le champ de déformations a été estimé par la procédure de recalage élastique.

La durée totale de l'estimation du brain-shift par notre neuronavigateur peut être décomposée comme suit :

- Acquisition d'un pseudo volume de 200 images échographiques : **60 sec**
- Segmentation des images US Doppler : $200 \times 0.015 = \mathbf{3 \text{ sec}}$
- Recalage élastique entre les deux configurations de l'arbre vasculaire : **2 sec**
- Calcul de la déformation globale du cerveau : **5 sec**

Hormis la phase d'acquisition, dont les performances, comme nous l'avons vu, peuvent être largement améliorées, l'ensemble des calculs requiert environ **10 secondes**, ce qui est largement acceptable dans le contexte d'un bloc opératoire.

Mise à jour des données pré-opératoires et validation de la déformation

Une fois la déformation calculée, la mise à jour des données pré-opératoires peut être faite. Nous avons présenté pour cela deux approches, une première, approximative et temps-réel et une deuxième exacte mais plus coûteuse en temps de calcul. La deuxième méthode peut cependant être optimisée mais nous n'avons pas pu en pousser l'implémentation jusqu'à ce stade.

Au cours des tests de validation nous avons fait appel à ces algorithmes pour comparer les volumes d'images déformés par le brain-shift simulé aux volumes mis à jour par le neuronavigateur. Nous avons alors constaté que la zone de similarité entre les deux jeux de données s'étend au-delà de la région où se concentrent les déplacements de l'arbre vasculaire, ce qui conforte notre espoir d'obtenir une reconstruction exacte de la déformation dans la zone d'intérêt balayée par le plan échographique, et sans doute au-delà.

Parmi les données pré-opératoires déformées par le modèle se trouve la configuration de référence de l'arbre vasculaire. C'est précisément cette structure qui rend possible la validation par le chirurgien de la simulation du brain-shift calculée par le système. La procédure que nous proposons pour cela consiste à replacer le transducteur sur le cerveau du patient et vérifier, au moyen de l'échographie Doppler, la correspondance entre les positions réelles des vaisseaux et celles estimées par le système à l'issue de la déformation de l'arbre vasculaire par le modèle biomécanique. Une exploration de la région d'intérêt permettrait ainsi au chirurgien d'évaluer la qualité de la reconstitution du brain-shift afin

de prendre la décision de suivre ou non les indications du planning opératoire mis à jour par le système.

Nous insistons, pour conclure, sur l'aspect important que constitue la réactivité de notre neuronavigateur. En effet entre la fin de l'acquisition échographique initiale et le début de l'acquisition de validation, il ne s'écoule que 10 secondes. Le brain-shift étant un phénomène dynamique, notre vitesse de calcul nous évite de fournir au chirurgien des résultats rendus obsolètes par une latence trop importante du système.

Perspectives

Ce travail, de par sa pluridisciplinarité, nous a inspiré de nombreuses pistes de recherche. Nous allons donner ici un bref aperçu des deux principales idées que nous allons nous attacher à développer dans le futur.

Prise en compte de la résection des tissus

La modélisation de la résection des tissus au cours de l'intervention fait partie des ambitions encore insatisfaites du projet. Elle est motivée par les observations de certains auteurs qui remarquent des écarts importants entre les modèles biomécaniques et les images per-opératoires du cerveau dès lors qu'une partie de la tumeur a été enlevée [Miga 01] [Ferrant 02]. La prise en compte du brain-shift survenant après l'ouverture de la dure-mère est essentielle en début d'intervention afin de réorienter le planning vers la nouvelle localisation de la cible, cependant, l'usage d'un neuronavigateur ne doit pas être limité à cette phase initiale. Notre objectif est de permettre au chirurgien d'estimer, tout au long de l'intervention, le volume de tumeur réséqué, de localiser les sites où une résection incomplète peut s'être produite et d'identifier les structures nobles qui doivent être préservées. Sans la prise en compte des résections, il est difficile de prolonger la durée de validité du modèle biomécanique au delà de la première incision du parenchyme.

Nous avons initialement adopté une stratégie simple permettant de simuler la résection des volumes atomiques de tissu définis par les éléments du maillage. L'élimination d'un élément se traduit alors par une altération ponctuelle de la matrice de raideur, laquelle se répercute sur la factorisation de Cholesky au moyen d'une mise à jour optimisée du facteur \mathbf{L} . Le nouveau système $\mathbf{LL}^T\mathbf{U} = \mathbf{F}$ est alors résolu afin que la déformation du modèle tienne compte de la nouvelle configuration du cerveau. Cette approche nous permet de simuler, avec des temps de calcul de l'ordre de quelques secondes, des résections localisées dans la région d'intérêt. Les temps de calcul sont optimisés grâce à une organisation de la matrice de raideur qui minimise l'impact de ses mises à jour sur le facteur de Cholesky (cf. § 3.2.3.2, p. 105).

Cette solution nous apparaît toutefois difficilement exploitable en conditions cliniques.

D'un point de vue théorique, tout d'abord, la résolution de la résection est limitée à la taille des éléments. Cet aspect pourrait être amélioré en faisant appel à la méthode *Extended Finite Element Method* (XFEM), issue de l'étude des ruptures en mécanique des matériaux, et qui permet de prendre en compte des modifications de topologie du maillage moyennant une reformulation locale des fonctions de forme et une extension du nombre de degrés de liberté [Vigneron 04]. Enfin d'un point de vue pratique, contrairement au domaine de la simulation où l'ensemble des actions de l'élève-chirurgien dans l'environnement virtuel est analysé en permanence via une interface haptique, il nous semble difficile de suivre les enchaînements d'interactions complexes entre le chirurgien et le cerveau du patient au cours d'une intervention afin d'en répercuter précisément les effets sur le modèle.

Nous proposons, pour identifier per-opératoirement l'étendue des tissus réséqués, de nous reposer une fois de plus sur l'imagerie échographique localisée. En effet des techniques d'analyse d'images US permettent d'identifier les 'ombres acoustiques' échographiques correspondant à une absence de matière traversée par les ondes [Hellier 08]. Ces méthodes pourraient nous permettre d'identifier le volume correspondant aux tissus enlevés. La difficulté est alors d'intégrer cette connaissance dans le modèle. En effet l'observation de la cavité est faite dans la configuration déformée du cerveau et il est de ce fait impossible de la transposer dans la configuration initiale en modifiant le maillage du modèle non-déformé. Nous pensons qu'il est possible de tenir compte de cette information précisément lors de la phase de mise en correspondance entre les configurations déformée et non-déformée de l'arbre vasculaire par le biais du recalage élastique. Cependant pour atteindre cet objectif il nous faut reformuler la procédure de recalage, ce qui constitue le deuxième axe de recherche envisagé décrit ci-après.

Intégration de paramètres biomécaniques lors de la phase de recalage élastique

Notre approche présente plusieurs faiblesses. Tout d'abord le cadre linéaire de modélisation est trop limité pour prendre en compte des déformations autres que les affaissements et rebonds corticaux. La résection des tissus entraîne des affaissements et des effondrements de cavités qui, de par la composante rotationnelle des déplacements associés, sont difficilement reproductibles par un modèle biomécanique linéaire. Ensuite la séparation entre la phase de recalage élastique, où sont élaborés les déplacements, et la phase de déformation biomécanique, où ces vecteurs sont confrontés à la 'souplesse' simulée du cerveau, nous apparaît, avec le recul, un peu artificielle.

Voici une première alternative au schéma séquentiel **recalage** → **déformation** développé dans ce travail. Nous envisageons de mettre en place une boucle collaborative entre les deux procédures de recalage et de déformation (cf. fig. 4.11), dont l'objectif est de converger, en partant des données bruitées issues du Doppler, vers un ensemble de déplacements 'épuré', par une alternance de recalages et déformations. A l'issue de chaque recalage, le filtre direct et inverse est appliqué au jeu de données, ce qui en élimine une partie des données. Il est possible de faire de même à l'issue du calcul de la déformation, en éliminant du champ de déplacements ceux qui ne sont pas reproduits par le modèle.

