

Projet EPIDAURE

Epidaure, Projet Images, Diagnostic, Automatique, Robotique

Sophia Antipolis

THÈME 3B

R *apport*
d'Activité

2000

Table des matières

1	Composition de l'équipe	4
2	Présentation et objectifs généraux	6
3	Fondements scientifiques	7
3.1	Introduction	7
3.2	Restauration	7
3.3	Segmentation	8
3.4	Recalage	10
3.5	Atlas, morphométrie et analyse statistique	11
3.6	Mouvement	12
3.7	Visualisation	12
3.8	Simulation de chirurgie	13
3.9	Robotique médicale	13
4	Domaines d'applications	13
4.1	De nouveaux outils pour le diagnostic	13
4.2	De nouveaux outils pour la thérapeutique	14
5	Logiciels	15
5.1	Bibliothèque EpidaureLib	15
5.2	Bibliothèque Edges3D	15
5.3	Bibliothèque libsimplex	16
5.4	Bibliothèque yav++	16
5.5	Bibliothèque sur les primitives probabilistes	17
6	Résultats nouveaux	17
6.1	Restauration et segmentation d'images	17
6.1.1	Correction du champ de biais dans les images IRM	17
6.1.2	Filtrage Adaptatif par Analyse Tensorielle	18
6.1.3	Changements automatiques de topologie	19
6.1.4	Extension des maillages simplexes pour la segmentation d'images 3D et 4D	19
6.1.5	Calcul du diamètre d'un ensemble de points en dimension quelconque	20
6.1.6	Segmentation du poumon dans des images scanner 3D	20
6.1.7	Visualisation du déplacement des viscères pelviens par analyse d'images	20
6.2	Recalage d'images	21
6.2.1	Recalage rigide d'images ultrasonores et IRM	21
6.2.2	Recalage multimodal inter-patients	22
6.2.3	Recalage monomodal inter-sujets d'images cérébrales	23
6.2.4	Recalage robuste utilisant des mesures de similarité locales	25
6.2.5	Mesures de similarités locales: calcul par convolution et application au recalage non rigide rapide	25

6.2.6	Énergies invariantes par inversion et symétrie du recalage non rigide. . .	26
6.2.7	Reconstruction 3D de sections optiques macroscopiques du cerveau humain	28
6.2.8	Mise en correspondance structurelle	29
6.2.9	Évaluation de la précision du recalage de courbes et surfaces en 3D - Application à l'implantologie dentaire assistée par ordinateur	29
6.2.10	Calibration des images SPECT HMPAO par le Xenon 133	30
6.3	Atlas, morphométrie et analyse statistique	30
6.3.1	Calculs de dissymétrie dans les images cérébrales	31
6.3.2	Approche statistique pour la segmentation d'images tridimensionnelles du foie	31
6.3.3	Analyse statistique d'images fonctionnelles	33
6.4	Analyse du mouvement et des déformations	34
6.4.1	Processus évolutifs dans des images tridimensionnelles	34
6.4.2	Suivi de déformations dans des séquences temporelles d'images ultrasonores 3D	35
6.4.3	Utilisation d'un modèle biomécanique du cœur pour calculer la fonction ventriculaire cardiaque à partir d'échocardiographies 4D.	37
6.5	Simulation	37
6.5.1	Réalité Augmentée en chirurgie hépatique	39
6.5.2	Simulation des tissus mous	40
6.5.3	Modélisation des vaisseaux et interaction	41
6.5.4	Simulation de Neurochirurgie	42
7	Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)	42
7.1	Dépôt de Brevets	42
7.2	Technologie Diffusion	42
7.3	Data Proxima	43
7.4	LEP	43
7.5	Realviz	43
7.6	INSERM-Medtronic	43
7.7	AREALL	44
8	Actions régionales, nationales et internationales	45
8.1	Actions régionales	45
8.1.1	ARC ICEMA	45
8.1.2	ACI Télémedecine et Technologies pour la Santé	45
8.1.3	Bourses de thèse régionales	45
8.2	Actions nationales	45
8.2.1	Action de développement IRMf	45
8.2.2	Action de Recherche Collaborative MC2	46
8.2.3	Conseil scientifique	46
8.2.4	Collaboration avec des hôpitaux nationaux	47
8.3	Actions européennes	48

8.3.1	Projet Européen ROBOSCOPE	48
8.3.2	Projet Européen QAMRIC	48
8.3.3	Projet Européen MAPAWAMO	49
8.3.4	Collaboration avec le MARIARC, Liverpool, Royaume Uni	50
8.3.5	Collaborations avec des hôpitaux européens	50
8.4	Accueils de chercheurs étrangers	50
9	Diffusion de résultats	51
9.1	Animation de la Communauté scientifique	51
9.1.1	Comités de rédaction de revues	51
9.1.2	Participation à l'organisation de conférences	51
9.1.3	Animation scientifique	51
9.2	Enseignement universitaire	52
9.3	Thèses et Stages	52
9.3.1	Thèses soutenues en 2000	52
9.3.2	Thèses en cours	53
9.3.3	Participation à des jurys	53
9.3.4	Stages effectués dans le projet	54
9.4	Participation à des colloques, séminaires, invitations	54
10	Bibliographie	55

1 Composition de l'équipe

Responsable scientifique

Nicholas Ayache [DR INRIA]

Responsable permanent

Grégoire Malandain [CR INRIA]

Assistante de projet

Françoise Pezé [SAR]

Personnel INRIA

Janet Bertot [Ingénieur de Recherche INRIA, mi-temps]

Hervé Delingette [CR INRIA]

Xavier Pennec [CR INRIA]

Ingénieur expert

Éric Bardinet [depuis mars 2000]

Ingénieur associé

Jean-Didier Lemaréchal [septembre 2000 à avril 2002]

Chercheur post-doctorant

Johan Montagnat [McGill University, Montréal, Québec - Canada, janvier à août 2000]

Professeur invité

Dirk Vandermeulen [Katholieke Universiteit, Leuven - Belgique, mai à octobre 2000]

Chercheurs doctorants

Pascal Cachier [bourse MESR]
Guillaume Flandin [bourse MESR depuis octobre 2000]
Clément Forest [bourse Polytechnique depuis octobre 1999]
Sébastien Granger [bourse CIFRE]
Stéphane Nicolau [bourse INRIA depuis octobre 2000]
Sébastien Ourselin [bourse INRIA]
Guillaume Picinbono [bourse MESR]
Sylvain Prima [bourse MESR]
David Rey [bourse INRIA]
Alexis Roche [bourse PACA-INRIA]
Maxime Sermesant [bourse MESR]
Jonathan Stoeckel [bourse ADER PACA depuis janvier 2000]

Stagiaires

Walid Ben Sassi [avril à juillet 2000]
Gérald Bianchi [avril à octobre 2000]
Yves Chau [Radiologue, CHU-Nice, mars à octobre 2000]
Guillaume Flandin [avril à septembre 2000]
Éric Guilhaure [Realviz, avril à octobre 2000]
Guillaume Marrelec [CHU Pitié Salpêtrière, Inserm, mai à septembre 2000]
Aline Myx [Chirurgien, CHU-Nice, mars à septembre 2000]
Nils Raynaud [avril à septembre 2000]
Oliver Tonet [avril à octobre 2000]
Koen Van Leemput [septembre 2000]

Collaborateurs extérieurs

Pierre-Yves Bondiau¹ [Radiothérapeute, Centre Antoine Lacassagne, Nice]

Michael Brady [University of Oxford, Royaume Uni]

Yves Chau [Radiologue, CHU-Nice, depuis novembre 2000]

Jacques Darcourt [Médecin de Médecine Nucléaire, Faculté de Médecine, Nice]

Sara Fernández-Vidal [université Nice Sophia-Antipolis]

Frédéric Hor [Neurochirurgien, Hôpital des Armées, Paris]

Octave Migneco² [Médecin de Médecine Nucléaire, Centre Antoine Lacassagne, Nice]

Aline Myx [Chirurgien, CHU-Nice, depuis novembre 2000]

Neil Roberts [MARIARC, Liverpool, Royaume Uni]

Jean-Marie Rocchisani [Médecin de Médecine Nucléaire, Hôpital Avicenne, Bobigny]

Luc Soler [IRCAD, Strasbourg]

Jean-Philippe Thirion [Health Center Internet Services Inc., Sophia-Antipolis]

2 Présentation et objectifs généraux

L'objectif du projet est le développement d'outils nouveaux en imagerie et robotique médicales.

Les images étudiées sont des images médicales anatomiques ou fonctionnelles : imagerie radiologique conventionnelle, imagerie scanner-X (tomodensitomètre à rayons X), Imagerie par Résonance Magnétique (IRM anatomique, angiographique, fonctionnelle...), imagerie isotopique ou de médecine nucléaire (tomographie par émission mono-photonique (SPECT), tomographie par émission de positron (PET)), imagerie ultrasonore ou échographique, imagerie histologique, imagerie vidéo monoculaire ou stéréoscopique, etc.

Les principales applications visées sont :

1. l'aide au diagnostic,
2. la simulation de chirurgie (qui peut impliquer la réalité virtuelle et la robotique),
3. le guidage thérapeutique par l'image (planification, contrôle, suivi), qui peut impliquer la réalité augmentée et la robotique.

1. Également doctorant au sein du projet.

2. Également doctorant au sein du projet.

Les outils développés dans le projet peuvent trouver d'autres applications, en particulier en neurosciences (images fonctionnelles du cerveau), en pharmacologie (efficacité de médicaments à partir d'images médicales), en biologie (images 3D de microscopie confocale), en géologie (images sismiques 3D du sous-sol), en archéologie et paléontologie (images scanner de fossiles), et en contrôle industriel (images scanner d'objets manufacturés).

3 Fondements scientifiques

3.1 Introduction

Il est pratique de regrouper un certain nombre de problèmes canoniques en analyse des images médicales dans les classes suivantes : restauration, segmentation, recalage, morphométrie, statistiques, mouvement, visualisation, simulation et robotique médicale. On présente dans cette section une introduction à chacun de ces problèmes.

Le lecteur néophyte dans le domaine de l'imagerie médicale sera intéressé par une présentation des techniques d'acquisition des principales modalités d'imagerie médicale [AWSH95,Web88]. Pour les applications, on peut acquérir une bonne vision de l'état de l'art à partir du livre *Computer Integrated Surgery* [TLBM95], de l'article de N. Ayache [Aya98] et de la synthèse récente de [25]. Les revues scientifiques *Medical Image Analysis* [Med], *Transactions on Medical Imaging* [TMI], et *Computer Assisted Surgery* [CAS] sont également de bonnes sources de références.

3.2 Restauration

La restauration d'images consiste à recréer une image améliorée, dans laquelle on a supprimé certains défauts liés au processus physique d'acquisition. Deux exemples classiques de restauration d'images sont la correction du biais et la réduction du bruit.

Les images IRM sont souvent corrompues par un *biais multiplicatif* qu'il convient de supprimer pour que des tissus anatomiques similaires présentent une intensité constante (par exemple pour que la matière blanche conserve une intensité unique en tout point du cerveau). Il existe des méthodes permettant de corriger le biais de l'image, tout en réalisant une classification des points de l'image selon le milieu auquel ils appartiennent (voir aussi le paragraphe 3.3).

-
- [AWSH95] R. ACHARYA, R. WASSERMAN, J. STEVENS, C. HINOJOSA, «Biomedical Imaging modalities: a tutorial», *Computerized Medical Imaging and Graphics* 19, 1, 1995, p. 3–25.
- [Web88] S. WEBB (éditeur), *The physics of medical imaging*, Institute of Physics Publishing, 1988.
- [TLBM95] R. TAYLOR, S. LAVALLÉE, G. BURDEA, R. MOESGES (éditeurs), *Computer Integrated Surgery*, MIT Press, 1995.
- [Aya98] N. AYACHE, «L'analyse automatique des images médicales, état de l'art et perspectives», *Annales de l'Institut Pasteur* 9, 1, avril-juin 1998, p. 13–21, Numéro spécial sur les progrès récents de l'imagerie médicale.
- [Med] «Medical Image Analysis», Oxford University Press, éditeurs : N. Ayache et J. Duncan, <http://www.elsevier.nl/locate/medima>.
- [TMI] «Transactions on Medical Imaging», IEEE, éditeurs : W. Vannier et M.A. Viergever, http://www.ieee.org/pub_preview/mi_toc.html.
- [CAS] «Computer Aided Surgery Journal», Wiley.

Il existe de très nombreuses méthodes pour réduire le bruit lié à l'acquisition des images. Les techniques de filtrage linéaire appliquent des filtres passe-bas qui tout en réduisant le bruit dans l'image tendent à lisser les contours, ce qui rend l'image floue. Par contre, les techniques de *diffusion anisotrope* sont très efficaces pour lisser l'image tout en préservant les discontinuités importantes, et produisent des résultats remarquables.

3.3 Segmentation

La segmentation consiste à extraire des points, des lignes ou des régions, qui sont ensuite utilisés comme des données dans une tâche complémentaire comme le recalage, la mesure, l'analyse du mouvement, la visualisation, etc. Une introduction sur ce sujet a été publiée dans [ACC⁺95]. Il n'y a pas de solution générale au problème de la segmentation, mais plutôt un ensemble d'outils mathématiques et algorithmiques que l'on peut combiner ensemble pour résoudre des problèmes spécifiques. Des références récentes sur la segmentation d'images cérébrales combinant information a priori (provenant d'un atlas) et correction du biais sont [VLMVS99b,VLMVS99a,Pri01].

Seuillage Le seuillage est l'opération de segmentation la plus simple. Elle consiste à extraire des régions dont l'intensité lumineuse est supérieure à un seuil fixé. Les frontières de telles régions peuvent ainsi être définies par une fonction implicite, et s'appellent alors des isosurfaces (ou surfaces d'iso-intensité). Elles peuvent être approximées avec une précision plus fine que la matrice originale de l'image par un ensemble de facettes polygonales, avec l'algorithme des « Marching Cubes » introduit par Lorensen et Cline [LC87].

Modèles déformables Ce sont des courbes ou des surfaces qui évoluent dans un espace 2-D ou 3-D pour délimiter au mieux une structure anatomique ou pathologique. L'évolution du modèle est guidée par l'optimisation simultanée de deux critères. Le premier mesure la régularité géométrique du modèle, en s'appuyant par exemple sur le calcul de sa courbure locale. Le second mesure une propriété de l'intensité lumineuse aux points de l'image traversés par le modèle déformable, par exemple la norme du gradient de l'intensité lumineuse pour favoriser l'attraction du modèle vers des points de fort contraste. Ces méthodes sont très efficaces lorsque l'utilisateur peut initialiser le modèle de manière approximative autour d'une

-
- [ACC⁺95] N. AYACHE, P. CINQUIN, I. COHEN, L. COHEN, F. LEITNER, O. MONGA, « Segmentation of complex 3D medical objects: a challenge and a requirement for computer assisted surgery planning and performing », *in: Computer Integrated Surgery*, R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, et R. Moesges (éditeurs), MIT Press, 1995, p. 59–74.
- [VLMVS99b] K. VAN LEEMPUT, F. MAES, D. VANDERMEULEN, P. SUETENS, « Automated model-based tissue classification of MR images of the brain », *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18, 10, October 1999, p. 897–908.
- [VLMVS99a] K. VAN LEEMPUT, F. MAES, D. VANDERMEULEN, P. SUETENS, « Automated model-based bias field correction of MR images of the brain », *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18, 10, October 1999, p. 885–896.
- [Pri01] S. PRIMA, *Analyse statistique en traitement d'images médicales*, thèse de doctorat, Université Paris XI, Orsay, 2001, à paraître.
- [LC87] W. E. LORENSEN, H. E. CLINE, « Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Reconstruction Algorithm », *Computer Graphics* 21, 4, juillet 1987.

région d'intérêt. Le modèle déformable évolue alors depuis cette solution initiale grossière, pour délimiter avec précision et de manière automatique la frontière de la région recherchée. Cette approche est généralement beaucoup plus robuste que le simple seuillage de l'intensité lumineuse. Ces modèles sont également très populaires dans l'analyse des séquences temporelles d'images : en effet, la solution à un instant donné sert d'initialisation dans l'image acquise à l'instant suivant. Sur l'utilisation des modèles déformables en analyse d'images médicales, un excellent état de l'art a été proposé par McInerney et Terzopoulos [MT96].