Les points Doppler participant à la définition de tels déplacements sont alors éliminés du jeu de données et une phase de recalage peut être menée de nouveau. Cette boucle est alors répétée tant qu'une inadéquation entre le comportement biomécanique et le champ de déplacements obtenu par recalage est observée et se traduit par une élimination de déplacements. Les temps de calcul des deux algorithmes rendent cette option envisageable mais malheureusement elle n'a pas pu être testée au moment de la rédaction de ce manuscrit. Et, en dépit de son bien fondé, il n'est pas impossible que cette procédure converge vers une solution triviale qui est un ensemble de déplacements vide.

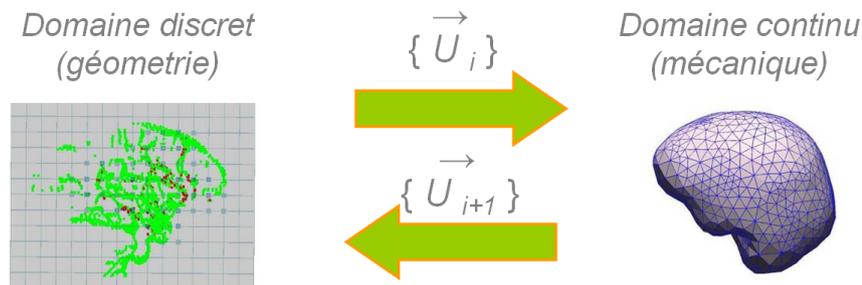


FIG. 4.11 – Boucle collaborative entre le modèle biomécanique et le recalage élastique. Les déplacements sont successivement filtrés par les deux déformations jusqu'à aboutir à un ensemble de vecteurs stable.

La seconde proposition d'amélioration de notre approche est plus ambitieuse puisqu'elle consiste à fusionner les deux phases de calcul en une, dite de 'recalage biomécanique'. Pour ce faire, nous proposons de ne plus générer les déplacements appliqués à l'ensemble de points source à partir de la déformation du solide virtuel mais plutôt de nous appuyer sur le modèle biomécanique du cerveau. La formulation de l'énergie de recalage doit alors tenir compte de l'énergie mécanique de déformation $E_{\text{mec}}(R)$ emmagasinée progressivement par les tissus au fur et à mesure que la déformation progresse. L'énergie élastique mise ainsi en compétition avec l'énergie de recalage $E_{\text{reg}}(R)$ permet de restreindre les déformations envisagées à un domaine mécaniquement acceptable, limitant ainsi l'influence du bruit issu de la modalité Doppler. Nous pouvons voir ce nouveau recalage comme un procédé minimisant une énergie 'mixte' exprimée par :

$$E_{\text{mix}}(R) = \alpha E_{\text{reg}}(R) + E_{\text{mec}}(R)$$

Il faut noter que la faille de cette formulation réside dans l'association d'un terme mécanique dont les unités sont les *Joules* et d'un terme géométrique exprimé en millimètres. Afin de mettre en œuvre proprement cette approche il nous faudra justifier du choix d'une valeur pour le facteur de conversion α . Le problème n'est pas aisé car la valeur de α est étroitement liée à la nature des données. En effet, si les données ne sont pas bruitées, alors le recalage idéal doit être atteint, peu importe le coût en énergie de déformation que cela implique. Si par contre, les données sont entachées d'erreur, alors la régularisation mécanique doit limiter la déformation du domaine. Parvenus à une formalisation propre

de ce problème, nous envisageons de modéliser la cavité de résection comme un *no-man's land* du modèle biomécanique sur lequel l'énergie élastique n'est pas intégrée, simulant ainsi l'absence de substance.

Cette idée devra sans doute être approfondie en vérifiant notamment si une cohabitation est possible entre forces de recalage issues de l'énergie géométrique E_{reg} et forces nodales dérivant de l'énergie élastique interne du solide déformé E_{mec} et, surtout, si cette prise en compte de la cavité n'engendre pas de minima locaux empêchant le modèle de converger vers sa configuration **déformée** et **réséquée**. Une implémentation à l'aide de méthodes de type *meshless* sera sans doute plus convenable du fait de la non-structuration du maillage qui permet un découpage plus simple du solide à l'interface avec la cavité. Cette évolution nous permettra par la même occasion de sortir du cadre linéaire des petits déplacements et tendre vers une représentation plus fidèle des mouvements tissulaire survenant aux abords de la résection.



Bibliographie

- [Alkire 02] B. Alkire. *Cholesky factorization of augmented positive definite matrices*. Internal report, RAND Corporation, December 2002.
- [Amestoy 96] P. R. Amestoy, T.A. Davis & I.S. Duff. *An Approximate Minimum Degree Ordering Algorithm*. SIAM Journal on Matrix Analysis and Applications, vol. 17, n° 4, pages 886–905, October 1996.
- [Arun 87] K. S. Arun, T. S. Huang & S. D. Blostein. *Least-squares fitting of two 3-D point sets*. IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell., vol. 9, n° 5, pages 698–700, 1987.
- [Audette 99] M.A. Audette, K. Siddiqi & T.M. Peters. *Level-set surface segmentation and fast cortical range image tracking for computing intrasurgical deformations*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 1999, pages 788–797, 1999.
- [Audette 00] M.A. Audette, F.P. Ferrie & T.M. Peters. *An algorithmic overview of surface registration techniques for medical imaging*. Medical Image Analysis, vol. 4, n° 3, pages 201–217, September 2000.
- [Barrett 94] R. Barrett, M. Berry, T. F. Chan, J. Demmel, J. Donato, J. Dongarra, V. Eijkhout, R. Pozo, C. Romine & H. Van der Vorst. *Templates for the solution of linear systems : Building blocks for iterative methods*, 2nd edition. SIAM, Philadelphia, PA, 1994.
- [Bathe 96] K.J. Bathe. *Finite element procedures*. Prentice-Hall, 1996.
- [Berar 04] M. Berar, M. Desvignes, G. Bailly & Y. Payan. *3D meshes registration : application to statistical skull model*. Lecture Notes in Computer Science, vol. 3212, pages 100–107, 2004.
- [Berkelman 03] P. Berkelman, P. Cinquin, E. Boidard, J. Troccaz, C. Letoublon & J.-M. Ayoubi. *Design, Control, and Testing of a Novel Compact Laparoscopic Endoscope Manipulator*. Journal of Systems and Control Engineering, vol. 217, n° 14, pages 329–341, 2003.
- [Besl 92] P. Besl & N. McKay. *A method for registration of 3D shapes*. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence

- (PAMI), vol. 14, n° 2, pages 239–256, February 1992.
- [Bonet 97] J. Bonet & R.D. Wood. *Nonlinear continuum mechanics for finite element analysis*. Cambridge University Press, 1997.
- [Bookstein 89] F.L. Bookstein. *Principal warps : thin-plate splines and the decomposition of deformations*. IEEE PAMI, vol. 11, n° 6, pages 567–585, 1989.
- [Brassow 78] F. Brassow & K. Baumann. *Volume of brain ventricles in man determined by computer tomography*. *Neuroradiology*, vol. 16, n° 1, pages 187–189, December 1978.
- [Bro-Nielsen 98] M. Bro-Nielsen. *Finite element modeling in surgery simulation*. *Proceedings of the IEEE*, vol. 86, n° 3, pages 490–503, March 1998.
- [Bucholz 97] R.D. Bucholz, D.D. Yeh, J. Trobaugh, L.L. McDurmont, C.D. Sturm, C. Baumann, J.M. Henderson, A. Levy & P. Kessman. *The correction of stereotactic inaccuracy caused by brain shift using an intraoperative ultrasound device*. Troccaz J, Grimson E, Mösges R (eds) : CVRMed-MRCAS'97 : First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality, and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, Grenoble, France, March 19-22, 1997, Springer-Verlag (Berlin), pages 459–466, March 1997.
- [Bucki 05] M. Bucki & Y. Payan. *Automatic finite elements mesh generation from planar contours of the brain : an image driven, 'blobby' approach*. *Biomechanics applied to Computer Assisted Surgery* (Y. Payan, ed). Research Signpost, pages 209–224, 2005.
- [Carr 96] J. Carr. *Surface reconstruction in 3D medical imaging*. Ph.D. thesis, University of Canterbury, Christchurch, New Zealand, 1996.
- [Castellano-Smith 01] A.D. Castellano-Smith, T. Hartkens, J. Schnabel, D.R. Hose, H. Liu, W.A. Hall, C.L. Truwit, D.J. Hawkes & D.L.G. Hill. *Constructing patient specific models for correcting intraoperative brain deformation*. *Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2001*, pages 1091–1098, 2001.
- [Castellano-Smith 02] A.D. Castellano-Smith, T. Hartkens, J. Schnabel, D.R. Hose, H. Liu, W.A. Hall, C.L. Truwit, D.J. Hawkes & D.L.G. Hill. *A registration based mesh construction technique for finite element models of brains*. *Progress in biomedical optics and imaging*, vol. 3, n° 1, pages 538–549, 2002.
- [Clatz 04] O. Clatz, P. Bondiau, H. Delingette, M. Sermesant, S. Warfield, G. Malandain & N. Ayache. *Brain tumor growth simulation*. INRIA, Research report 5187, 2004.