Analyse multiéchelle Il s'agit de construire et d'appliquer une théorie qui permette d'effectuer une analyse de l'image à des résolutions variables. Un excellent cours sur le sujet a été écrit par B.M. Ter Haar Romeny [Rom96]. L'analyse multiéchelle s'avère particulièrement utile lorsque l'on cherche par exemple à extraire des vaisseaux ou d'autres structures anatomiques indépendamment de leur taille. L'analyse multiéchelle a également des liens étroits avec la diffusion anisotrope, présentée précédemment. On peut se reporter à la thèse de Krissian sur ces sujets [18].

Morphologie mathématique et topologie discrète La morphologie mathématique propose une théorie et des opérateurs que l'on peut appliquer localement dans les images pour extraire et modifier des formes [Ser82]. La topologie discrète permet de caractériser et de modifier topologiquement des variétés, localement ou globalement [KR89]. Grâce aux opérateurs dérivés de ces deux domaines, on peut introduire des connaissances a priori sur la forme ou/et la topologie d'objets à segmenter (réseaux vasculaires [27], cortex, sillons corticaux [Fer96]).

Opérateurs différentiels On peut utiliser des opérateurs différentiels dans les images 3-D pour caractériser des points, des lignes, ou des surfaces singulières. Par exemple, les contours peuvent être définis comme le lieu des points où la norme du gradient de l'intensité lumineuse est localement maximale dans la direction du gradient. Les surfaces ainsi définies correspondent qualitativement aux points de fort contraste d'intensité, et peuvent aider à délimiter certaines structures anatomiques ou pathologiques.

Des opérateurs différentiels plus complexes permettent de calculer localement des lignes de crêtes sur des surfaces d'iso-intensité. Les lignes de crêtes sont des extrémalités de la courbure principale maximale, et correspondent intuitivement aux endroits où la surface est la plus courbée. Les lignes de crêtes peuvent être définies de manière implicite à l'intersection de deux

-
- [MT96] T. MCINERNEY, D. TERZOPOULOS, «Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey», *Medical Image Analysis* 1, 2, 1996, p. 91–108.
- [Rom96] B. T. H. ROMENY, «Introduction to Scale-Space Theory: Multiscale Geometric Image Analysis», *rapport de recherche n° ICU-96-21*, Université d'Utrecht, septembre 1996, <http://www.cv.ruu.nl/Conferences/ScaleSpace97.html>.
- [Ser82] J. SERRA, *Image analysis and mathematical morphology*, 1, Academic Press, 1982.
- [KR89] T. KONG, A. ROSENFELD, «Digital topology: introduction and survey», *Computer Vision, Graphics, and Image Processing* 48, 1989, p. 357–393.
- [Fer96] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, *Squelettes et outils de topologie discrète : application à l'imagerie médicale 3D*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, septembre 1996.

isosurfaces et extraites par l'algorithme des «Marching Lines» très efficacement, ainsi que l'ont montré Thirion et Gourdon [TG96].

On peut raffiner l'analyse en ne conservant sur ces lignes que les points extrémaux, qui correspondent à une seconde extrémalité différentielle. Comme ces lignes et ces points sont invariants par rotation et translation, ils peuvent être utilisés pour des tâches de recalage rigide [AS99].

3.4 Recalage

Le recalage est un problème commun à de nombreuses tâches d'analyse des images médicales, par exemple pour comparer des images acquises sur un même patient à des instants différents ou bien avec des modalités différentes. Il peut s'agir dans ce cas de recalage rigide ou non-rigide. Le recalage est également nécessaire lorsque l'on souhaite comparer des images de patients différents. Il s'agit alors toujours de recalage non-rigide. On trouvera un bon état de l'art dans [TLBM95,MV98] et dans la thèse d'Alexis Roche [Roc01].

Le *recalage rigide* consiste à rechercher une rotation et une translation (6 paramètres en tout) permettant de superposer au mieux l'une des images à recaler (appelée le modèle) sur la seconde (appelée la scène). La difficulté du problème est différente selon que l'on s'intéresse à des images provenant de la même modalité (recalage monomodal) ou bien de modalités différentes (recalage multimodal). Certaines méthodes de recalage rigide monomodal s'appuient sur les lignes de crêtes ou les points extrémaux décrits précédemment et obtenus lors d'une étape préalable de segmentation. Ces méthodes ne sont généralement pas utilisables dans le cas du recalage multimodal. Dans ce cas, d'autres approches utilisent la minimisation d'un critère de distance ou de corrélation statistique entre les images. Récemment, plusieurs auteurs ont montré que l'information mutuelle était un critère puissant pour recaler des images multimodales sans segmentation préalable.

Le *recalage non-rigide* est un problème plus difficile, puisque le nombre de paramètres recherchés peut être beaucoup plus important que dans le cas du recalage rigide. On peut ainsi passer de 6 paramètres pour les transformations rigides à 12 pour les transformations affines les plus générales, et davantage encore pour les transformations polynomiales d'ordre supérieur. Certaines approches s'appuient sur l'extraction d'invariants géométriques pour la classe des transformations géométriques choisie. D'autres méthodes recherchent un champ de déformation dense (dit "free-form") en n'imposant qu'une contrainte de régularité. Ces approches s'appuient

-
- [TG96] J.-P. THIRION, A. GOURDON, «The 3D Marching Lines Algorithm», *Graphical Models and Image Processing* 58, 6, novembre 1996, p. 503–509.
- [AS99] N. AYACHE, G. SUBSOL, «Le cerveau en quatre dimensions», *La Recherche*, 320, mai 1999, p. 46–49, <http://www.larecherche.fr/arch/99/05>.
- [TLBM95] R. TAYLOR, S. LAVALLÉE, G. BURDEA, R. MOESGES (éditeurs), *Computer Integrated Surgery*, MIT Press, 1995.
- [MV98] J. B. A. MAINTZ, M. A. VIERGEVER, «A survey of medical image registration», *MedIA* 2, 1, 1998, p. 1–36.
- [Roc01] A. ROCHE, *Recalage d'images multimodales utilisant des critères statistiques*, thèse de doctorat, Université de Nice Sophia-Antipolis, 2001, à paraître.

directement sur les intensités des points de l'image [CRM⁺95,Thi96,BNG96].

Enfin, le recalage peut être recherché entre une image volumique et une image projective 2-D, par exemple pour superposer une angiographie pré-opératoire 3-D par résonance magnétique avec une angiographie per-opératoire 2-D par rayons X, ou pour d'autres applications en réalité virtuelle ou en réalité augmentée [Fel95].

3.5 Atlas, morphométrie et analyse statistique

La morphométrie consiste à étudier quantitativement la géométrie des formes, et en particulier le calcul de formes moyennes et de variations autour de ces formes.

La définition de statistiques sur des formes requiert un formalisme adapté, car celles-ci s'appliquent généralement sur des variétés différentielles qui ne sont pas des espaces vectoriels (par exemple les droites, les plans, les repères, les points orientés, les rotations spatiales, etc). Le lecteur intéressé pourra se reporter aux excellents ouvrages de Small [Sma96] et Dryden [DM98] qui présentent de manière unifiée des travaux précurseurs de Kendall et Bookstein. Il pourra également se référer au travail de Pennec [Pen96a] pour des prolongements importants en trois dimensions. Les applications concernent le calcul d'atlas anatomiques probabilistes et la comparaison d'images entre patients.

Dans d'autres types de problèmes, il ne s'agit plus d'analyser la forme, mais directement les intensités des images. C'est par exemple le cas pour l'exploitation des images fonctionnelles où l'intensité de chaque voxel fournit un niveau d'activation du cerveau à un moment donné pour une certaine tâche. L'analyse statistique consiste alors à extraire d'un ensemble d'expériences similaires sur une population de sujets les voxels où l'activation est statistiquement significative. Dans ce but, un outil statistique efficace de comparaison d'images est indispensable. Nous avons dans un premier temps choisi d'étudier de façon approfondie le logiciel standard actuel (SPM³ [FHW⁺95]) et la méthode qu'il implémente. Notre objectif est de nous appuyer sur cette étude pour produire un outil correspondant davantage à nos problèmes.

3. Statistical Parametric Mapping.

- [CRM⁺95] G. E. CHRISTENSEN, R. D. RABBITT, M. I. MILLER, S. C. JOSHI, U. GRENANDER, T. A. COOGAN, D. C. VAN ESSEN, « Topological Properties of Smooth Anatomic Maps », *in: Information Processing on Medical Imaging*, Y. Bizais, C. Barillot, R. Di Paola (éditeurs), *Computational Imaging and Vision*, Kluwer Academic Publishers, p. 101-112, juin 1995, http://cis.wustl.edu/wu_publications/c/christenseng10.html.
- [Thi96] J.-P. THIRION, « Non-Rigid Matching using Demons », *in: Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'96*, San Francisco, California USA, juin 1996.
- [BNG96] M. BRO-NIELSEN, C. GRAMKOW, « Fast Fluid Registration of Medical Images », *in: Visualization in Biomedical Computing VBC'96*, K. Höhne, R. Kikinis (éditeurs), *Lec. Notes in Computer Science, 1131*, Springer, p. 267-276, Hamburg, Germany, septembre 1996.
- [Fel95] J. FELDMAR, *Recalage rigide, non-rigide et projectif d'images médicales tridimensionnelles*, thèse de doctorat, École Polytechnique, décembre 1995.
- [Sma96] S. SMALL, *The statistical theory of shape*, Springer, 1996.
- [DM98] I. L. DRYDEN, K. V. MARDIA, *Statistical Shape Analysis*, Wiley, 1998.
- [Pen96a] X. PENNEC, *L'incertitude dans les Problèmes de Reconnaissance et de Recalage - Applications en Imagerie Médicale et Biologie Moléculaire*, thèse de doctorat, École Polytechnique, Palaiseau (France), décembre 1996.
- [FHW⁺95] K. FRISTON, A. HOLMES, K. WORLSEY, J. POLINE, R. FRITH, CD. FRAKOWIAK, « Statistical

3.6 Mouvement

L'analyse du mouvement dans des séquences d'images dynamiques est un sujet difficile, car les données sont en 4 dimensions (3 dimensions spatiales, une dimension temporelle).

L'analyse d'images peut fournir un champ vectoriel décrivant le déplacement de chaque point entre deux images successives. On peut également rechercher une représentation plus globale du mouvement, en utilisant un modèle dynamique décrit par un petit nombre de paramètres quantitatifs.

Pour retrouver un déplacement entre deux images successives, on peut utiliser les modèles déformables cités dans la partie segmentation, ou bien des méthodes qui s'appuient sur des attributs différentiels calculés dans les images, comme les contours, ou les points de forte courbure.

Certaines images bénéficient d'un marquage physique de lignes et de points : c'est le cas de l'IRM marquée ou *tagged MRI*, dans laquelle on magnétise de manière différente certains tissus selon un motif géométrique régulier (typiquement une grille spatiale). Cette grille est visible dans la première image, et on peut suivre sa déformation dans les images suivantes. Dans le cas de l'IRM à contraste de phase, c'est une estimation locale de la vitesse de déplacement qui est fournie en chaque point et à chaque instant.

D'une manière un peu plus générale, on peut étudier le mouvement apparent entre deux images d'un même patient acquises à des instants différents : pour cela, on aligne les images avec un algorithme de recalage rigide, puis on calcule le champ des déplacements apparents grâce à un algorithme de recalage non-rigide fondé sur les intensités, comme par exemple [Thi98]. Il est ensuite possible d'utiliser des opérateurs différentiels sur ce champ (par exemple le jacobien) afin de détecter et de quantifier les évolutions temporelles.

3.7 Visualisation

Historiquement, la visualisation des images volumiques a été le sujet de recherche le plus actif dans le domaine du traitement informatique des images médicales 3-D. Gabor Herman a publié un état de l'art sur le sujet [Her93], que l'on peut compléter par une revue des principaux algorithmes et systèmes de visualisation publié par Stytz et al [SFF91]. En général, la visualisation requiert une étape préliminaire de segmentation, bien que des techniques plus récentes permettent de s'en affranchir [HPP⁺00].

-
- Parametric Maps in Functional Imaging : A General Linear Approach», *Human Brain Mapping* 2, 1995, p. 189–210.
- [Thi98] J. P. THIRION, « Image matching as a diffusion process: an analogy with Maxwell's demons », *Medical Image Analysis* 2, 3, 1998, p. 243–260, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-2547.html>.
- [Her93] G. HERMAN, « 3-D Display: a survey from theory to applications », *Computerized Medical Imaging and Graphics* 17, 4, 1993, p. 231–242.
- [SFF91] M. STYTZ, G. FRIEDER, O. FRIEDER, « Three-Dimensional Medical Imaging: Algorithms and Computer Systems », *ACM Computing Surveys* 23, 4, 1991.
- [HPP⁺00] K. HOEHNE, B. PFLESSER, A. POMMERT, M. RIEMER, R. SCHUBERT, T. SCHIEMANN, U. TIEDE, U. SCHUMACHER, « A Realistic Model of the Inner Organs from the Visible Human Data », in: *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, p. 776–785, Pittsburgh, Pennsylvanie USA, Octobre 11-14 2000.

3.8 Simulation de chirurgie

La recherche dans ce domaine s'applique à définir des modèles géométriques et biomécaniques des organes et des tissus mous pour simuler en temps réel leur déformation, découpe ou suture. Les contraintes du temps réel impliquent la synthèse des images à la cadence de 24 Hz, et le calcul des forces appliquées en retour sur les instruments chirurgicaux à la cadence de plusieurs centaines de Hertz (typiquement 300 Hz).

Beaucoup de travaux s'appuient sur des modèles de type masses-ressorts, car ils permettent une mise en œuvre relativement simple, et des temps de calcul raisonnables. Les éléments finis permettent de modéliser plus finement les propriétés biomécaniques des tissus mous. Ils sont moins couramment utilisés, car leur mise en œuvre est plus complexe, et leur utilisation plus coûteuse en temps de calcul. On pourra se reporter à l'article de H. Delingette ^[Del98] et à la thèse de G. Picinbono ^[Pic01] pour un état de l'art.

3.9 Robotique médicale

Passer de la simulation à la réalisation concrète avec un robot d'une intervention chirurgicale ou d'une radiothérapie, est un domaine de recherche très actif. Pour une première excursion dans ce domaine, les lecteurs intéressés peuvent consulter ^[TLBM95].

4 Domaines d'applications

4.1 De nouveaux outils pour le diagnostic

L'analyse automatique des images médicales peut offrir un ensemble de nouveaux outils d'aide au diagnostic. Parmi ceux-ci, on peut citer :

1. L'extraction de paramètres quantitatifs objectifs sur les formes et leur texture : ceci doit pouvoir être appliqué à n'importe quelle structure anatomique ou pathologique en trois dimensions.
2. La détection de changements entre deux images : on doit offrir au médecin une détection automatique et une mesure quantitative de tous les changements apparus entre deux images acquises avec la même modalité sur le même patient à deux instants différents. Ceci peut servir à établir un diagnostic plus précoce, mais aussi à évaluer l'efficacité d'un traitement thérapeutique.
3. La fusion d'informations provenant de plusieurs modalités : on doit pouvoir combiner les informations complémentaires sur un même patient provenant de modalités d'imagerie différentes, en les superposant dans un référentiel commun.

[Del98] H. DELINGETTE, «Towards Realistic Soft Tissue Modeling in Medical Simulation», *Proceedings of the IEEE : Special Issue on Surgery Simulation*, avril 1998, p. 512–523.

[Pic01] G. PICINBONO, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*, thèse de doctorat, Université de Nice Sophia-Antipolis, 2001, à paraître.

[TLBM95] R. TAYLOR, S. LAVALLÉE, G. BURDEA, R. MOESGES (éditeurs), *Computer Integrated Surgery*, MIT Press, 1995.

4. La comparaison des images de deux patients différents : il faut concevoir des outils permettant de confronter les images provenant d'une même modalité, mais correspondant à des patients différents. Ces outils doivent permettre de comparer la nature et la gravité de pathologies similaires, ou bien d'extraire des images présentant certaines similitudes dans une base de données d'images.
5. La construction d'atlas anatomiques et fonctionnels « probabilistes » : la comparaison automatique d'images de patients différents doit permettre de construire des représentations statistiques des formes et des intensités dans les images. Ces atlas peuvent servir à interpréter précisément la localisation de structures dans n'importe quelle image médicale, ainsi qu'à détecter et mesurer quantitativement toute variation anormale.
6. La mesure du mouvement d'organes dynamiques et d'articulations à partir d'une séquence temporelle d'images 3-D : dans ce cas, les données sont en quatre dimensions (4-D : trois dimensions spatiales et une dimension temporelle). L'extraction de mesures quantitatives de mouvement est une tâche quasiment impossible à réaliser sans un traitement informatique.
7. La visualisation volumique et dynamique des images : l'analyse qualitative des images 3-D et 4-D par le médecin doit bénéficier de nouveaux modes de visualisation : par exemple la présentation de manière réaliste des positions spatiales relatives de plusieurs structures anatomiques ou pathologiques, ou la visualisation dynamique 3-D des organes ou des articulations en mouvement. Il faut pouvoir simuler la plupart des examens endoscopiques à partir d'images tridimensionnelles.

4.2 De nouveaux outils pour la thérapeutique

Lorsque le diagnostic est établi, les images médicales peuvent encore jouer un rôle important pour la simulation, le contrôle et la validation de la thérapeutique, dans des domaines aussi variés que la radiothérapie, la chirurgie traditionnelle, la vidéo-chirurgie, la radiologie interventionnelle, la chimiothérapie, etc.

8. Simulation : on peut utiliser les informations géométriques et fonctionnelles fournies par les images médicales 3-D pour construire le modèle d'un *patient virtuel*. Un tel modèle doit permettre de simuler un ou plusieurs protocoles thérapeutiques, afin d'en évaluer précisément les effets.

Le modèle peut être construit à partir des images d'un sujet standard et servir à l'enseignement et à l'entraînement de certains gestes thérapeutiques (par exemple en chirurgie endoscopique). Le modèle peut être affiné à loisir pour modéliser des pathologies rares ou des gestes complexes.

Pour la pratique médicale courante, le modèle peut être adapté à l'anatomie d'un patient spécifique grâce à ses images médicales. Ceci doit permettre d'expérimenter et d'évaluer à l'avance la meilleure thérapeutique possible pour ce patient. On peut ainsi imaginer que les simulateurs médicaux deviennent à terme aussi populaires pour les chirurgiens que les simulateurs de vol pour les pilotes d'avions.

9. Contrôle : pendant une intervention chirurgicale, les images médicales du patient peuvent aider à contrôler l'intervention. En effet, des techniques de réalité augmentée doivent permettre de superposer sur le patient lui-même, ou bien sur son image vidéo, des structures anatomiques ou pathologiques provenant d'images acquises avant (pré-opératoires) ou pendant l'intervention (per-opératoires). Ceci doit permettre de confirmer la localisation d'un geste médical (par exemple une incision ou l'insertion d'une vis ou prothèse) avant que ce geste ne soit effectivement réalisé.

On peut également concevoir la superposition sur l'image du patient du mouvement d'instruments virtuels préparé pendant la phase de simulation, et leur comparaison en temps-réel avec les gestes du chirurgien. Mieux encore, on peut imaginer la réalisation de certains de ces gestes par un robot médical, et asservir celui-ci à l'aide d'images per-opératoires.

10. Validation : finalement, les outils de comparaison d'images conçus pour l'aide au diagnostic doivent également permettre de comparer les images acquises avant et après une thérapie, afin d'évaluer de manière quantitative ses effets.

5 Logiciels

5.1 Bibliothèque EpidaureLib

Participants : Grégoire Malandain [correspondant], Janet Bertot, Jean-Philippe Thirion, Nicholas Ayache.

Mots clés : traitement d'image volumique.

Cette bibliothèque regroupe, d'une part, un certain nombre d'outils de base de traitement des images 3D (filtrage, morphologie mathématique, etc), et, d'autre part, quelques outils dédiés à une application spécifique (recalage d'image, etc).

Elle est utilisée au sein du projet, peut être mise à disposition de partenaires universitaires privilégiés et est commercialisée par la société Focus Imaging.

5.2 Bibliothèque Edges3D

Participant : Grégoire Malandain [correspondant].

Mots clés : traitement d'image volumique, détection de contours, filtrage récursif, seuillage par hystérésis.

Cette bibliothèque regroupe des outils de filtrage récursifs développés au sein de l'équipe Epidaure ou du projet Robotvis^[Der92] pour la détection de contours dans des images 2D ou 3D^[MDMC91]. Elle comporte également un outil de seuillage par hystérésis. Cette librairie est disponible par ftp anonyme.

[Der92] R. DERICHE, « Recursively Implementing The Gaussian and Its Derivatives », *in : Proceedings of the 2nd International Conference On Image Processing*, p. 263–267, Singapour, septembre 1992.

[MDMC91] O. MONGA, R. DERICHE, G. MALANDAIN, J.-P. COCQUEREZ, « Recursive filtering and edge

5.3 Bibliothèque libsimplex

Participants : Hervé Delingette [correspondant], Johan Montagnat, Grégoire Malandain.

Mots clés : maillages simplexes, simulation, images volumiques, retour d'effort.

Cette bibliothèque écrite en C, regroupe les outils de reconstruction tridimensionnelle et de segmentation d'images volumiques fondés sur les maillages simplexes. Cette bibliothèque permet de déformer une surface, quelle que soit sa topologie, afin d'approximer et d'extrapoler les données issues d'un nuage de points ou d'une image volumique médicale. Elle a été mise à disposition de partenaires universitaires privilégiés et d'industriels.

5.4 Bibliothèque yav++

Participants : Johan Montagnat, Hervé Delingette [correspondant], Clément Forest, Guillaume Picinbono, Oliver Tonet, Maxime Sermesant, Alexandre Guimond, Sébastien Granger, Grégoire Malandain.

Mots clés : maillages simplexes, simulation, images volumiques, retour d'effort.

La bibliothèque "yav++", intégralement écrite en C++, offre un ensemble d'outils pour la visualisation et la manipulation d'images et de modèles déformables. Grâce à une interface avec le langage Tcl/TK et la bibliothèque graphique OpenGL, il est possible d'accéder à la plupart des fonctionnalités de cette bibliothèque sous la forme de scripts Tcl ce qui permet de rapidement construire des prototypes d'applications. Afin de faciliter le développement en commun de cette bibliothèque, elle est conçue de manière modulaire et hiérarchique. Les modules logiciels les plus importants sont :

- **Image 3D** : permet le traitement bas-niveau des images volumiques (filtrage et morphologie mathématique). Un module de visualisation 3D a également été ajouté permettant le rendu volumique de ces images.
- **Image 4D** : permet de gérer et de visualiser une séquence temporelle d'images volumiques et de maillages simplexes.
- **Contour** : permet la manipulation de contours déformables 2D et 3D.
- **Maillages Simplexes** : permet de déformer un maillage simplexe à l'intérieur d'images 3D et 4D.
- **Triangulation et Tétraédrisation** : permet de visualiser et de déformer des surfaces triangulées ainsi que des volumes décrits par des tétraèdres.
- **Retour d'effort** : permet d'interagir avec des systèmes à retour d'effort tels que le «Phantom» et le «Laparoscopic Impulse Engine».

- **Simulation** : permet de gérer un simulateur de chirurgie

5.5 Bibliothèque sur les primitives probabilistes

Participant : Xavier Pennec [correspondant].

La bibliothèque PFL (pour *Probabilistic Feature Library*) permet la manipulation rigoureuse de primitives géométriques incertaines. Elle implémente la théorie de l'incertitude sur les variétés différentielles homogènes et les groupes de Lie. Elle est divisée en trois sous-bibliothèques.

La bibliothèque *LibPFLinalg* regroupe les opérations relatives à l'algèbre linéaire (vecteurs, matrices, matrices symétriques), une implémentation efficace du filtre de Kalman et diverses fonctions statistiques. Sur cette base, la bibliothèque *LibPFBasic* rassemble les opérations de bas niveau relatives aux rotations et transformations rigides tridimensionnelles, et aux primitives géométriques implémentées (repères, repères semi et non orientés, points). Enfin, la bibliothèque *LibPFRegister* implémente les opérations de haut niveau pour le recalage à partir de primitives géométriques incertaines, en particulier le calcul de l'incertitude sur la transformation rigide estimée et une méthode de validation statistique de cette incertitude.

6 Résultats nouveaux

Résumé : *Les recherches actuelles portent sur :*

- *la restauration et la segmentation d'images médicales et le calcul de paramètres quantitatifs utiles au diagnostic,*
- *le recalage rigide ou déformable d'images monomodales (évolution temporelle ou spatiale, comparaison interpatients) ou multimodales (complémentarité des sources d'imagerie),*
- *l'analyse statistique des images et des formes (morphométrie),*
- *l'analyse des déformations et du mouvement,*
- *la simulation d'opérations chirurgicales.*

6.1 Restauration et segmentation d'images

Mots clés : santé, modèle déformable, segmentation, recalage, géométrie, topologie, image 3D et 4D, modèle déformable, segmentation, diffusion anisotrope, analyse multiéchelle.

6.1.1 Correction du champ de biais dans les images IRM.

Participants : Sylvain Prima, Nicholas Ayache.

Nous nous sommes intéressés à la correction du champ de biais dans les images par résonance magnétique du cerveau [66]. Diverses imperfections de l'aimant et des perturbations

locales du champ magnétique dues à des interactions avec le sujet provoquent systématiquement des variations lentes de l'intensité dans un même tissu selon sa position géométrique dans le volume de l'image, qui peuvent aller jusqu'à 30 % de la valeur réelle des niveaux de gris. Si ces variations ont généralement peu d'impact sur l'interprétation visuelle des images, elles perturbent en revanche la plupart des algorithmes classiquement utilisés en imagerie médicale, notamment de segmentation et de recalage, et les analyses quantitatives qui en découlent.

L'approche générale consiste à modéliser le processus d'imagerie qui transforme l'intensité "réelle" de chaque voxel de l'image, relatant ses caractéristiques physiques, en l'intensité "observée", qui en est une version dégradée, à la fois par les phénomènes de champ de biais et un bruit aléatoire systématique, dû au processus d'acquisition.

À partir de ce modèle très général, nous avons proposé 3 simplifications qui permettent de ramener le problème à l'estimation d'un faible nombre de paramètres. Nous avons conçu 3 algorithmes permettant de résoudre le problème ainsi posé, *via* une estimation par maximum de vraisemblance, réalisée à l'aide d'un algorithme EM (Expectation-Maximization). Ces travaux sont publiés dans la thèse de Sylvain Prima ^[Pri01] et dans un rapport de recherche [66] soumis à une revue.

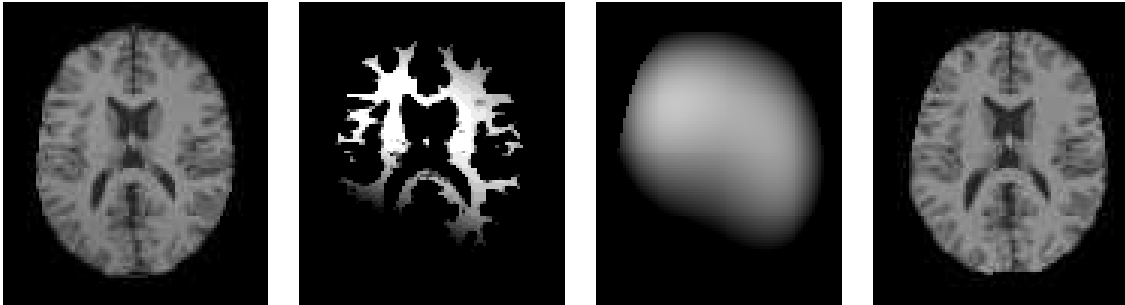


FIG. 1 – *Exemple de correction du champ de biais. De gauche à droite : image IRM axiale ; image obtenue en "jouant" sur les niveaux de gris de l'image originale, qui fait apparaître des variations d'intensité importantes dans un même tissu selon sa position dans le volume 3D ; champ de biais calculé ; image IRM corrigée en intensité.*

6.1.2 Filtrage Adaptatif par Analyse Tensorielle

Participants : Guillaume Flandin, Grégoire Malandain.

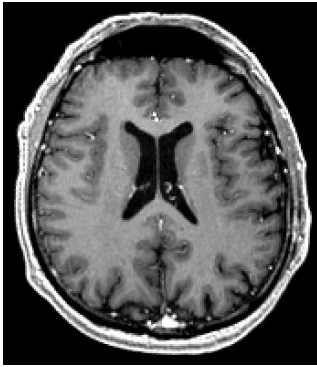
L'algorithme étudié au cours de ce stage est un algorithme de filtrage permettant de préserver les contours des images, voire de les rehausser tout en lissant les régions bruitées. Il s'agit donc d'un filtre adaptatif et anisotrope.