- [Clatz 05] O. Clatz, H. Delingette, I. F. Talos, A. J. Golby, R. Kikinis, F. A. Jolesz, N. Ayache & S. K. Warfield. *Robust non-rigid registration to capture brain shift from intra-operative MRI*. IEEE Trans. Med. Imaging, vol. 24, n° 11, pages 1417–1427, November 2005.
- [Comeau 00] R.M. Comeau, A.F. Sadikot, A. Fenster & T.M. Peters. *Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery*. Medical Physics, vol. 27, pages 787–800, 2000.
- [Cossey 05] A. Cossey & A. Spriggins. *The use of computer-assisted surgical navigation to prevent malalignment in unicompartmental knee arthroplasty*. The Journal of Arthroplasty, vol. 20, n° 1, pages 29–34, 2005.
- [Cotin 99] S. Cotin, H. Delingette & N. Ayache. *Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation*. IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, vol. 5, n° 1, pages 62–73, 1999.
- [Couteau 00] B. Couteau, Y. Payan & S. Lavallée. *The Mesh-Matching algorithm : an automatic 3D mesh generator for finite element structures*. Journal of Biomechanics, vol. 33, n° 8, pages 1005–1009, 2000.
- [Cuthill 69] E. Cuthill & J. McKee. *Reducing the bandwidth of sparse symmetric matrices*. Proc. 24th Nat. Conf. ACM, pages 157–172, 1969.
- [Davatzikos 01] C. Davatzikos, D. Shen, M. Ashraf & S.K. Kyriacou. *A framework for predictive modeling of anatomical deformation*. IEEE Trans. Med. Imag., vol. 20, n° 8, pages 836–843, 2001.
- [Descoteaux 04] M. Descoteaux. *A multi-scale geometric flow for segmenting vasculature in MRI : theory and validation*. Master's Thesis, School Of Computer Science, McGill University, 2004.
- [Detmer 96] P. R. Detmer, G. Bashein, T. Hodges, K. W. Beach, E.P. Filer, D. H. Burns & D. E. Strandness Jr. *3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking : in vitro calibration and validation*. US in Med. Biol., vol. 23, n° 4, pages 597–609, 1996.
- [Dumpuri 06] P. Dumpuri, R. C. Thompson, T. K. Sinha & M. I. Miga. *Automated brain shift correction using a pre-computed deformation atlas*. Progress in biomedical optics and imaging, vol. 7, n° 27, pages 6141–51, 2006.
- [Eckabert 03] O. Eckabert, T. Butz, A. Nabavi & J. Thirian. *Brain shift correction based on a boundary element biomechanical model with different material properties*. Proceedings of Medical Image Compu-

- ting and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2003, pages 41–49, 2003.
- [Enquobahrie 07] A. Enquobahrie, L. Ibanez, E. Bullit & S. Aylward. *Vessel enhancing diffusion filter*. The Insight Journal, 2007.
- [Ferrant 01a] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, F. A. Jolesz, R. Kikinis & S. K. Warfield. *Registration of 3-D intraoperative MR images of the brain using a finite-element biomechanical model*. IEEE Trans. Med. Imag., vol. 20, n° 12, pages 1384–1397, 2001.
- [Ferrant 01b] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, F. A. Jolesz, R. Kikinis & S. K. Warfield. *Registration of 3D interoperative MR images of the brain using a finite element biomechanical model*. IEEE Trans. Med. Imag., vol. 20, pages 1384–1397, 2001.
- [Ferrant 02] M. Ferrant, A. Nabavi, B. Macq, P.M. Black, F. A. Jolesz, R. Kikinis & S. K. Warfield. *Serial registration of intraoperative MR images of the brain*. Medical Image Analysis, vol. 6, pages 337–359, 2002.
- [Freitag 99] L. Freitag & X. Y. Li. *Optimization-based quadrilateral and hexahedral mesh untangling and smoothing techniques*. Tech. rep., Argonne National Lab., August 1999.
- [Frey 96] P.J. Frey, H. Borouchaki & P.L. George. *Delaunay tetrahedralization using an advancing front approach*. Proceedings of the 5th International Meshing Roundtable, pages 31–46, 1996.
- [Galdames 05] F.J. Galdames, C.A. Perez, P.A. Estvez & C.M. Held. *Segmentation of renal SPECT images based on deformable models*. Proceedings of SURGETICA'2005, Computer-Aided Medical Interventions : tools and applications (2005), pages 89–96, 2005.
- [Gobbi 03] D.G. Gobbi. *Brain deformation correction using interactive 3D ultrasound imaging*. PhD. Thesis, faculty of Medecine, dept. of Medical Biophysics, July 2003.
- [Gol'dshtein 92] Yu. B. Gol'dshtein. *Portrait of the inverse of a sparse matrix*. Cybernetics and Systems Analysis, vol. 28, n° 4, pages 514–519, July 1992.
- [Greenlee 00] R.T. Greenlee, T. Murray, S. Bolden & P.A. Wingo. *Cancer statistics*. CA-A Cancer Journal for Clinicians, vol. 50, pages 7–33, January 2000.
- [Hagemann 02] A. Hagemann, K. Rohr & H. S. Stiehl. *Coupling of fluid and elastic models for biomechanical simulations of brain deformations using fem*. Medical Image Analysis, vol. 6, pages 375–388, 2002.

- [Hamadeh 95] A. Hamadeh, S. Lavallée, R. Szeliski, P. Cinquin & O. Péria. *Anatomy-based registration for computer-integrated surgery*. Proceedings of the First International Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, pages 212–218, 1995.
- [Hartkens 03] T. Hartkens, D.L.G. Hill, A.D. Castellano-Smith, D.J. Hawkes, C.R. Maurer, A.J. Martin, W.A. Hall, H. Liu & C.L. Truwit. *Measurement and analysis of brain deformation during neurosurgery*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 22, n° 1, pages 82–92, 2003.
- [Hawkins 06] T. Hawkins, A. Wittek & K. Miller. *Comparison of constitutive models of brain tissue for non-rigid image registration*. Proceedings of 2nd Workshop on Computer Assisted Diagnosis and Surgery, Santiago, Chile, Centro de Modelamiento Matematico, Santiago de Chile, pages 1–4, 2006.
- [Hellier 08] P. Hellier, P. Coupe, P. Meyer, X. Morandi & D. L. Collins. *Acoustic shadows detection, application to accurate reconstruction of 3D intraoperative ultrasound*. 5th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging : From Nano to Macro, 2008. ISBI 2008, pages 1569–1572, May 2008.
- [Hill 98] D.L.G. Hill, C.R. Maurer, R.J. Maciunas, J.A. Barwise, J.M. Fitzpatrick & M.Y. Wang. *Measurement of intraoperative brain surface deformation under a craniotomy*. Neurosurgery, vol. 43, pages 514–528, 1998.
- [Horton 06] A. Horton, A. Wittek & K. Miller. *Towards meshless methods for surgical simulation*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2006, pages 34–43, 2006.
- [Horton 07] A. Horton, A. Wittek & K. Miller. *Subject-specific biomechanical simulation of brain indentation using a meshless method*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007, vol. 1, pages 541–548, 2007.
- [Hsu 92] W.H. Hsu, J.F. Hughes & H. Kaufman. *Direct manipulation of Free-Form deformations*. Computer Graphics, vol. 26, n° 2, pages 177–184, July 1992.
- [Hudson 06] B. Hudson, G. Miller & T. Phillips. *Sparse Voronoi refinement*. Proceedings, 15th International Meshing Roundtable, pages 339–356, September 2006.
- [Hughes 87] T.J.R. Hughes. *The finite element method : Linear static and dynamic finite element analysis*. Dover Publications, 1987.