Pour s'adapter localement à l'image, le filtrage est guidé par l'information contenue dans un tenseur décrivant la structure locale de l'image. L'estimation de ce tenseur en chaque point

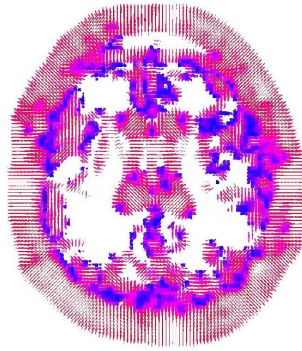
[Pri01] S. PRIMA, *Analyse statistique en traitement d'images médicales*, thèse de doctorat, Université Paris XI, Orsay, 2001, à paraître.

de l'image est effectuée grâce à une base de filtres en quadrature. Le filtrage proprement dit de l'image est lui effectué par un ensemble de filtres passe-hauts directifs déterminés à l'avance. Le tenseur de structure est alors utilisé pour pondérer les sorties de chacun des filtres.

Cet algorithme de filtrage adaptatif a été implémenté en 2 et 3 dimensions, permettant le traitement d'images médicales tridimensionnelles [72].



Coupe axiale d'IRM



Champ de tenseurs correspondant

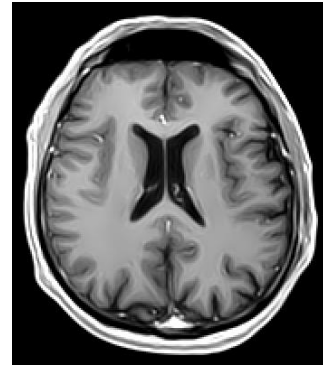


Image filtrée

6.1.3 Changements automatiques de topologie

Participants : Hervé Delingette, Johan Montagnat.

Nous avons développé un algorithme rapide de changement de topologie des modèles discrets [39, 60]. Une implantation dans le cas des contours déformables a été réalisée. Des opérations topologiques simples permettent la fusion ou la séparation de différentes composantes connexes. Un algorithme basé sur la discrétisation de l'espace sur une grille régulière permet de détecter les intersections entre différentes composantes et de réaliser automatiquement les opérations de changement de topologie. Une heuristique est utilisée pour garantir un échantillonnage régulier du contour au long de la déformation.

Nous avons comparé cet algorithme à la méthode des ensembles de niveaux (*level-sets*) sur des résultats synthétiques et réalistes. Il présente l'avantage d'autoriser une interaction avec l'utilisateur. Une généralisation de cette approche aux surfaces (maillages simplexes) est en cours de développement.

6.1.4 Extension des maillages simplexes pour la segmentation d'images 3D et 4D

Participants : Johan Montagnat, Hervé Delingette.

Dans des travaux antérieurs, nous avons développé un processus robuste de segmentation basé sur l'utilisation de modèles déformables. Cette année, nous avons étendu les modèles déformables simplexes pour permettre la segmentation de nouvelles modalités comme les images échographiques et des séquences temporelles d'images

Nous avons étendu le formalisme des maillages simplexes pour le traitement de séquences temporelles d'images 3D [46]. Nous introduisons de nouvelles contraintes de continuité temporelle qui permettent de prendre en compte toute l'information disponible dans la séquence d'images et de rendre le modèle périodique. Nous proposons des résultats de segmentation de séquences d'IRM, d'images isotopiques et d'échographies.

6.1.5 Calcul du diamètre d'un ensemble de points en dimension quelconque

Participants : Grégoire Malandain, Jean-Daniel Boissonnat [Prisme].

Nous avons continué nos travaux sur le calcul du diamètre d'un ensemble de points. La méthode retenue est une heuristique qui est d'une complexité quadratique dans le cas le pire mais très efficace dans le cas général. Nous avons généralisé l'approche aux cas de calculs approchés (avec complexité ou précision fixée). Un rapport de recherche est en préparation.

6.1.6 Segmentation du poumon dans des images scanner 3D

Participants : Yves Chau, Grégoire Malandain.

Le but de ce travail préliminaire est de modéliser la segmentation pulmonaire en s'inspirant des travaux menés par L. Soler ^[Sol98] au cours de sa thèse sur la modélisation de la segmentation hépatique. Il s'agit donc d'extraire les poumons de l'image tomодensitométrique thoracique, puis d'extraire les structures arborescentes pulmonaires et enfin, à partir de celles-ci de créer les segments pulmonaires par région d'influence. La méthode et les résultats sont présentés dans [70].

6.1.7 Visualisation du déplacement des viscères pelviens par analyse d'images

Cette étude a été menée en collaboration avec le service de chirurgie digestive de l'hôpital L'Archet II à Nice.

Participants : Aline Myx, Grégoire Malandain, Hervé Delingette.

Le but de ce travail a été d'étudier la faisabilité de l'étude des bénéfices opératoires (ici chirurgicaux) par des techniques d'analyse d'images.

L'application a été le prolapsus du rectum. Une première série temporelle d'images IRM 3D (séquence rapide), acquise avant l'intervention, montre le mouvement de différents organes : rectum, vessie et utérus (cf. figure 3). Une autre image IRM 3D, de haute résolution et acquise en condition de repos, donne une position de référence des organes. Une seconde série temporelle d'images IRM 3D a été acquise après l'intervention.

Deux méthodes concurrentes ont été utilisées :

- segmentation des organes par modèles déformables dans l'image 3D haute résolution et suivi des modèles dans les séquences temporelles,

[Sol98] L. SOLER, *Une nouvelle méthode de segmentation des structures anatomiques et pathologiques : application aux angioscanners 3D du foie pour la planification chirurgicale*, thèse de doctorat, université de Paris XI, Orsay, novembre 1998.

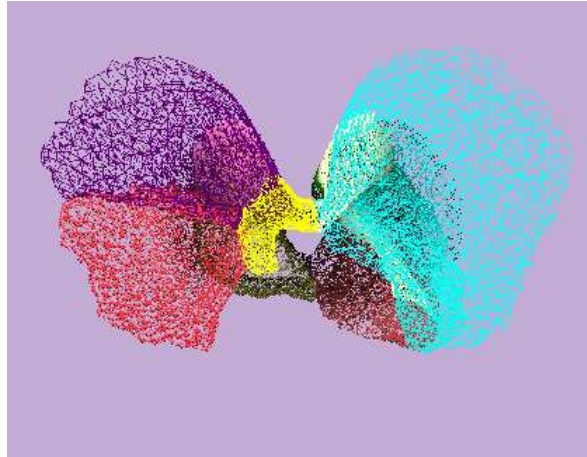


FIG. 2 – Vue 3D inférieure des segments pulmonaires, chaque segment est représenté par une couleur.

- recalages élastiques entre deux instants consécutifs des séquences temporelles et applications des déformations aux modèles segmentés dans l'image haute résolution.

La comparaison des deux méthodes a montré (sur un seul cas) une meilleure appréciation physiologique du déplacement des organes par le suivi des modèles déformables [74].

6.2 Recalage d'images

Mots clés : mise en correspondance, histologie, alignement, estimateurs robustes, déformations.

6.2.1 Recalage rigide d'images ultrasonores et IRM

Cette étude a été menée en collaboration avec les partenaires du projet européen ROBOSCOPE (cf. section 8.3.1).

Participants : Alexis Roche, Xavier Pennec, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

Le traitement des images ultrasonores 3D est d'un intérêt considérable pour le développement d'outils innovants en chirurgie assistée par ordinateur. L'imagerie ultrasonore peut être utilisée en temps réel au cours d'une intervention chirurgicale. De ce point de vue, elle offre l'avantage d'être à la fois flexible et bon marché par rapport à d'autres systèmes d'imagerie tels que l'IRM ouverte.

Nous avons développé une technique utilisant le contenu des images pour recalibrer rigide-ment des images ultrasonores per-opératoires avec des images pré-opératoires par résonance magnétique (IRM). Le recalage est réalisé de façon automatique par maximisation d'un rapport de corrélation généralisé [53, 67, 32]. Cette mesure a été conçue dans le but de tenir compte de la physique d'acquisition particulière des images ultrasonores.

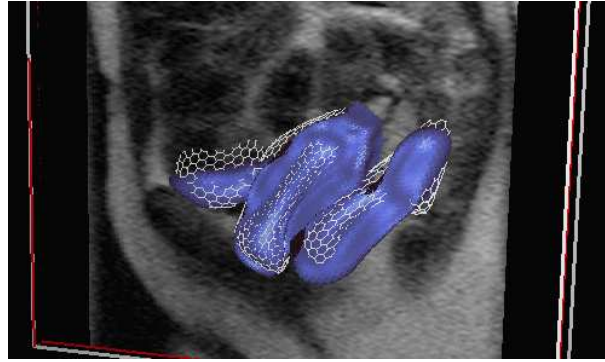


FIG. 3 – *Déplacement des viscères pelviens par analyse d'images. Visualisation comparée des déplacements par maillages déformables (blanc) et par application de champs de déformations (bleu).*

Un exemple de recalage est donné par la figure 4. Nous avons réalisé une étude préliminaire de validation croisée utilisant un certain nombre de données fantômes et cliniques. Les résultats indiquent que les erreurs de recalage ne dépassent pas la résolution spatiale de l'IRM, c'est-à-dire qu'elles sont de l'ordre du millimètre.

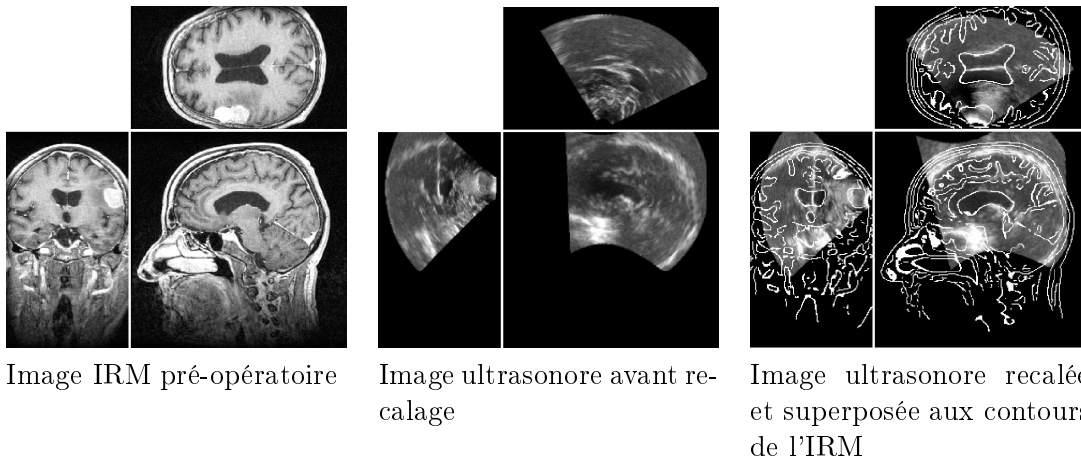


FIG. 4 – *Recalage rigide 3D d'images cérébrales IRM et ultrasonore par maximisation d'un rapport de corrélation généralisé. Données fournies par ISM Salzburg (Autriche) et le Max Planck Institute, Munich (Allemagne), dans le cadre du projet européen ROBOSCOPE.*

6.2.2 Recalage multimodal inter-patients

Participants : Alexandre Guimond, Alexis Roche, Nicholas Ayache.

Nous avons étendu la méthode du rapport de corrélation au recalage non-rigide d'images

acquises selon des modalités différentes [26, 52]. La transformation spatiale reliant les images est dans ce cas un champ de déformations complexe dont la description est non-paramétrique. Notre implantation se fonde sur un schéma itératif alternant une étape de normalisation des intensités et un recalage monomodal standard de type flux optique.

Nous avons appliqué cette technique à la mise en correspondance inter-sujets d'images 3D du cerveau (voir la figure 5 pour un exemple). L'utilisation de données simulées par une méthode développée au Montreal Neurological Institute [Bra,KEP96,CKKE,CZK+98] a permis une évaluation objective de la méthode. Nos résultats indiquent qu'il est possible de recalibrer des images de modalités différentes de manière aussi performante que des images de même modalité.

6.2.3 Recalage monomodal inter-sujets d'images cérébrales

Cette étude est menée en collaboration avec l'équipe du Service Hospitalier Frédéric Joliot du CEA à Orsay.

Participants : Pascal Cachier, Xavier Pennec, Nicholas Ayache, Jean-François Mangin [CEA-SHFJ].

Mots clés : Recalage non rigide inter-sujets, IRM, sillons corticaux..

Pour guider le recalage inter-sujets d'images cérébrales, une hypothèse intéressante formulée par l'équipe de J.-F. Mangin au CEA est que les racines des sillons corticaux, correspondant aux plis initiaux du cortex chez le fœtus, seraient des invariants anatomiques, et correspondraient à des frontières de zones fonctionnelles.

Nous cherchons donc à généraliser une approche précédente basée sur l'intensité [36] en prenant en compte dans le critère de recalage une distance robuste entre les racines sulcales homologues.

Ces travaux ont donné lieu à de premiers résultats présentés lors de la seconde réunion de l'action de développement IRMf (décrite paragraphe 8.2.1).

-
- [Bra] «Simulated Brain Database», <http://www.bic.mni.mcgill.ca/brainweb/>.
- [KEP96] R. K.-S. KWAN, A. C. EVANS, G. B. PIKE, «An Extensible MRI Simulator for Post-Processing Evaluation», *in: 4th International Conference on Visualisation in Biomedical Computing (VBC'96)*, K. H. Höhne, R. Kikinis (éditeurs), *Lecture Notes in Computer Science, 1131*, Springer Verlag, p. 135–140, Hambourg, Allemagne, 1996.
- [CKKE] C. A. COCOSCO, V. KOLLOKIAN, R. K.-S. KWAN, A. C. EVANS, «BrainWeb: Online Interface to a 3D MRI Simulated Brain Database», *NeuroImage, Proceedings of the Third International Conference on Functional Mapping of the Human Brain (HBM'97, Copenhagen, Denmark, 19-23 Mai 1997)* 5, 4, p. S425.
- [CZK+98] D. L. COLLINS, A. P. ZIJDENBOS, V. KOLLOKIAN, J. G. SLED, N. J. KABANI, C. J. HOLMES, A. C. EVANS, «Design and Construction of a Realistic Digital Brain Phantom», *IEEE Transactions on Medical Imaging* 17, 3, juin 1998, p. 463–468.

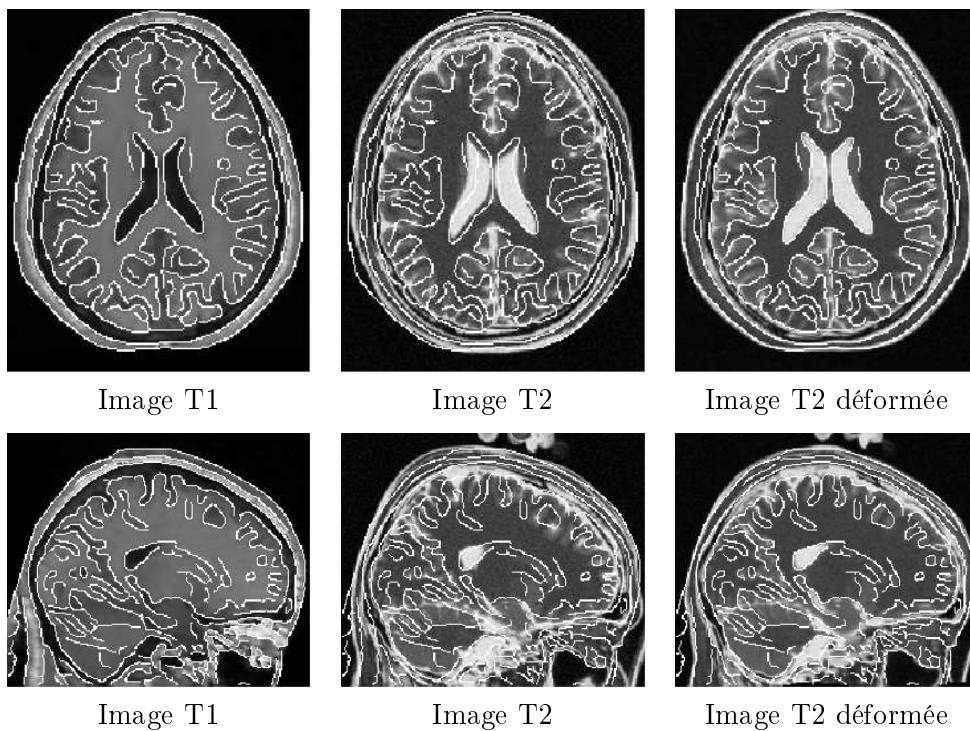


FIG. 5 – Déformation d'une IRM-T2 simulée d'un sujet A vers une IRM-T1 réelle d'un sujet B. La figure représente une vue axiale (première ligne) et une vue sagittale (deuxième ligne). Les contours extraits de l'IRM-T1 sont superposés à chaque image pour permettre une meilleure évaluation visuelle de la transformation estimée (recalage intersujets multimodal).

6.2.4 Recalage robuste utilisant des mesures de similarité locales

Participants : Sébastien Ourselin, Alexis Roche, Nicholas Ayache.

Mots clés : Appariement de régions, mesures de similarité locales, estimateurs robustes.

Dans le but d'améliorer la robustesse des algorithmes de recalage rigide d'images médicales, nous avons proposé une mise en oeuvre générale originale, basée sur une mise en correspondance locale des images. Cet algorithme combine deux étapes, intégrées dans un schéma multi-échelle. La première étape consiste à trouver, pour un ensemble de sous-régions d'une image, les régions correspondantes les plus similaires (au sens d'un critère basé sur l'intensité) dans une autre image. La seconde étape consiste à estimer la transformation de manière robuste, qui explique au mieux l'ensemble de ces appariements. Nous avons montré que cette approche améliorerait de manière significative la robustesse du recalage paramétrique dans de nombreuses situations. Nous avons évalué cet algorithme dans le cadre du recalage de sections anatomiques 2D, qui a donné lieu à une publication dans la revue IVC [28]. Nous avons aussi évalué notre méthode dans le cadre de la recherche automatique du plan médian sagittal, qui a donné lieu à une publication dans ECCV 2000 [50]. Une généralisation de la méthode ainsi qu'une évaluation du recalage multi-modal CT-MR a également donné lieu à une publication à MICCAI'2000 [47].

6.2.5 Mesures de similarités locales: calcul par convolution et application au recalage non rigide rapide

Participants : Pascal Cachier, Xavier Pennec.

Mots clés : Recalage non rigide, mesure de similarité locale, fenêtre gaussienne, convolution, descente de gradient.

Le recalage non rigide d'images médicales volumiques, lorsqu'il s'appuie sur une mesure de similarité, fait le plus souvent l'hypothèse de conservation ou de correspondance affine des intensités entre les points homologues des deux images. Cette hypothèse n'est plus valide en présence d'un biais non uniforme, comme cela est fréquemment le cas dans les IRM. Pour éviter ce problème, on fait appel à des mesures de similarité locale car la variation spatiale du biais est lente. Cependant, la minimisation de ce type de critères ne s'est faite jusqu'à présent que par recalage par blocs (*block matching*) au détriment de schémas plus classiques tels que la descente de gradient d'une énergie globale.

Nous avons proposé une méthode originale, baptisée LCC, qui calcule une mesure de similarité locale : la somme des coefficients de corrélation locaux. Celle-ci utilise des convolutions pour calculer le critère ainsi que ses dérivées par rapport à la transformation non rigide. Les blocs utilisés sont de forme gaussienne. Ce calcul est rapide et ne nécessite pas de traiter chaque fenêtre gaussienne séparément. De plus, la vraie image de la fenêtre est utilisée pour calculer la similarité, et non une approximation rigide ou translationnelle de son déplacement. Une descente de gradient est ensuite utilisée sur l'énergie globale pour recalibrer les images.

Une étude sur des exemples synthétiques et réels a montré que ce nouveau critère (LCC), pour un temps de calcul environ deux fois plus élevé que la somme des différences au carré (SSD), permet de recalibrer des images corrompues par un fort biais non uniforme là où la SSD

échoue [36].

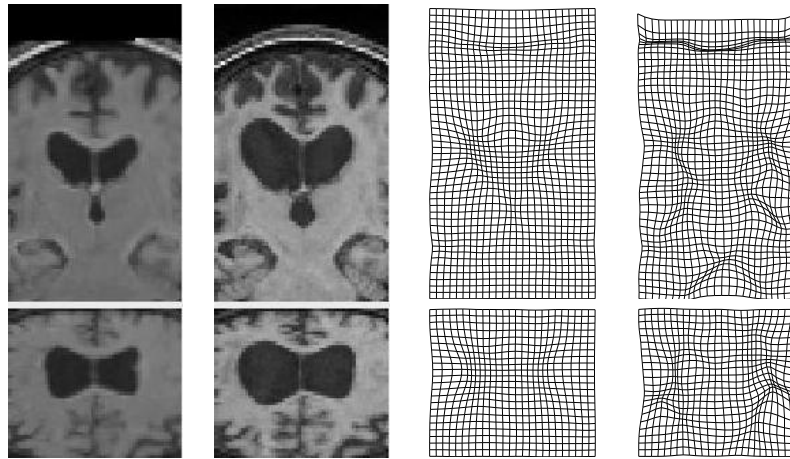


FIG. 6 – **Images de gauche :** deux images d'un patient souffrant d'aphasie focale prises à 6 mois d'intervalle. On notera la forte déformation des ventricules due à l'aphasie focale et le biais important des intensités. **Images de droite :** champ de déformation résultant du recalage utilisant le coefficient de corrélation local LCC (à gauche) et les moindres carrés SSD et une correction uniforme du biais (à droite). La méthode LCC recale correctement les ventricules et détecte peu de déformations en dehors de ceux-ci (mis à part un artefact au niveau de la partie occulté du crâne) tandis que la méthode SSD produit des déformations aberrantes.

6.2.6 Énergies invariantes par inversion et symétrie du recalage non rigide.

Participants : Pascal Cachier, David Rey.

Mots clés : Recalage non rigide, symétrie, invariance par inversion, détection d'évolution.

Pour recalcer deux images I et J , on peut chercher la transformation $T(I, J)$ qui déforme I vers J . Mais on peut également chercher la transformation $T(J, I)$ qui déforme J vers I . Ces deux recalages ne sont en général pas équivalents car rien n'assure que $T(I, J)$ et $T(J, I)$ sont bien inverses l'une de l'autre : c'est le problème de symétrie du recalage. Cependant, l'asymétrie peut poser un problème plus délicat : les croissances locales sont généralement plus difficiles à recalcer que les contractions locales. Ainsi, dans nos travaux précédents sur la détection automatique des évolutions de lésions dans des IRM, avons-nous travaillé uniquement sur les lésions décroissantes [RSDA99].

[RSDA99] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Using Continuum Mechanics Operators for detection and Quantification of Evolving Processes in 3D Medical Images», in : *EUROMECH'99*, IPPT PAN, p. 185–188, Warsaw, Poland, mai 1999, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3559.html>.

Nous avons identifié trois raisons potentielles d'asymétrie dans les algorithmes de recalage non rigide :

1. l'énergie ne préserve pas l'ordre par inversion du champ ;
2. l'espace des transformations non rigides utilisé pour le recalage ne peut pas représenter à la fois une transformation et son inverse ;
3. l'algorithme de minimisation emprunte des chemins différents selon le sens du recalage, et reste coincé dans des minima locaux différents.

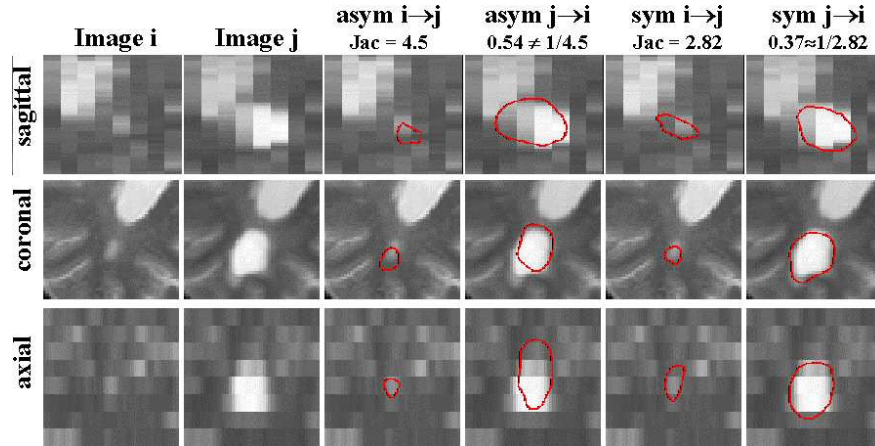


FIG. 7 – Les jacobiens des transformations directe et inverse ne sont pas inverses l'un de l'autre en recalant les images avec une énergie asymétrique. Ils le deviennent en utilisant une énergie symétrique. De plus la segmentation obtenue (on visualise ici certains isocontours du jacobien de la déformation) semble mieux correspondre à la réalité des lésions évolutives de sclérose en plaques dans des IRM cérébrales.

Pour résoudre le premier point de cette liste, nous avons introduit la notion d'énergie invariante par inversion. Nous montrons qu'il est facile de déduire une telle énergie à partir des énergies standards asymétriques utilisées couramment pour le recalage. Par exemple, l'énergie de recalage suivante en 2D :

$$E(I, J, T) = \int (I - J \circ T)^2 + \lambda \int \|dT\|^2$$

est symétrisée en :

$$E^*(I, J, T) = \frac{1}{2} \left[\int (1 + |dT|)(I - J \circ T)^2 + \lambda \int \left(1 + \frac{1}{|dT|}\right) \|dT\|^2 \right].$$

Nous montrons que ces énergies permettent d'une part de réduire l'erreur de symétrie (distance entre une transformation et l'inverse de sa transformation conjointe) par un facteur 10 jusqu'à atteindre des valeurs sous-voxeliques, et d'autre part de réduire l'écart entre le

jacobien de la transformation directe de l'inverse du jacobien de la transformation conjointe. Ce dernier point est essentiel pour l'analyse simultanée de l'évolution des lésions dans des séquences temporelles [37].

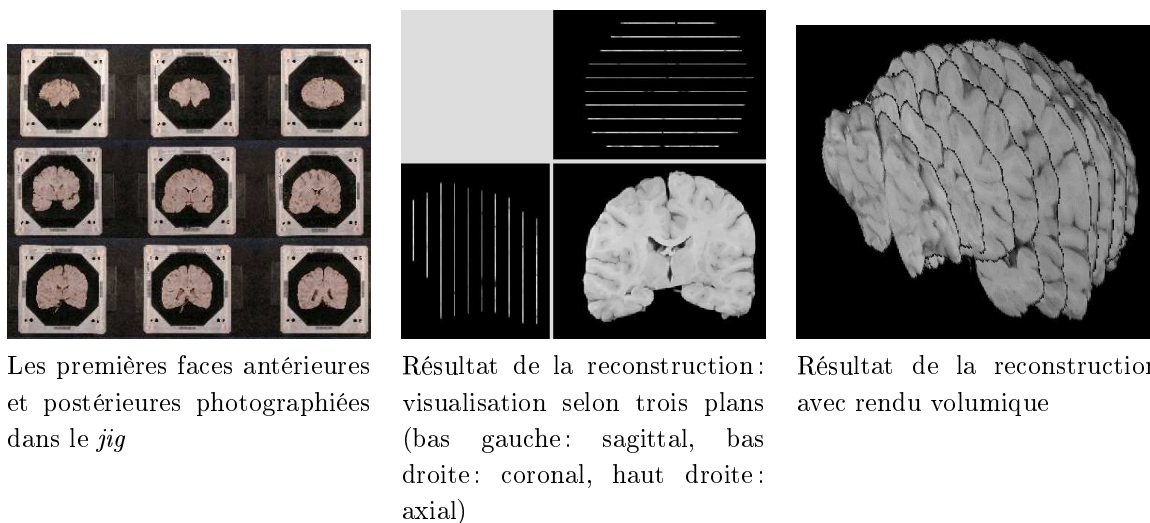
6.2.7 Reconstruction 3D de sections optiques macroscopiques du cerveau humain

Cette étude est menée en collaboration avec les partenaires du projet européen QAMRIC décrit section 8.3.2.

Participants : Sébastien Ourselin, Eric Bardinet, Nicholas Ayache, Alan Colchester [Université du Kent, Canterbury, UK], William Nailon [CJD Surveillance Unit, Edinburgh, UK], James Ironside [CJD Surveillance Unit, Edinburgh, UK].

Mots clés : Appariement de régions, mesures de similarité locales, recalage non-rigide, filtre gaussien médian.

Nous avons développé un algorithme de reconstruction 3D de sections anatomiques de cerveaux humains. Après fixation du cerveau, le pathologiste coupe des sections coronales de quelques millimètres d'épaisseur. Les faces antérieures et postérieures de chaque section sont alors photographiées et digitalisées. Chaque paire de faces est recalée en utilisant un processus mécanique à l'aide d'un gabarit (*jig*). Puis le recalage inter-coupes est effectué à l'aide d'une extension au cas non-rigide des travaux publiés dans la revue IVC [28]. Un exemple de reconstruction est présenté figure 8. Cette étude a fait l'objet d'une publication dans MIC-CAI'2000 [38].



Les premières faces antérieures et postérieures photographiées dans le *jig*

Résultat de la reconstruction: visualisation selon trois plans (bas gauche: sagittal, bas droite: coronal, haut droite: axial)

Résultat de la reconstruction avec rendu volumique

FIG. 8 – *Reconstruction 3D du cerveau d'une personne décédée de la nouvelle variante de la maladie de Creutzfeldt-Jakob.*

6.2.8 Mise en correspondance structurelle

Participants : Eric Bardinnet, Grégoire Malandain, Sara Fernández Vidal [UNSA].

Mots clés : Axe médian, squelette, caractérisation topologique, graphes relationnels attribués, mise en correspondance.

Le squelette et l'axe médian associé fournissent une représentation très compacte des objets, même dans le cas de formes et de topologies complexes [Fer96].

L'idée de ce travail est d'utiliser les squelettes pour résoudre le problème de la mise en correspondance d'objets bi-dimensionnels préalablement segmentés. Pour ce faire, des graphes relationnels attribués sont tout d'abord construits à partir des squelettes de deux objets. Ensuite, un algorithme de mise en correspondance de graphes fournit un ensemble de correspondances entre les différentes composantes des deux objets. Finalement, un recalage robuste entre points similaires (déduits de la correspondance des graphes) permet de calculer la transformation entre les deux objets [43, 35].

6.2.9 Évaluation de la précision du recalage de courbes et surfaces en 3D - Application à l'implantologie dentaire assistée par ordinateur

Cette étude est menée en collaboration avec la société AREALL, par le biais d'une bourse CIFRE.

Participants : Sébastien Granger, Xavier Pennec.