- [INSERM 08] INSERM. *Estimation de l'incidence et de la mortalité par cancer en France de 1980 à 2005*. 2008.
- [Jodicke 98] A. Jodicke, W. Deinsberger, H. Erbe, A. Kriete & D.K. Boker. *Intraoperative three-dimensional ultrasonography : an approach to register brain shift using multidimensional image processing*. *Minim. Invasive Neurosurg.*, vol. 41, n° 1, pages 13–9, March 1998.
- [Kacher 00] D. Kacher, S. Maier, H. Mamata, Y. Mamata, A. Nabavi & F. Jolesz. *Motion robust imaging for continuous intraoperative MRI*. International Society for Magnetic Resonance in Medicine, 8th Scientific Meeting and Exhibition, Denver, page 1330, 2000.
- [Kardestuncer 87] H. Kardestuncer. *Finite element handbook*. McGraw-Hill, ISBN 0-07-033305-X, 1987.
- [Keles 03] G.E. Keles, K.R. Lamborn & M.S. Berger. *Coregistration accuracy and detection of brain shift using intraoperative sononavigation during resection of hemispheric tumors*. *Neurosurgery*, vol. 53, n° 3, pages 556–62, September 2003.
- [Kerdok 03] A. E. Kerdok, S. M. Cotin, M. P. Ottensmeyer, A. M. Galea, R. D. Howe & S. L. Dawson. *Truth Cube : establishing physical standards for real time soft tissue simulation*. *Medical Image Analysis*, vol. 7, pages 283–291, 2003.
- [Key 76] G. Key & A. Retzius. *Studien in der Anatomie des Nervensystems und des Bindegewebe*. Stockholm, Samson and Wallin, 1876.
- [Kirbas 04] C. Kirbas & F. Quek. *A review of vessel extraction techniques and algorithms*. *ACM Computing Surveys*, vol. 36, n° 2, pages 81–121, 2004.
- [Kyriacou 99] S. K. Kyriacou, C. Davatzikos, S. J. Zinreich & R. N. Bryan. *Non-linear elastic registration of brain images with tumor pathology using a biomechanical model*. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, vol. 18, n° 7, pages 580–592, 1999.
- [Lacroute 95] P. Lacroute. *Real-time volume rendering on shared memory multiprocessors using the shear-warp factorization*. *Proceedings of the IEEE Symposium on Parallel Rendering*, pages 15–22, 1995.
- [Lango 00] T. Lango. *Ultrasound guided surgery : Image processing and navigation*. Ph.D. thesis, Norwegian University of Science and Technology, 2000.
- [Lee 00] B.K.H. Lee, D. G. Gobbi & T. M. Peters. *Vascular tree extraction from MRA and power Doppler US image volumes*. *Proceedings of the 22nd Annual EMBS International Conference*, July 2000.

- [Lobos 07a] C. Lobos, M. Bucki, N. Hitschfeld & Y. Payan. *Mixed-element mesh for an intra-operative modelling of the brain tumor extraction*. Proceedings of the 16th International Meshing Roundtable, Seattle 14-17 October, pages 387–404, October 2007.
- [Lobos 07b] C. Lobos, M. Bucki, Y. Payan & N. Hitschfeld. *Techniques on Mesh Generation for the Brain-Shift Simulation*. Proceedings of the IV Latin American Congress on Biomedical Engineering - CLAIB, pages 642–645, September 2007.
- [Lobos 08] C. Lobos. *Techniques for the generation of 3D Finite Element Meshes of human organs*. PhD Thesis, Université Joseph Fourier, Universidad de Chile, December 2008.
- [Lorensen 87] WE. Lorensen & HE. Cline. *Marching cubes : a high resolution 3-D surface construction algorithm*. Proc. Computer Graphics SIGGRAPH'87, vol. 21, pages 163–169, 1987.
- [Louis 07] D.N. Louis, H. Ohgaki, O.D. Wiestler, W.K. Cavenee, P.C. Burger, A. Jouvét, B.W. Scheithauer & P. Kleihues. *The 2007 WHO Classification of Tumours of the Central Nervous System*. Acta neuropathol., vol. 114, pages 97–109, 2007.
- [Lunn 01] K.E. Lunn, A. Hartov, F.E. Kennedy, M.I. Miga, D.W. Roberts, L.A. Platenik & K.D. Paulsen. *3D Ultrasound as sparse data for intraoperative brain deformation model*. SPIE Medical Imaging 2001 : Image Processing, 2001.
- [Lunn 03] K.E. Lunn, K.D. Paulsen, D.W. Roberts, F.E. Kennedy, A. Hartov & J.D. West. *Displacement estimation with co-registered ultrasound for image guided neurosurgery : a quantitative in vivo porcine*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 22, n° 11, pages 1358–1368, 2003.
- [Martinoli 98] C. Martinoli, L. E. Derchi, G. Rizzatto & L. Solbiati. *Power Doppler sonography : general principles, clinical applications, and future prospects*. European Radiology, vol. 8, n° 7, pages 1224–1235, September 1998.
- [Mellor 95] J.P. Mellor. *Enhanced reality visualization in a surgical environment*. AI Lab report, Cambridge, Massachusetts Institute of Technology, page 102, 1995.
- [Metz 70] H. Metz, J. McElhaney & A. K. Ommaya. *A comparison of the elasticity of live, dead, and fixed brain tissue*. J. Biomech., vol. 3, n° 4, pages 453–458, 1970.
- [Miga 99] M. I. Miga, K. D. Paulsen, J. M. Lemery, S. D. Eisner, A. Hartov, F. E. Kennedy & D. W. Roberts. *Model-updated image guidance : initial clinical experiences with gravity-induced brain deformations*.

- IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 18, n° 10, pages 866–874, 1999.
- [Miga 00a] M. I. Miga, K. D. Paulsen, P. J. Hoopes, F. E. Kennedy, A. Hartow & D. W. Roberts. *In-vivo modelling of interstitial pressure in the brain under surgical load using finite elements*. J. Biomech. Eng., vol. 122, n° 4, pages 354–363, 2000.
- [Miga 00b] M. I. Miga, K. D. Paulsen, P. J. Hoopes, F. E. Kennedy, A. Hartow & D. W. Roberts. *In vivo quantification of a homogeneous brain deformation model for updating preoperative images during surgery*. IEEE Trans. Med. Imag., vol. 47, pages 266–273, February 2000.
- [Miga 01] M. I. Miga, D. W. Roberts, F. E. Kennedy, L. A. Platenik, A. Hartow, K. E. Lunn & K. D. Paulsen. *Modeling of retraction and resection for intraoperative updating of images*. Neurosurgery, vol. 49, n° 1, pages 75–84, 2001.
- [Miga 03] M.I. Miga, T.K. Sinha, D.M. Cash, R.L. Galloway & R.J. Weil. *Cortical surface registration for image-guided neurosurgery laser-range scanning*. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 22, n° 8, pages 973–985, 2003.
- [Miller 97] K. Miller & K. Chinzei. *Constitutive modelling of brain tissue ; experiment and theory*. Journal of Biomechanics, vol. 30, pages 1112–1115, 1997.
- [Miller 00] K. Miller, K. Chinzei, G. Orssengo & P. Bednarz. *Mechanical properties of brain tissue in vivo : experiment and computer simulation*. Journal of Biomechanics, vol. 33, pages 1369–1376, 2000.
- [Miller 02a] K. Miller. *Biomechanics of brain for computer integrated surgery*. Warsaw, Publishing House of Warsaw University of Technology, 2002.
- [Miller 02b] K. Miller & K. Chinzei. *Mechanical properties of brain tissue in tension*. Journal of Biomechanics, vol. 35, pages 483–490, 2002.
- [Miller 06] K. Miller, Z. Taylor & A. Wittek. *Mathematical models of brain deformation behaviour for computer-integrated neurosurgery*. Research Report of Intelligent Systems for Medicine Laboratory. Report ISML/01/2006., February 2006.
- [Miller 07] K. Miller, G. Joldes, D. Lance & A. Wittek. *Total Lagrangian explicit dynamics finite element algorithm for computing soft tissue deformation*. Communications in Numerical Methods in Engineering, vol. 23, pages 121–134, 2007.
- [Moigno 01] S. Le Moigno, C. Laplace, L. Martin, N. Engrand, A. Edouard, P.E. Leblanc & B. Vigué. *Intérêt du doppler transcrânien précoce*

- dans la prise en charge du patient traumatisé crânien grave.* Ann. Fr. Anesth. Réanim., vol. 20, pages 452–452, 2001.
- [Nabavi 01] A. Nabavi, P.M. Black, D.T. Gering, C.F. Westin, V. Mehta, R.S. Pergolizzi Jr., M. Ferrant, S.K. Warfield, N. Hata, R.B. Schwartz, W.M. Wells, R. Kikinis & F.A. Jolesz. *Serial intraoperative magnetic resonance imaging of brain shift.* Neurosurgery, vol. 48, n° 4, pages 787–97, April 2001.
- [Nathoo 05] N. Nathoo, M. C. Çavuşoğlu, M. A. Vogelbaum & G. H. Barnett. *In touch with robotics : neurosurgery for the future.* Neurosurgery, vol. 56, n° 3, pages 421–433, March 2005.
- [Nesme 05] M. Nesme, M. Marchal, E. Promayon, M. Chabanas, Y. Payan & F. Faure. *Physically realistic interactive simulation for biological soft tissues.* Recent Research Developments in Biomechanics, Transworld Research Network, vol. 2, pages 117–139, 2005.
- [Ney 90] D.R. Ney, E.K. Fishman & D. Magid. *Volumetric rendering of computed tomography data : principles and techniques.* IEEE Computer Graphics and Applications, vol. 10, n° 3, pages 24–32, March 1990.
- [Nimsky 00] C. Nimsky, O. Ganslandt, S. Cerny, P. Hastreiter, G. Greiner & R. Fahlbusch. *Quantification of, visualization of, and compensation for brain shift using intraoperative magnetic resonance imaging.* Neurosurgery, vol. 47, n° 5, pages 1070–9, November 2000.
- [Nuchter 07] A. Nuchter, K. Lingemann & J. Hertzberg. *Cached k-d tree search for ICP algorithms.* Sixth International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling, 3DIM'07, pages 419–426, August 2007.
- [Owens 07] J. D. Owens, D. Luebke, N. Govindaraju, M. Harris, J. Kruger, A. E. Lefohn & T. J. Purcell. *A survey of general-purpose computation on graphics hardware.* Computer Graphics Forum, vol. 26, n° 1, pages 80–113, 2007.
- [Pamidi 78] M. R. Pamidi & S. H. Advani. *Nonlinear constitutive relations for human brain tissue.* Trans. ASME, J. Biomech. Eng., vol. 100, pages 44–48, 1978.
- [Payan 05] Y. Payan, V. Luboz, M. Chabanas, P. Swider, C. Marecaux & F. Boutault. *Biomechanics applied to computer-aided diagnosis : examples of orbital and maxillofacial surgeries.* In Y. Payan editor, Biomechanics Applied to Computer Assisted Surgery. Research Signpost Publisher, pages 299–310, 2005.
- [Pennec 05] X. Pennec, A. Roche, P. Cathier & N. Ayache. *Non-rigid MR/US registration for tracking brain deformations.* R.S. Blum and Zh. Liu, editors, Multi-Sensor Image Fusion and Its Applications. Marcel Dekker Inc., 2005.

- [Perrier 02] J.-P. Perrier. *La chirurgie du ligament croisé antérieur - La chirurgie robotisée du LCA avec le système CASPAR*. Revue de Chirurgie Orthopédique et Réparatrice de l'Appareil Moteur, vol. 88, n° 5, pages 191–194, September 2002.
- [Picinbono 03] G. Picinbono, H. Delingette & N. Ayache. *Non-linear anisotropic elasticity for real-time surgery simulation*. Graphical Models, vol. 65, pages 305–321, 2003.
- [Plaskos 05] C. Plaskos, P. Cinquin, S. Lavalée & A.J. Hodgson. *Praxiteles : a miniature bone-mounted robot for minimal access total knee arthroplasty*. Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, vol. 1, n° 4, pages 67–79, December 2005.
- [Prager 98] R. W. Prager, R. N. Rohling, A. H. Gee & L. Berman. *Rapid calibration for 3-D freehand ultrasound*. US in Med. Biol., vol. 24, n° 6, pages 855–869, 1998.
- [Prange 02] M.T. Prange & S.S. Margulies. *Regional, directional, and age-dependent properties of the brain undergoing large deformation*. ASME Journal of Biomechanical Engineering, vol. 124, pages 244–252, 2002.
- [Press 93] W. Press, B. Flannery, S. Teukolsky & W. Vetterling. *Numerical recipes in c : The art of scientific computing*. Cambridge University Press, 1993.
- [Reinertsen 04] I. Reinertsen, M. Descoteaux, S. Drouin, K. Siddiqi & D.L. Collins. *Vessel driven correction of brain shift*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004, pages 208–216, 2004.
- [Reinertsen 07a] I. Reinertsen, M. Descoteaux, K. Siddiqi & D.L. Collins. *Validation of vessel-based registration for correction of brain shift*. Medical Image Analysis, vol. 11, pages 374–388, April 2007.
- [Reinertsen 07b] I. Reinertsen, M. Descoteaux, K. Siddiqi & D.L. Collins. *Validation of vessel-based registration for correction of brain shift*. Medical Image Analysis, vol. 11, n° 4, pages 374–388, August 2007.
- [Reinertsen 07c] I. Reinertsen, F. Lindseth, G. Unsqaard & D.L. Collins. *Clinical validation of vessel-based registration for correction of brain-shift*. Medical Image Analysis, vol. 11, n° 6, pages 673–684, December 2007.
- [Reinges 99] M.H. Reinges, H. Nguyen, U. Spetzger, T. Krings, T. Struffert, W. Küker, W. Reith, C. Zacharias & J. Gilsbach. *Assessment of preoperative brain shift by the frameless navigation system Easy-Guide Neuro : Preliminary results*. Spetzger U, Stiehl S, Gilsbach

- J (eds) : Navigated Brain Surgery. Aachen, Verlag Mainz., pages 27–33, 1999.
- [Reinges 04] M.H. Reinges, H.H. Nguyen, T. Krings, B.O. Hutter, V. Rohde & J.M. Gilsbach. *Course of brain shift during microsurgical resection of supratentorial cerebral lesions : limits of conventional neuronavigation*. Acta Neurochir. (Wien), vol. 146, n° 4, pages 369–77, April 2004.
- [Roberts 98] D.W. Roberts, A. Hartov, F.E. Kennedy, M.I. Miga & K.D. Paulsen. *Intraoperative brain shift and deformation : a quantitative analysis of cortical displacement in 28 cases*. Neurosurgery, vol. 43, n° 4, pages 749–58, October 1998.
- [Saito 94] T. Saito & J.I. Toriwaki. *New algorithms for Euclidean distance transformations of an n-dimensional digitized picture with applications*. Pattern Recognition, vol. 27, pages 1551–1565, 1994.
- [Scherrer 07] B. Scherrer, M. Dojat, F. Forbes & C. Garbay. *LOCUS : Local Cooperative Unified Segmentation of MRI Brain Scans*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007, pages 219–227, 2007.
- [Schiavone 08a] P. Schiavone, T. Boudou, E. Promayon, P. Perrier & Y. Payan. *A light sterilizable pipette device for the in vivo estimation of human soft tissues constitutive laws*. Proceedings of the 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, IEEE EMBS 2008, 2008.
- [Schiavone 08b] P. Schiavone, F. Chassat, T. Boudou, E. Promayon, F. Valdivia & Y. Payan. *In vivo measurement of human brain elasticity using a light aspiration device*. Accepted for publication on Medical Image Analysis, 2008.
- [Schneider 01] O. Schneider & J. Troccaz. *A six degree of freedom passive arm with dynamic constraints (PADyC) for cardiac surgery application : preliminary experiments*. Computer-Aided Surgery, special issue on medical robotics, vol. 6, n° 6, pages 340–51, 2001.
- [Scotti 05] G. Scotti. *Angio-MRI in the diagnosis of cerebrovascular diseases*. Abstract in proceedings of STAR - Training in Advances in Radiology, 2005.
- [Sherman 49] J. Sherman & W. J. Morrison. *Adjustment of an inverse matrix corresponding to changes in the elements of a given column or a given row of the original matrix*. Annals of Mathematical Statistics, vol. 20, page 621, 1949.
- [Shewchuk 94] J.R. Shewchuk. *An introduction to the conjugate gradient method without the agonizing pain*. Technical Report CMUCS-TR-94-125,

Carnegie Mellon University, August 1994.