Développé par la société AREALL, le projet DentalNav est un projet à vocation industrielle dont le but est de mettre au point un système assurant le guidage du chirurgien dentiste lors du perçage de l'axe des implants dentaires dans l'os de la mâchoire [42, 71]. Pour cela, il est nécessaire de faire le lien entre les coordonnées dans le scanner X - sur lequel le chirurgien-dentiste a déterminé le lieu idéal pour les axes des implants lors de la préparation de l'opération - et les coordonnées dans le repère du système de guidage. L'os de la mâchoire étant indéformable, il s'agit d'un problème de recalage rigide. La technique adoptée pour ce recalage s'appuie sur une variante de l'algorithme ICP, qui permet de recalculer deux nuages de points homologues. En l'occurrence, les deux nuages utilisés correspondent d'une part aux sommets de la triangulation obtenue en segmentant la surface de l'os (donc les dents et l'os de la mâchoire) dans le scanner, et d'autre part à des points acquis directement sur la surface des dents à l'aide du système de guidage.

Un premier aspect du travail réalisé au sein du projet Epidaure a été la mise au point d'une technique de segmentation de l'os dans le scanner X, souvent rendue difficile par la présence de nombreux artefacts dus à la présence de métal (plombages, couronnes).

Un second aspect du travail réalisé porte sur le recalage. Après une synthèse théorique assortie de nombreux tests expérimentaux portant sur l'ICP et ses nombreuses variantes, une technique de recalage inspirée de l'ICP et de l'algorithme EM (Expectation-Maximisation) a été mise au point, présentant, d'après nos expériences, une meilleure précision - de l'ordre de 0.2 mm dans la zone de l'opération - et une plus grande robustesse.

[Fer96] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, *Squelettes et outils de topologie discrète : application à l'imagerie médicale 3D*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, septembre 1996.

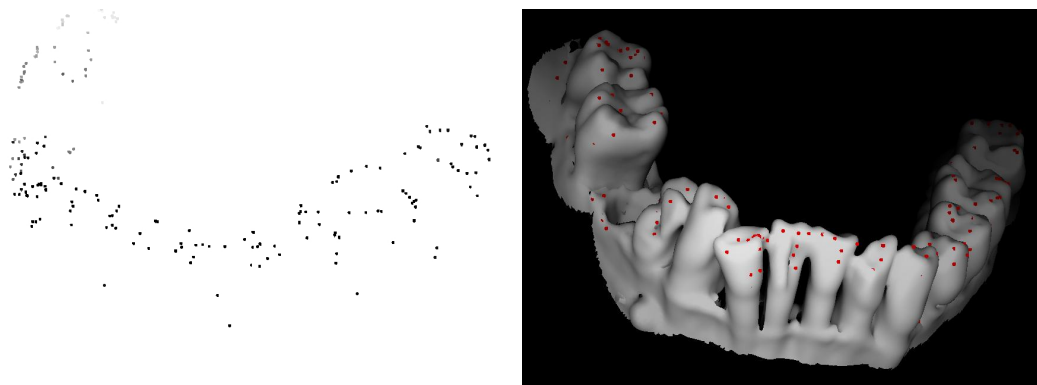


FIG. 9 – *A gauche : nuage de points acquis directement sur la mâchoire pendant l'opération. A droite : ce nuage recalé sur la surface de l'os obtenue par segmentation du scanner X.*

Un troisième aspect du travail porte sur la modélisation de l'échantillonnage bruité d'une courbe ou d'une surface. En effet, les techniques présentées ci-dessus supposent que les points des deux nuages sont homologues. Cette hypothèse n'est cependant pas vérifiée puisque les points utilisés correspondent à deux échantillonnages très différents (et bruités) de la surface de l'os. En comprendre les conséquences pourrait permettre d'améliorer le recalage, voire de mettre au point de nouvelles techniques de recalage et de reconstruction de courbes et de surfaces. Certains travaux empiriques portant sur la reconstruction de surface ont permis d'esquisser une base théorique pour la modélisation d'une courbe ou d'une surface aléatoire, et ont permis d'obtenir des premiers résultats satisfaisants portant sur le calcul des normales pour un nuage de points bruités et non-structurés issus d'une même surface.

Ces différents travaux ont donné lieu à un rapport intermédiaire [76].

6.2.10 Calibration des images SPECT HMPAO par le Xenon 133

Participants : Octave Migneco [Centre Antoine Lacassagne], Grégoire Malandain, Alexis Roche.

Les images cérébrales de médecine nucléaires avec le traceur HMPAO sont de bonne qualité (bonne résolution géométrique) mais ne donnent accès qu'à une mesure relative de la perfusion cérébrale, saturée pour les hauts débits. À l'inverse, les images avec un traceur au Xénon 133 sont de bien moins bonne qualité mais permettent de connaître le débit absolu. En recalant les deux examens, nous pouvons donc calibrer les images HMPAO avec les images Xénon et avoir ainsi accès à des images de mesure absolue et de bonne résolution géométrique [45].

6.3 Atlas, morphométrie et analyse statistique

Mots clés : santé, analyse statistique, médecine nucléaire, imagerie SPECT, oncologie.

6.3.1 Calculs de dissymétrie dans les images cérébrales

Participants : Sylvain Prima, Sébastien Ourselin, Nicholas Ayache.

Nous avons développé une méthode automatique permettant de calculer des champs denses de dissymétrie 3D dans les images médicales de structures présentant approximativement une symétrie bilatérale, et plus particulièrement le cerveau. La première étape repose sur un calcul robuste du plan médian sagittal de l'objet, fondé sur une méthode d'appariement de blocs et une estimation LTS (moindres carrés "tamisés") du plan optimal, présentée en 2000 dans une conférence internationale [50], et en cours de révision dans une revue [30]. Nous présentons un résultat sur une image anatomique (IRM) et un autre sur une image fonctionnelle (SPECT) sur la figure 10. La seconde étape, plus spécifique aux modalités bien contrastées (IRM et CT), permet la comparaison du cerveau ainsi recentré dans le volume de l'image avec son symétrique, par le biais d'un algorithme de recalage non-rigide [34].

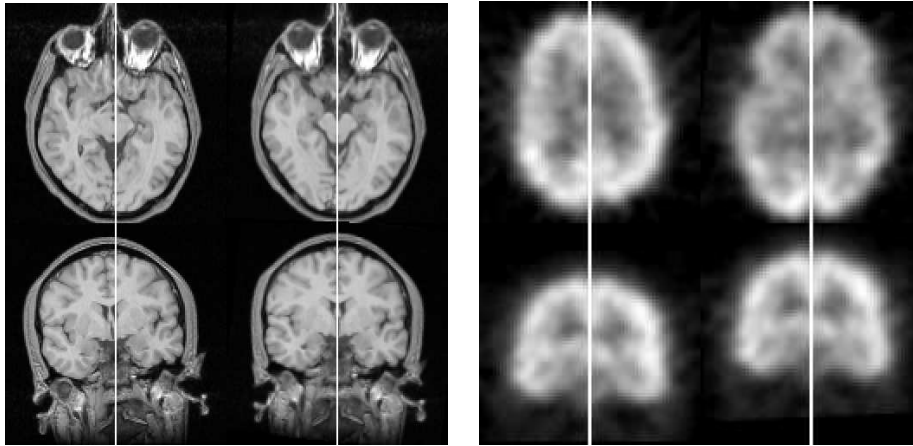


FIG. 10 – *Gauche : image par résonance magnétique (gauche : initiale ; droite : réalignée). Droite : image SPECT (gauche : initiale ; droite : réalignée).*

6.3.2 Approche statistique pour la segmentation d'images tridimensionnelles du foie

Participants : Niels Raynaud, Xavier Pennec, Hervé Delingette, Nicholas Ayache, Éric Bardinet.

La segmentation du foie dans les images tomographiques tridimensionnelles s'effectue à l'heure actuelle à l'aide de modèles déformables avec une interaction importante de la part de l'utilisateur. En effet, celui-ci doit guider le modèle en fonction de sa connaissance anatomique pour éviter de segmenter des structures très similaires en intensité comme le cœur ou les côtes. L'idée est d'analyser statistiquement la forme d'un ensemble de foies déjà bien segmentés pour en déduire des informations qui permettront de contraindre la déformation du modèle lors de la segmentation.

En pratique, on dispose d'un ensemble de segmentations du foie chez différents sujets sous forme de surfaces comparables (par exemple la déformation du même modèle déformable). On fait dans un premier temps l'hypothèse que les sommets de deux maillages déformables de même indice correspondent à des points homologues (cette hypothèse devra être relâchée par la suite puisqu'un sommet peut correspondre à un point des facettes voisines). On effectue alors un recalage multiple ^[Pen96b] pour déterminer la forme moyenne, puis une analyse en composantes principales pour déterminer les modes de variation. Quelques modes principaux suffisent à décrire l'essentiel des variations.

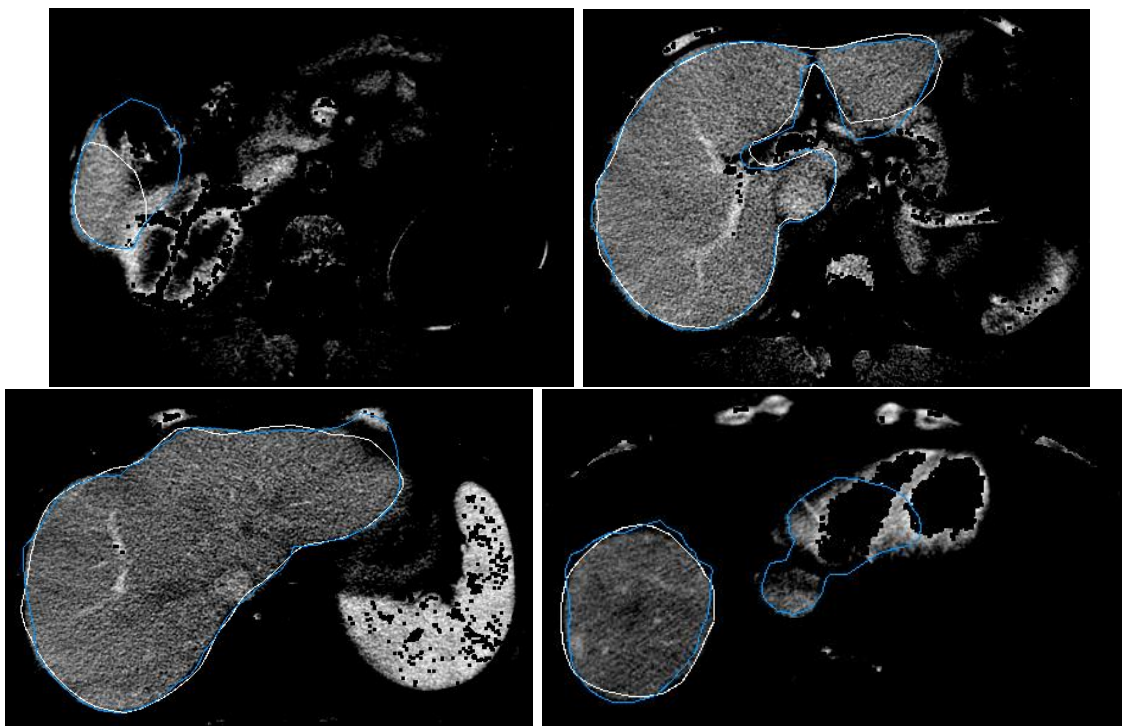


FIG. 11 – *Superposition, sur quelques coupes de l'image scanner du foie, des contours de la segmentation obtenue par similitude suivie des déformations locales en bleu et similitude puis ACP et déformations locales en blanc. L'utilisation des contraintes de formes obtenues par ACP permet d'éviter l'accroche du modèle sur les côtes (image 3) et le coeur (image 4).*

Lors de la segmentation, on effectue tout d'abord un recalage par similitude, puis une déformation automatique selon les modes principaux déterminés lors de l'apprentissage. Enfin, on autorise des déformations locales (et éventuellement l'interaction de l'utilisateur pour corriger des erreurs locales). Malgré la petite taille de notre ensemble d'apprentissage, on constate

[Pen96b] X. PENNEC, « Multiple Registration and Mean Rigid Shape - Application to the 3D case », in: *Image Fusion and Shape Variability Techniques (16th Leeds Annual Statistical Workshop)*, K. Mardia, C. Gill, D. I.L. (éditeurs), University of Leeds, Royaume Uni, p. 178-185, juillet 1996.

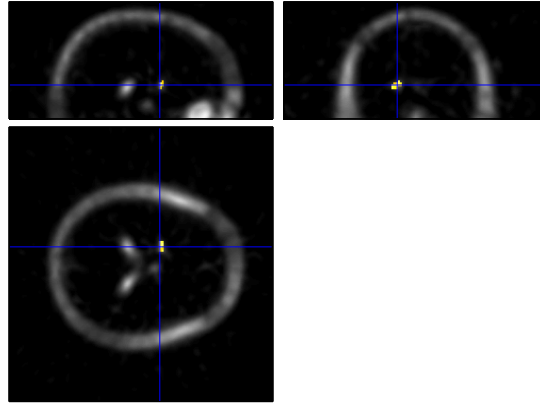


FIG. 12 – Exemple de détection d’une tumeur dans une image SPECT MIBI. L’image de ce patient a été comparée à la base de sujets normaux. La région blanche a une valeur significativement ($p < 0.01$) différente de la normale. D’autres techniques de diagnostic ont démontré qu’elle coïncide avec la tumeur réelle.

dans la figure 11 que le recalage contraint par l’ACP initialise beaucoup mieux le recalage par déformation locale et évite au modèle déformable de rester accroché sur les côtes ou le cœur. L’ensemble des résultats est rapporté dans [75].

6.3.3 Analyse statistique d’images fonctionnelles

Cette étude est menée en collaboration avec le laboratoire de biophysique de la faculté de médecine de Nice, dirigé par le Prof. J. Darcourt.

Participants : Jonathan Stoeckel, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache, Ina Dygai [Centre Antoine Lacassagne], Jacques Darcourt [Centre Antoine Lacassagne], Octave Migneco [Centre Antoine Lacassagne].

Afin de mieux comprendre les méthodes actuelles de traitement statistique des images fonctionnelles, nous avons commencé l’étude des méthodes utilisées par le logiciel SPM. Ces résultats ont ensuite été utilisés pour la détection de tumeurs (oligodendrogliomes) dans des images SPECT MIBI de la tête (cf. figure 12). Pour cela les images des patients ont été individuellement comparées à notre base d’images de sujets normaux. Nous avons plus spécifiquement étudié le comportement et la validité des approximations dans les calculs statistiques de la méthode SPM pour un petit nombre d’images.

Nous avons utilisé une base de donnée de vingt sujets normaux. Des images de 31 patients, qui ont été préalablement traités, ont été analysées pour détecter une éventuelle récurrence de la tumeur. L’analyse visuelle avait une sensibilité de 93% et une spécificité de 94%. Notre méthode utilisant SPM avait une sensibilité de 100% et une spécificité de 79% [41]. Ceci démontre qu’un traitement statistique de ce type d’images est possible, et peut avoir des avantages principalement en terme de sensibilité.

6.4 Analyse du mouvement et des déformations

Mots clés : déplacement, évolution, sclérose en plaques, cancérologie, mouvement apparent, déformation, champ de vecteur.

6.4.1 Processus évolutifs dans des images tridimensionnelles

Une partie de cette étude a été menée en collaboration avec les services de neurologie et de radiologie de l'hôpital Pasteur à Nice, et avec le service hospitalier Frédéric Joliot du CEA à Orsay.

Participants : David Rey, Hervé Delingette, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

On s'intéresse ici à la détection de processus évolutifs dans des séquences temporelles. Nous avons progressé sur trois points.

D'une part, du point de vue méthodologique, nous avons tenté d'apporter quelques améliorations à l'approche décrite dans le rapport d'activité 1999 [RSDA98] [RSDA99] (et article soumis au journal MedIA, [31]) :

- développement de méthodes pour réaliser le seuillage de l'image du Jacobien du champ des déformations automatiquement afin de retrouver et de segmenter les régions évolutives entre deux images ;
- étude du biais temporel entre les images, et implantation d'algorithmes pour le corriger ;
- simplification de la méthode générale d'analyse temporelle grâce à un calcul symétrique du champ de vecteurs entre deux images [37] au lieu du calcul des champs direct et réciproque.

D'autre part, dans le cadre d'une collaboration avec l'hôpital Pasteur de Nice, nous construisons une base de données d'images IRM de patients atteints de sclérose en plaques et suivis médicalement. Nous construisons également une base d'images sur des sujets de contrôle. L'analyse temporelle réalisée grâce à la méthode décrite dans le rapport d'activité de l'année 99 peut alors être appliquée pendant le suivi médical [51, 44]. Par ailleurs, les images de contrôle ont permis d'établir que le biais temporel entre deux images IRM perturbe sensiblement le calcul du champ des déformations apparentes, et nous cherchons comment nous affranchir de cette difficulté.

Enfin, nous avons travaillé sur la visualisation et le recalage d'images temporelles de tenseurs de diffusion d'un patient atteint de CADASIL (Cerebral Autosomal Dominant Arteriopathy AND Subcortical Infarcts and Leucoencephalopathy) afin de pouvoir réaliser une analyse de ces images au cours du temps. Les images nous ont été fournies par le service hospitalier Frédéric Joliot du CEA d'Orsay (voir section 8.2.2). Nous utilisons des images scalaires

-
- [RSDA98] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images: application to multiple sclerosis», *rapport de recherche n° 3559*, INRIA, novembre 1998, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3559.html>.
- [RSDA99] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Using Continuum Mechanics Operators for detection and Quantification of Evolving Processes in 3D Medical Images», *in : EUROMECH'99*, IPPT PAN, p. 185–188, Warsaw, Poland, mai 1999, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3559.html>.

extraites des images de tenseur de diffusion pour effectuer les recalages. De plus, nous recalons les images de tenseur sur les images anatomiques correspondantes (figure 13).

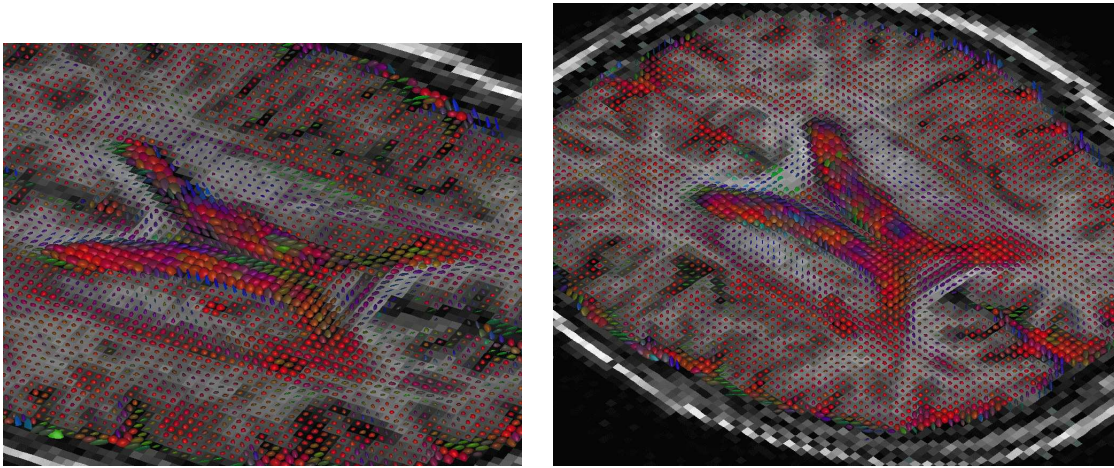


FIG. 13 – Deux acquisitions temporelles de tenseurs de diffusion du même patient alignées sur les images anatomiques. Les tenseurs sont représentés par des ellipsoïdes en chaque point dont la couleur donne une indication sur sa forme (sphérique, planaire, ou linéaire). Il est ensuite possible de remettre les deux images de tenseur dans le même repère grâce au recalage des images anatomiques temporelles.

6.4.2 Suivi de déformations dans des séquences temporelles d’images ultrasonores 3D

Participants : Xavier Pennec, Pascal Cachier, Nicholas Ayache.

Mots clés : Recalage non rigide rapide, images ultrasonores 3D, suivi temporel.

Lors d’une intervention neurochirurgicale, le cerveau s’affaisse et se déforme. Pour conserver un positionnement précis des instruments par rapport aux structures cérébrales, il est nécessaire d’estimer la déformation à partir d’informations per-opératoires. Les images ultrasonores (US) 3D sont pour cela une modalité qui peut prendre une importance considérable car elles ont un coût très inférieur à l’IRM interventionnelle et offrent la possibilité d’acquérir des séquences temporelles en temps réel. Elles ont par contre un faible rapport signal sur bruit.

Nous avons poursuivi cette année le travail sur le recalage non rigide d’images US 3D en développant un nouveau type de transformations non-rigides intermédiaires entre les déformations libres (champ de déformation contenant le déplacement de chaque voxel) et les transformations paramétriques : au lieu de calculer la transformation en un point x par interpolation des déplacements t_i des voxels x_i voisins, on la calcule par convolution gaussienne : $T(x) = \sum_i t_i G_\sigma(x - x_i)$. On obtient donc une déformation en tout point de l’espace paramétrée par les t_i aux sites x_i (que l’on peut prendre sur une grille différente de celle des voxels). Dans les algorithmes de descente de gradient précédemment développés ^[PCA99] [36], l’usage de

[PCA99] X. PENNEC, P. CACHIER, N. AYACHE, «Understanding the “Demon’s Algorithm”: 3D Non-Rigid

cette paramétrisation revient à lisser spatialement le gradient et le Hessien du critère, ce qui permet d'éviter certains minima locaux et de favoriser des transformations plus lisses.

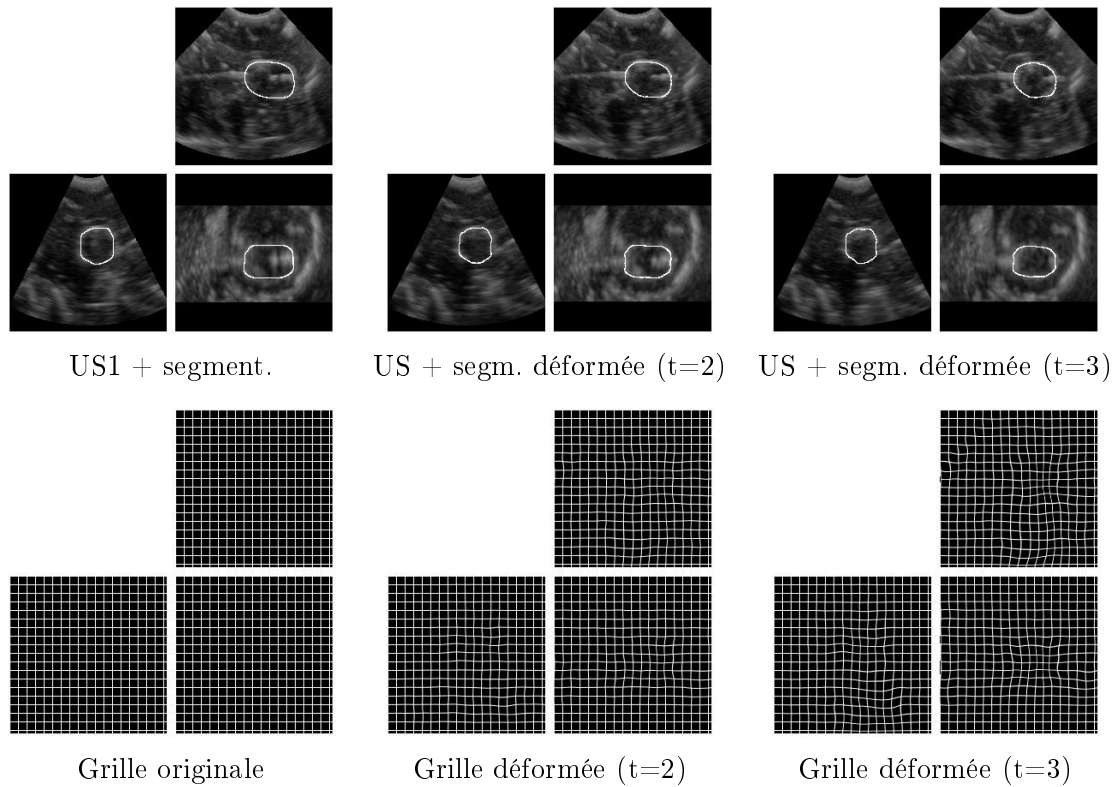


FIG. 14 – En haut, 3 images de la séquence d'images ultrasonores d'un cerveau de cochon ou un ballon est dégonflé pour simuler le drainage d'un kyste. Nous y avons superposé la trace de la segmentation du ballon (effectuée dans la première image de la séquence US), cette segmentation étant déformée grâce au champ de déformation estimé par notre algorithme de suivi. Les résultats sont très encourageants. En bas, nous présentons la déformation d'une grille pour montrer la régularité du champ obtenu.

Nous avons également développé un algorithme de suivi dans la séquence à partir de nos algorithmes de recalage non rigide. Comme le speckle (bruit caractéristique des images ultrasonores) persiste au cours du temps, c'est un bon amers géométrique pour le recalage d'images successives dans la séquence. De plus, les changements globaux d'intensités sont lents. Nous avons donc choisi de recalcr les images successives de la séquence avec le critère SSD (somme des différences d'intensité au carré). Pour obtenir la déformation globale (i.e. de l'image de référence à l'image actuelle), nous ne pouvons pas composer simplement les recalages successifs car cela cumulerait les erreurs d'interpolation et les biais possibles de l'algorithme. On utilise

registration by Gradient Descent», in: *Proc. of 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, C. Taylor, A. Colchester (éditeurs), LNCS, 1679, Springer Verlag, p. 597–605, Cambridge, UK, septembre 1999.

donc le recalage d'images successives comme une initialisation pour un nouveau recalage avec l'image de référence mais, cette fois-ci, si le mouvement doit être très faible, les intensités peuvent avoir évolué de manière globale. On utilise donc cette fois-ci le critère LCC (somme des coefficients de corrélation locale calculés sur des fenêtres gaussiennes [36]) qui s'optimise de la même manière par descente de gradient.

Des expériences ont été réalisées sur une séquence d'images ultrasonores d'un fantôme non-rigide et sur une séquence d'images d'un cerveau de cochon où un ballon est dégonflé pour simuler le drainage d'un kyste (voir figure 14). Les résultats de ces travaux ont donné lieu à des soumissions à un numéro spécial sur les ultrasons de la revue *Pattern Recognition Letters* et la conférence internationale *Information Processing in Medical Imaging (IPMI'01)*.

6.4.3 Utilisation d'un modèle biomécanique du cœur pour calculer la fonction ventriculaire cardiaque à partir d'échocardiographies 4D.

Cette activité de recherche est menée en collaboration avec les partenaires de l'Action de Recherche Collaborative ICEMA décrite plus loin (projets Epidaure, Macs, Sinus, Sosso et industriel Philips).

Participants : Maxime Sermesant, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Les pathologies cardio-vasculaires sont la première cause de mortalité dans les pays industrialisés. Une aide au diagnostic automatisée est donc très utile aux médecins. Pour cela, il faut extraire des paramètres quantitatifs à partir d'images médicales du patient pour mieux comprendre le mouvement cardiaque, détecter les zones ischémiques ou infarctées, mesurer la gravité de la pathologie et contrôler l'efficacité du traitement. Ces paramètres, qui constituent la fonction ventriculaire cardiaque, sont en particulier : la fraction d'éjection du ventricule gauche, l'épaisseur de la paroi du myocarde et les déformations et contraintes locales dans le myocarde.

Le choix des échographies se justifie par le fait que ce mode d'imagerie est peu invasif pour le patient, rapide et peu coûteux. L'extraction de la fonction ventriculaire cardiaque à partir d'images médicales 4D se fait par la mise en place d'un modèle biomécanique du cœur couplant les champs électriques et les déformations puis par la segmentation des échographies avec ce modèle.

Le modèle physique utilise la méthode des éléments finis dans le cadre de l'élasticité linéaire anisotrope. Des éléments hexaédriques provenant de données issues de dissections menées à l'Université d'Auckland, Nouvelle-Zélande, sont utilisés. Différents modèles de l'activation des fibres musculaires sont testés. Des équations de réaction-diffusion contrôlent la vague de potentiel électrique qui provoque ces contractions. Une énergie externe de type contour actif ajuste le modèle à la séquence d'images.

Les premiers résultats ont été présentés lors des secondes journées de l'Action de Recherche Collaborative ICEMA qui se sont déroulées à Sophia Antipolis le 15 Novembre 2000.

6.5 Simulation

Mots clés : réalité virtuelle, réalité augmentée, stéréovision, modèle déformable, temps réel, retour d'effort, élasticité, élément fini.