- [Shewchuk 02] J.R. Shewchuk. *What is a good linear element? Interpolation, conditioning, and quality measures*. Eleventh International Meshing Roundtable (Ithaca, New York), pages 115–126, September 2002.
- [Sinkus 05] R. Sinkus, M. Tanter, T. Xydeas, S. Catheline, J. Bercoff & M. Fink. *Viscoelastic shear properties of in vivo breast lesions measured by MR elastography*. Magn. Reson. Imaging, vol. 23, pages 159–165, 2005.
- [Skrinjar 01] O. Skrinjar, C. Studholme, A. Nabavi & J. Duncan. *Steps toward a stereo-camera-guided biomechanical model for brain shift compensation*. 17th International Conference on Information Processing in Medical Imaging, IPMI'2001, 2001.
- [Sotereanos 06] N.G. Sotereanos, M. C. Miller, B. Smith, R. Hube, J. J. Sewecke & D. Wohlrab. *Using intraoperative pelvic landmarks for acetabular component placement in total hip arthroplasty*. The Journal of arthroplasty, vol. 21, n° 6, pages 832–840, 2006.
- [Soza 04] G. Soza, R. Grosso, C. Nimsky, G. Greiner & P. Hastreiter. *Estimating mechanical brain tissue properties with simulation and registration*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004, vol. 3217, pages 276–283, 2004.
- [Steinmeier 98] R. Steinmeier, R. Fahlbusch, O. Ganslandt, C. Nimsky, M. Buchfelder, M. Kaus, T. Heigl, G. Lenz, R. Kuth & W. Huk. *Intraoperative magnetic resonance imaging with the Magnetom Open scanner : concepts, neurosurgical indications and procedures - A preliminary report*. Neurosurgery, vol. 43, pages 739–748, 1998.
- [Suhm 98] N. Suhm, J. Adams, K. van Leyen, A. Lorenz & R. Bendl. *Limitations for three-dimensional ultrasound imaging through a bore-hole trepanation*. Ultrasound in Medicine and Biology, vol. 24, pages 663–671, 1998.
- [Sun 04] H. Sun, F.E. Kennedy, E.J. Carlson, A. Hartow, D.W. Roberts & K.D. Paulsen. *Modeling of brain tissue retraction using intraoperative data*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2004, pages 225–233, 2004.
- [Takizawa 94] H. Takizawa, K. Sugiura, M. Baba & J. D. Miller. *Analysis of intracerebral hematoma shapes by numerical computer simulation using the finite element method*. Neurologia Medico-Chirurgica, vol. 34, pages 65–69, 1994.

- [Taylor 07] Z. A. Taylor, M. Cheng & S. Ourselin. *Real-time nonlinear finite element analysis for surgical simulation using graphics processing units*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2007, vol. 10, n° 1, pages 701–708, 2007.
- [Trantakis 03] C. Trantakis, M. Tittgemeyer, J.P. Schneider, D. Lindner, D. Winkler, G. Strauss & J. Meixensberger. *Investigation of time-dependency of intracranial brain shift and its relation to the extent of tumor removal using intra-operative MRI*. Neurol. Res., vol. 25, n° 1, pages 9–12, January 2003.
- [Vigneron 04] L. M. Vigneron, J. G. Verly & S. K. Warfield. *On extended finite element method (XFEM) for modelling of organ deformations associated with surgical cuts*. Lecture Notes in Computer Science, vol. 3078, pages 134–143, 2004.
- [Vilchis 03] A. Vilchis, J. Troccaz, P. Cinquin, K. Masuda & F. Pellissier. *A new robot architecture for tele-echography*. IEEE Trans. On Robotics and Automation, Special issue on Medical Robotics, vol. 19, n° 5, pages 922–926, October 2003.
- [Vossiek 07] M. Vossiek, A. Urban, S. Max & P. Gulden. *Inverse synthetic aperture secondary radar concept for precise wireless positioning*. IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques, vol. 55, n° 11, pages 2447–2453, 2007.
- [Wakana 04] S. Wakana, H. Jiang, L.M. Nagae-Poetscher, P.C.M. van Zijl & S. Mori. *Fiber tract-based atlas of human white matter anatomy*. Radiology, vol. 230, n° 1, pages 77–87, January 2004.
- [Walsh 84] E.K. Walsh & A. Schettini. *Calculation of brain elastic parameters in vivo*. Am. J. Physiol., vol. 247, pages R637–R700, 1984.
- [Warfield 02] S.K. Warfield, F. Talos, A. Tei, A. Bharatha, A. Nabavi, M. Ferrant, P. McL. 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, vol. 5, pages 3–11, 2002.
- [Wirtz 97] C.R. Wirtz, V.M. Tronnier, M.M. Bonsanto, M. Knauth, A. Staubert & F.K. Albert. *Image-guided neurosurgery with intraoperative MRI : update of frameless stereotaxy and radicality control*. Stereotactic and Functional Neurosurgery, vol. 68, pages 39–43, 1997.
- [Wittek 05] A. Wittek, R. Kikinis, S. K. Warfield & K. Miller. *Brain shift computation using a fully nonlinear biomechanical model*. Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - MICCAI 2005, pages 583–590, 2005.

- [Wittek 08] A. Wittek, T. Hawkins & K. Miller. *On the unimportance of constitutive models in computing brain deformation for image-guided surgery*. Biomechanics and Modeling in Mechanobiology, 2008.
- [Yasuda 03] K. Yasuda, S. Nakajima, A. Wakayama, S. Oshino, S. Kubo & T. Yoshimine. *Intraoperative three-dimensional reconstruction of power Doppler vascular images*. Minimally invasive neurosurgery, vol. 46, n° 6, pages 323–326, December 2003.
- [Zienkiewicz 05] O. C. Zienkiewicz, R. L. Taylor & J.Z. Zhu. *The finite element method : its basis and fundamentals*. Elsevier, 2005.



Annexe A

Shape reconstruction from a set of planar contours

A.1 Reconstruction overview

To reconstruct the brain surface from a set of segmented contours, we propose to keep the idea of the FE mesh generation based upon an iso-surface introduced in [Ferrant 01b]. We first define a scalar field generated by a set of outlines of the organ segmented from the volume patient data. This scalar field has an analytical expression and the organ surface is an iso-surface within it.

Our method defines a scalar field generated by outlines in 3D (or segments in 2D) based mainly on angle measure. Combining the fields generated by multiple outlines (or segments) we can obtain surfaces (or curves) that respect the following constraints : - In 2D : all curves pass by the extremities of the segments. - In 3D : all surfaces pass by the outlines. - All curves and surfaces have a global tangent continuity. - The orientation of the curves or surfaces can be constrained at the vicinity of the segment extremities, in 2D, or along the outlines, in 3D.

These properties along with the blending capabilities of the scalar field allow reconstructing the organ surface while respecting its features (hemispheres and ventricles). The complex structure of the organ is modeled by significant contours segmented within the volume data-set, and arranged in parallel slices. The branching problem raised by the changing topology between two consecutive slices is solved using surface orientation in-

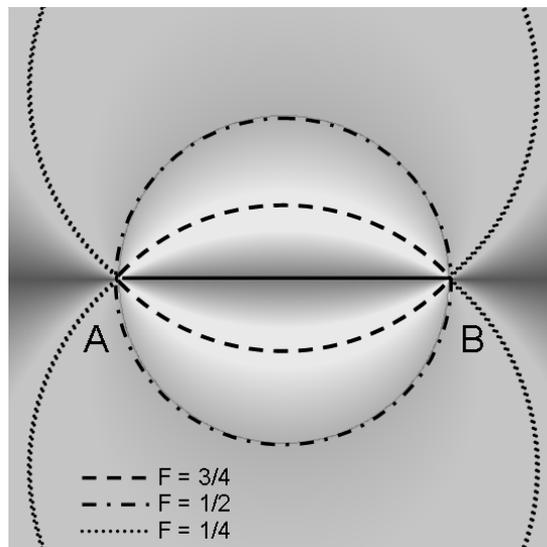


FIG. A.1 – Scalar 2D field and three specific iso-lines.

formation extracted from the volume data. Compared to a marching cubes approach [Lorenson 87], the outlines based reconstruction allows focusing on the relevant parts of the organ, defined by the contours, while marching cubes generate surface patches around unwanted or not organic structures.

A.2 2D shape reconstruction

A.2.1 Definition of the scalar field

Let's consider a linear segment $[A, B]$. We can define a 2D scalar field F as follows :

$$(1) \text{ Let } P \text{ be a point of the plane, } F(P) = \frac{\widehat{(\vec{PA}, \vec{PB})}}{\pi}$$

In this definition the angle is always taken positive, in the range $[0, \pi]$. The field F is well defined and continuous for any point of the plane, excepted in A and B . On any point on the opened segment $]A, B[$ its value is 1. On any point of the infinite line (A, B) outside the segment $[A, B]$ its value is 0. Outside the line (A, B) its value varies continuously within the range $]0, 1[$.

A " λ -iso-line" (or " λ -iso-surface") within the field F is defined as a set of points P of the plane (or space) such as $F(P) = \lambda$. λ is called the "threshold" of the iso-curve. Fig. A.1 shows an example of 2D field F along with 3 iso-lines corresponding to the thresholds $3/4$, $1/2$ and $1/4$.

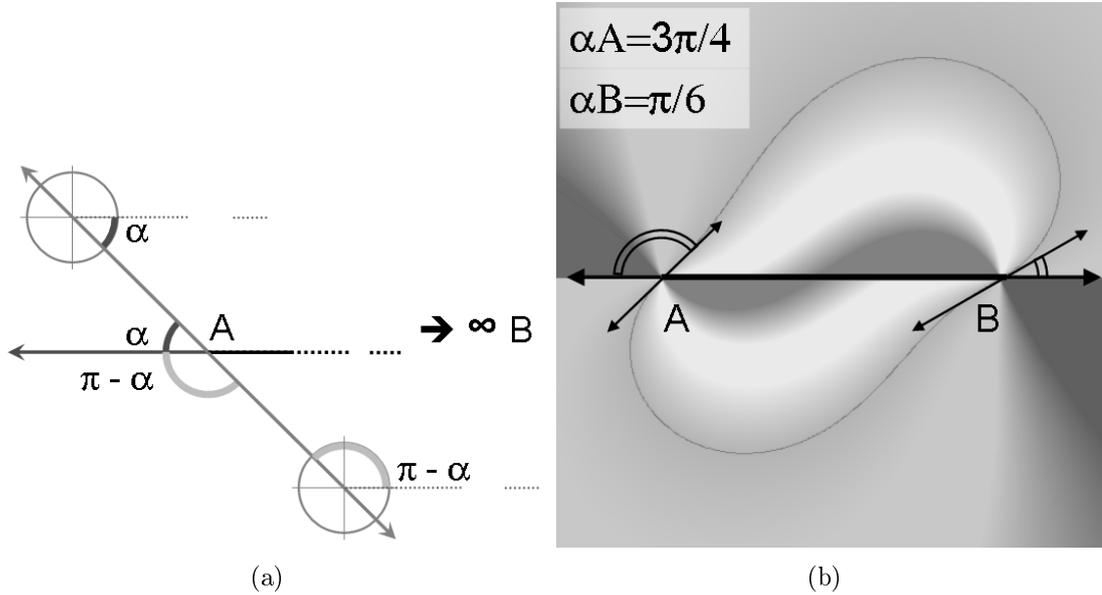


FIG. A.2 – (a) angle measures at the vicinity of A. (b) scalar field with orientation control in A and B.

The discontinuity of the field in A and B allows extending continuously each iso-line by adding the points A and B . Yet these extended iso-lines present a tangent discontinuity in A and B . This is solved by stitching together two iso-lines with different threshold values. In the case shown in fig. A.1, all λ -iso-lines on the side above the axis (A, B) match $(1 - \lambda)$ -iso-lines on the side below. Their union is a circle passing by A and B . In the rest of the text, " λ -iso-line" makes reference to such an extended and composite iso-line, with a λ threshold on the upper side of the segment and $1 - \lambda$ on the lower side.

The relation between the tangent to the λ -iso-line in A and the value of λ is depicted in fig. A.2-a. At the vicinity of A , point B is seen as infinitely distant. The angles defining the iso-line orientation are measured between each tangent (pointing towards each side of the segment $[A, B]$) and a horizontal vector pointing outwards the segment.

Let α be the angle formed in A between the upper tangent to the λ -iso-line and the horizontal vector. We have the following relation :

$$(2) \alpha = \lambda * \pi$$

On the lower side of the segment $[A, B]$, for the same tangent orientation, the measured angle is $\pi - \alpha$, corresponding to a threshold value of $1 - \lambda$.

It is easy to produce a scalar field, based on the one defined above, which allows us to control the orientation of a given iso-line at the vicinity of A and B . To achieve this we use "threshold varying" iso-lines, replacing the previous definition $\{P \mid F(P) = \lambda\}$ by $\{P \mid F(P) - \lambda(P) = 0\}$, which is equivalent to considering 0-iso-lines within the field

$F - \lambda$.

Let α_A be the tangent angle in A and α_B be the tangent angle in B . These two angles have corresponding threshold values $\lambda_A = \alpha_A/\pi$ and $\lambda_B = \alpha_B/\pi$. We assume that $A \neq B$. For any point M of the plane, let $d(P, M)$ be the euclidean distance between P and M . We define the new field as follows :

$$(3) F_{\lambda_A, \lambda_B}(P) = F(P) - \lambda(P)$$

Where F is the initial field as defined in (1) and λ is a threshold interpolation function defined as (4) :

- if P is on the upper side of $[A, B]$: $\lambda(P) = \frac{1}{d(P,A)+d(P,B)} (\lambda_A d(P, B) + \lambda_B d(P, A))$
- if P is on the lower side of $[A, B]$: $\lambda(P) = \frac{1}{d(P,A)+d(P,B)} ((1 - \lambda_A)d(P, B) + (1 - \lambda_B)d(P, A))$

We have $\lambda(A) = \lambda_A$, $\lambda(B) = \lambda_B$ and between the two points the value is continuously interpolated. The 0-iso-line within the field F_{λ_A, λ_B} has the following properties :

- The curve passes through both points A and B ;
- The tangents to the curve in points A and B form with the outgoing vector angles respectively α_A and α_B , measured on the upper side of the segment.

Fig. A.2-b shows an example of the new scalar field computed with tangent orientation angles α_A and α_B being $3\pi/4$ and, $\pi/6$ respectively, as well as the resulting 0-iso-line.

A.2.2 Combining fields generated by parallel segments

We now want to generate a 0-iso-line that links together a set of segments, organized in parallel levels, respecting the orientation constraints given at the segments tips. Each level is assumed to lie on a horizontal line and the segments of a given level do not overlap. The overall scalar field is obtained by ‘blending’ the field generated by the segments of the level immediately above the point with the field generated by the segments of the level immediately below it.

For $i = 1 \dots n$, let $S_i = [E_{2i-1}, E_{2i}]$ be the n segments on a given level. These n segments define a set of $2n$ extremities $\{E_i\}_{i=1 \dots 2n}$. For $i = 1 \dots n$, let $(\lambda_{2i-1}, \lambda_{2i})$ be the thresholds given by (2) for each tangent angle defining the local surface orientation at E_{2i-1} and E_{2i} . We have, thus, a set of $2n$ thresholds $\{\lambda_i\}_{i=1 \dots 2n}$. Let P be a point in the plane. The field generated by a given level is :

$$(5) F_{level}(P) = \sum_{i=1 \dots n} F_i(P) - \lambda(P)$$

Where F_i is the initial field associated with segment S_i , as defined in (1), and λ is a threshold interpolation function which is defined as :

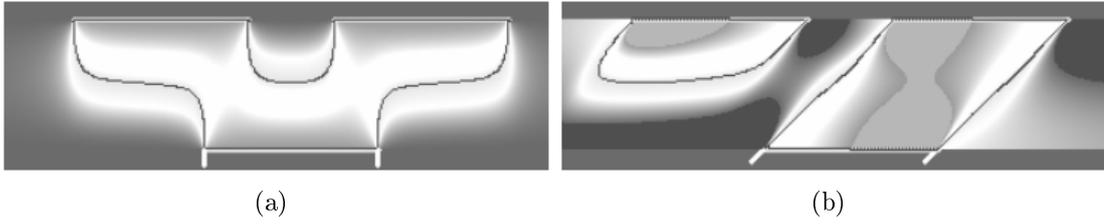


FIG. A.3 – Field orientation and branching. (a) Branching with vertical shape tangents. (b) Branching with 45° oblique shape tangents.

(6) If point P is on the upper side of the level :

$$\lambda(P) = \frac{\sum_{i=1}^{2n} \lambda_i \prod_{j \neq i} d(P, E_j)}{\sum_{i=1}^{2n} \prod_{j \neq i} d(P, E_j)}$$

If point P is on the lower side of the level :

$$\lambda(P) = \frac{\sum_{i=1}^{2n} (1 - \lambda_i) \prod_{j \neq i} d(P, E_j)}{\sum_{i=1}^{2n} \prod_{j \neq i} d(P, E_j)}$$

As in the 2D case, we have $\lambda(E_i) = \lambda_i$ and between the points the value is smoothly interpolated.

Once the field computed for each level surrounding a given point P , the interpolation between the levels can be done in the following way. Let $d(P, Up)$ be the distance between the point and the line supporting the segments of the upper level. Let $d(P, Low)$ be the distance between the point P and the lower level. Let $d(Up, Low)$ be the distance between the two levels. Let F_{low} and F_{up} be the field generated by each level. Let H be a continuous interpolation function defined on the interval $[0, 1]$ which values are in $[0, 1]$, such as $H(0) = 1$, $H(1) = 0$ and $H(t) + H(1 - t) = 1, \forall t \in [0, 1]$. The total field value is :

$$\begin{aligned} (7) \quad F_{tot}(P) &= H\left(\frac{d(P, Up)}{d(Up, Low)}\right) F_{up}(P) + H\left(1 - \frac{d(P, Up)}{d(Up, Low)}\right) F_{low}(P) \\ &= H\left(\frac{d(P, Up)}{d(Up, Low)}\right) F_{up}(P) + H\left(\frac{d(P, Low)}{d(Up, Low)}\right) F_{low}(P) \end{aligned}$$

Fig. A.3 shows an interpolated field for 3 segments (2 above and 1 below). In fig. A.3-a the field is generated with all tangents constrained to vertical. In A.3-b the tangents are

constrained to a 45° orientation toward the upper right corner. We can see the impact of this local orientation on the branching solution found by the algorithm. In A.3-a the ambiguous branching situation leads to an ‘all-connected’ solution whereas in A.3-b it is more likely to find a diagonal connection between the upper-right and the lower segment.

A.3 3D surface reconstruction

The extension of the method to the third dimension is quite straightforward :

- *Segment* becomes *outline* i.e. a planar, closed, finite polygonal or parametric curve that does not intersect itself ;
- *Segments on parallel levels* become *outlines on parallel slices* ;
- *Vector pointing away from the segment* (as seen in Fig. A.2) becomes *normal to the outline*, pointing toward the outside of the area defined by the closed curve, within the plane defined by the outline ;
- *Angle* becomes *solid angle*¹ ;
- *2D shape* becomes *3D surface*.

Let’s consider a planar region R enclosed by an outline and let $S_R(P)$ denote the solid angle of a region R as seen from P . We define the 3D scalar field F as follows :

$$(8) F(P) = S_R(P)/2\pi$$

This definition exhibits many similarities with the 2D field. 2π is half of the total unit sphere surface, just as π was half of the total circle perimeter. The field is well defined and continuous for any point in space except for points lying on the outline of the region. Points lying on the region plane, inside R , define a flat opened cone which intersects half of the unit sphere. The field value is then 1. Points lying on the region plane, outside R , define a flat closed cone whose solid angle measure is 0 and the field value is 0 as well. In the same way as for the 2D curves, the field discontinuity allows all the λ -iso-surfaces to be continuously extended by including the outline.

The λ parameter defines the tangent angle in the same way as in 2D and the tangent continuity problem is solved similarly by stitching together, on both sides of the R region plane, 2 iso-surfaces with complementary thresholds λ and $1 - \lambda$. The surface tangent orientation is depicted in fig. A.4-a. In point P , the outline normal vector $N1$ and the area plane normal $N2$ define a local ‘outline normal plane’ within which the surface tangent angle α is measured.

Similarly as in 2D, fields generated by parallel outlines can be combined using the equations (5) and (6) after only substituting the 2D field defined in (1) by its 3D expression (8). Furthermore, for any point between two consecutive and parallel slices, the resulting

¹The solid angle of a region seen from a point P is the area of the unit sphere surface intersected by the cone which summit is P and which base is the outline of the region.

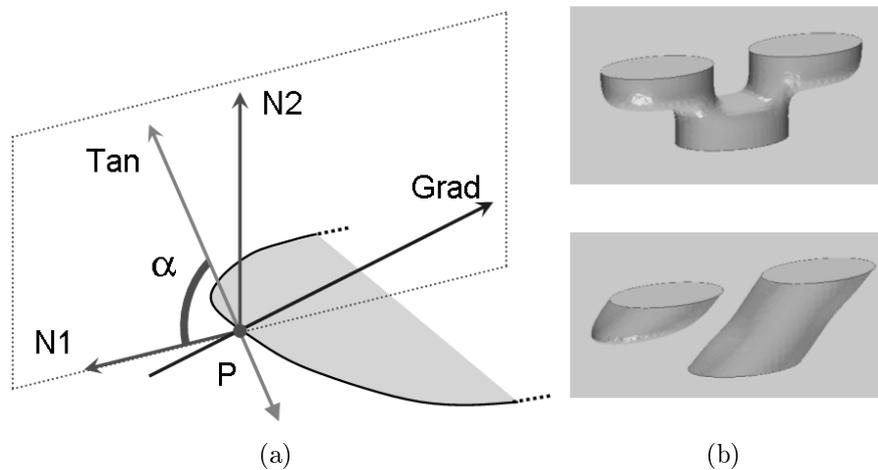


FIG. A.4 – (a) Local surface tangent orientation. (b) Oriented surface reconstruction

field is an interpolation of the fields generated by the immediate lower and upper outlines set. Equation (7) can be applied without any change.

In the context of neurosurgery, a pre-operative CT and/or MRI patient exam is available. From this exam parallel slices are extracted and organ segmentation yields contours within each slice. The organ surface local orientation can also be computed from the volume data. First the volumetric image gradient at point P is computed, yielding the vector $Grad$. We consider that the local organ tangent plane is the one containing point P and having $Grad$ as normal vector. The intersection line of this plane with the outline local normal plane is computed. The tangent vector is a unitary vector supported by this line as shown in fig. A.4-a. Once we have computed the angle α , we can associate at point P a λ value that defines the local surface orientation.

In practice, the outlines yielded by manual or automatic segmentation are not parametric curves but rather closed polygonal lines. They do not have a continuous derivate. At each polygon node, the segment before and the segment after form an angle that is not 180° . A correction has to be applied to the λ value in order to take into account the local outline inflexion which has an impact on the solid angle measured at the vicinity of the node. The corrected threshold is the solid angle at which the ‘polygonal corner’ is seen when converging toward the polygonal node at the given angle α , divided by 2π .

Fig. A.4-b shows an example of surface reconstruction from multiple outlines in a situation similar to the one illustrated in fig. A.3. Two surfaces are generated by the same three elliptical outlines, two on the upper level and one below. In the upper fig. A.4-b, all surface tangents are constrained to vertical, which creates an ambiguous branching situation resolved by a global connection between the 2 levels. In the lower fig. A.4-b, the tangents are those of the cylindrical surfaces passing through the outlines, oriented 45° toward the upper right corner. This orientation information is used to solve the branching problem : the right hand side cylinder is fully reconstructed between the levels while the

left hand side outline yields a partial tubular structure.

A.4 Conclusion

The proposed approach enables topology preserving surface reconstruction using local surface orientation extracted from the image volume to resolve ambiguous connectivity. A smooth surface mesh is obtained by Marching Cubes tessellation performed at specific iso-values within the 2D or 3D scalar field defined above. Depending on the M-C implementation, the resulting surface is likely to have poor triangles quality, and probably the number of faces can be reduced using a topology preserving decimation procedure. When considering parametric contours, a prior triangulation is required in order to compute the solid angle of a region as a sum of the solid angles of its triangles. For higher refinement levels of the tessellation, the field evaluation might become computationally intensive.