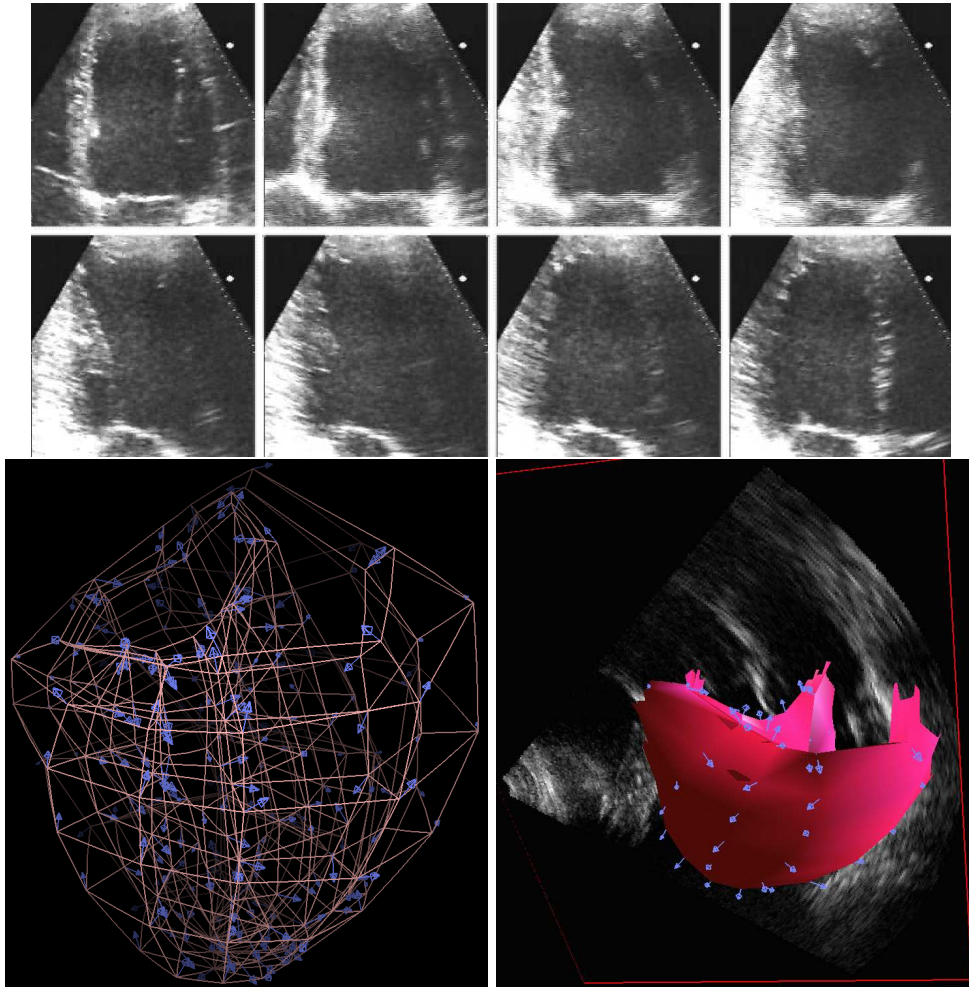


FIG. 15 – *En haut, coupes extraites de la séquence échographique 4D. En bas à gauche, maillage du modèle biomécanique du ventricule gauche. En bas à droite, évolution spatio-temporelle du modèle biomécanique contraint par les images échographiques et l'électrocardiogramme du patient (le modèle est représenté à un instant donné de la séquence).*

6.5.1 Réalité Augmentée en chirurgie hépatique

Cette étude est menée en collaboration avec l'IRCAD.

Participants : Gérald Bianchi, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache, Frédéric Devernay [Chir], Luc Soler [IRCAD].

À la suite des travaux en réalité augmentée de J. Feldmar et F. Devernay, on cherche ici à construire un système opérationnel fonctionnant à l'IRCAD.

Dans le cadre de la chirurgie hépatique, il s'agit de superposer un modèle scanner 3D du foie préopératoire présentant la segmentation de Couinaud et la structure vasculaire interne du foie sur une image vidéo 2D peropératoire (cf. figure 16).

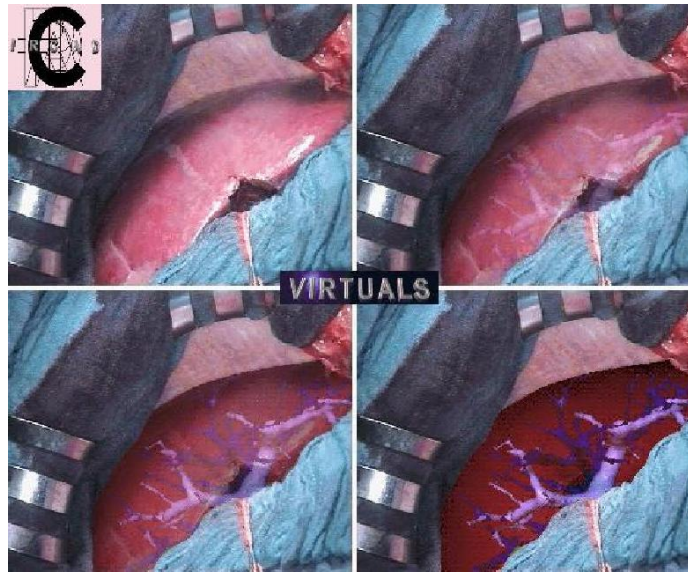


FIG. 16 – Image simulant la superposition finale du modèle du foie 3D segmenté sur une image vidéo du foie réelle acquise pendant l'intervention.

Le travail mené pendant le stage de G. Bianchi a consisté à [69] :

- identifier les composants matériels permettant de construire un système complet d'acquisition stéréoscopique (caméras et carte d'acquisition),
- regrouper les composants logiciels permettant de reconstruire une surface par stéréovision et de la recalcr avec une surface extraite d'une image 3D,
- écrire les interfaces nécessaires à l'ergonomie du système,
- mener une campagne d'acquisition pour la validation,
- transférer et installer le tout à l'IRCAD.

Ces travaux seront poursuivis dans le cadre de la thèse de S. Nicolau.

6.5.2 Simulation des tissus mous

Cette étude est menée en collaboration avec les équipes de l'action concertée incitative CAESARE (voir section 8.1.2).

Mots clés : maillage, adaptatif, modèle déformable, temps réel, retour d'effort, élasticité, anisotropie, non-linéaire, méthode des éléments finis, vaisseaux sanguins.

Participants : Guillaume Picinbono, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Plusieurs directions de recherches ont été suivies pour améliorer le réalisme du prototype de simulateur de chirurgie laparoscopique sur le foie.

Tout d'abord, nous avons enrichi le comportement biomécanique de notre modèle de foie. Suite à nos travaux sur la modélisation des matériaux transversalement isotropes [49], nous avons introduit la notion d'anisotropie de surface afin de modéliser le comportement de la capsule de Glisson, une peau relativement rigide entourant le foie. Pour cela, nous avons couplé à notre modèle masse-tenseur une membrane de type masse-ressort permettant de rigidifier la surface du modèle [65].

Ensuite, le modèle d'élasticité linéaire que nous utilisons depuis plusieurs années n'étant correct que pour des petits déplacements, nous avons développé un nouveau modèle déformable fondé sur une loi d'élasticité non-linéaire [48] et anisotrope [64]. Ce modèle reste valable pour les grands déplacements, ce qui signifie en particulier qu'il est invariant par rotation. Cette propriété améliore le réalisme de la déformation et résout les problèmes liés aux limitations de l'élasticité linéaire (figure 17). Nous avons également introduit des contraintes d'incompressibilité dans notre modèle.

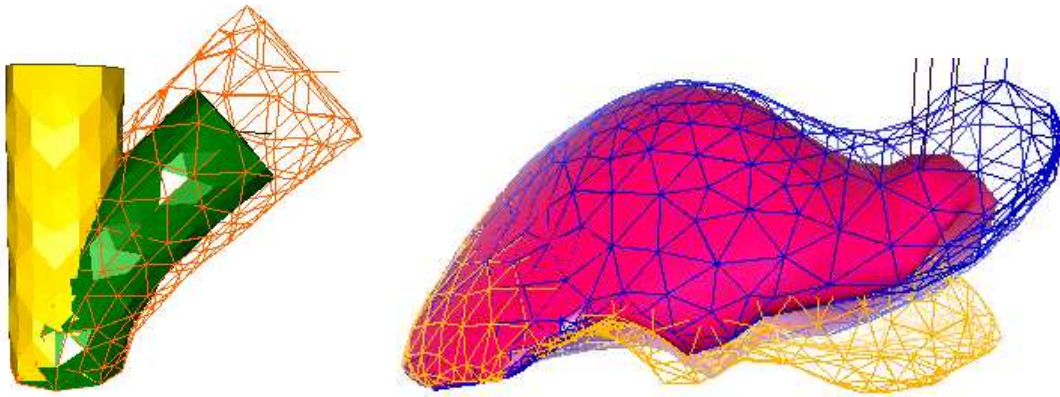


FIG. 17 – Amélioration du réalisme de la déformation grâce au modèle d'élasticité non-linéaire : dans les deux cas, le modèle linéaire est représenté par une grille noire, le modèle non-linéaire avec une surface sombre et la position au repos par une grille claire.

Enfin, le modèle non-linéaire étant plus coûteux, nous avons cherché à l'optimiser en imaginant un modèle adaptatif qui n'utilise l'élasticité non-linéaire que dans les zones qui subissent de grands déplacements. Le reste du modèle garde alors un comportement linéaire qui est réaliste lorsque les déplacements sont suffisamment faibles (figure 18). De cette façon, on bénéficie

de l'amélioration apportée par le modèle non-linéaire en cas de grands déplacements, tout en gardant une bonne efficacité de calcul. [64].

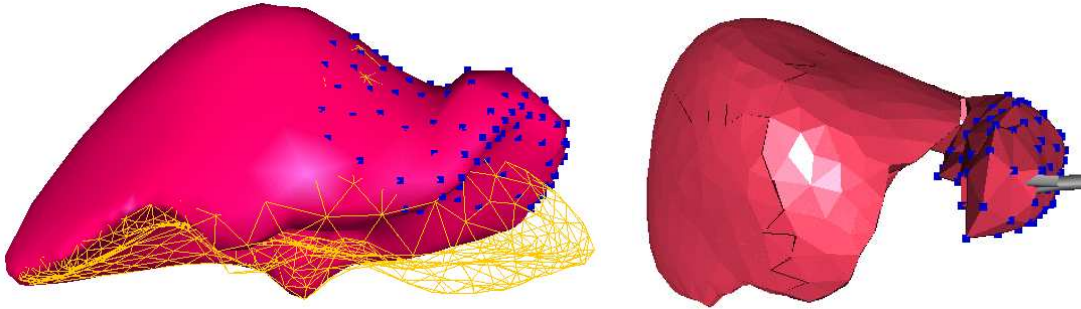


FIG. 18 – *Modèle non-linéaire adaptatif: seuls les sommets identifiés par un point utilisent l'élasticité non-linéaire. Dans le cas de la simulation de découpe d'une partie du foie, seule la partie supprimée subira de grands déplacements (figure de droite).*

6.5.3 Modélisation des vaisseaux et interaction

Cette étude est menée en collaboration avec les équipes de l'action concertée incitative CAESARE (voir section 8.1.2).

Mots clés : maillage, contour déformable, temps réel, retour d'effort, vaisseaux sanguins.

Participants : Clément Forest, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Nous avons aussi cherché à renforcer le réalisme physiologique du simulateur en ajoutant au modèle de foie, des modèles physiques de vaisseaux sanguins. En effet, la manipulation de ces derniers est l'une des principales difficultés de l'opération chirurgicale. Leur introduction permet donc de renforcer de manière significative l'intérêt d'un simulateur. Nous avons intégré les vaisseaux dans le maillage du foie en les considérant comme des entités indépendantes pouvant interagir avec le foie et avec les outils chirurgicaux. Le modèle choisi pour les vaisseaux est un modèle linéique. Ce choix permet de simplifier la modélisation mécanique des vaisseaux et de simplifier leur manipulation sans entraîner une trop grosse surcharge de calcul.

Le réseau vasculaire est donc constitué d'un ensemble de courbes possédant un comportement mécanique propre. Lorsqu'un vaisseau est pris dans le parenchyme, sa position est fixée relativement à celle du foie, mais l'existence de ce comportement mécanique propre lui permet d'exercer une influence sur celui-ci via une contrainte en force. Au contraire, lorsque ce vaisseau est extrait du parenchyme son comportement devient libre et il n'est plus en interaction qu'avec les outils chirurgicaux, ce qui permet sa manipulation.

Enfin, nous avons récemment ajouté dans le simulateur la possibilité d'interagir avec le système Phantom de Sensable Technologies de la même manière qu'avec le Laparoscopic Impulse Engine de Immersion Corp. Cet extension permet d'augmenter notablement les possibilités d'interaction du simulateur de chirurgie.

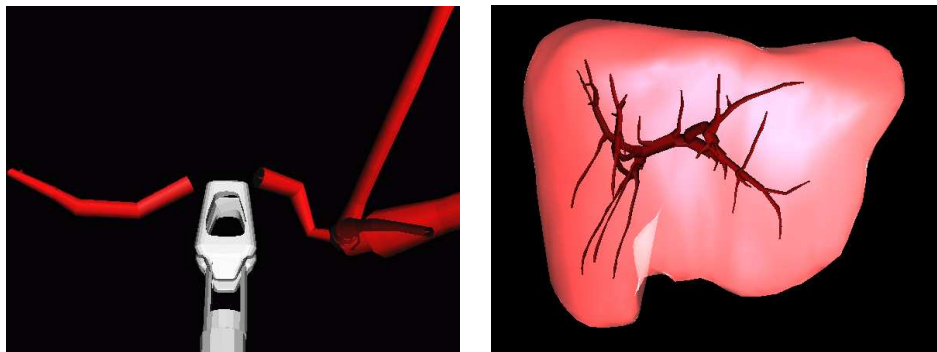


FIG. 19 – *Modélisation physique de l'arborescence de la veine porte : (gauche) simulation de la découpe de vaisseaux, (droite) insertion des vaisseaux dans le parenchyme hépatique.*

6.5.4 Simulation de Neurochirurgie

Mots clés : maillage, contour deformable, temps réel, retour d'effort, vaisseaux sanguins.

Participants : Clément Forest, Oliver Tonet, Hervé Delingette, Nicholas Ayache, Frédéric Hor [Hôpital du Val de Grace].

Nous avons commencé un projet de simulation de neurochirurgie utilisant le système Phantom de Sensable Technologies et un modèle de tissus cérébraux. Les premiers résultats seront présentés dans les thèses d'Oliver Tonet et de Clément Forest.

7 Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)

7.1 Dépôt de Brevets

Un nouveau dépôt sur la modélisation des tissus mous est en préparation à la fin de l'année 2000.

7.2 Technologie Diffusion

Participant : Grégoire Malandain.

Un contrat de concession de licence a été signé avec la société Technologie Diffusion pour le logiciel Yasmina (recalage d'images multi-modales), qui est intégré dans un logiciel de dosimétrie pour la radiothérapie.

7.3 Data Proxima

Participant : Hervé Delingette.

Mots clés : Modèles Déformables, Reconstruction 3D, CAO.

Dans le cadre d'un contrat de mise à disposition, la bibliothèque **libsimplex** a été transférée pour une durée de 24 mois à la société Data Proxima. Cette bibliothèque **libsimplex** informatique regroupe des algorithmes de contours et de surfaces déformables tridimensionnelles. Elle sera utilisée dans le cadre de ce contrat à la conception de pièces mécaniques profilées respectant des contraintes de variation de courbure moyenne.

7.4 LEP

Participants : Hervé Delingette, Nicholas Ayache [correspondant].

Mots clés : modèles déformables, segmentation d'images.

Dans le cadre de la bourse CIFRE de C. Allouche ainsi que d'un contrat de la mise à disposition de la bibliothèque **libsimplex**, la collaboration avec les Laboratoires d'Electroniques Philips (S. Makram) a été poursuivie. Celle-ci porte à la fois sur le suivi temporel du coeur et sur le développement de modèles déformables pour la segmentation d'images médicales. D'autre part, H. Delingette est conseiller scientifique auprès des Laboratoires d'Électroniques Philips.

7.5 Realviz

Participant : Hervé Delingette.

Mots clés : modèles déformables, reconstruction 3D.

Afin de tester la modélisation interactive d'objets tridimensionnels à partir de plusieurs images vidéo, la bibliothèque **libsimplex** a été mise à disposition auprès de la société Realviz dans le cadre du stage de Eric Guillaurre. Ce stage a été supervisé par S. Nullans et H. Delingette.

7.6 INSERM-Medtronic

Participants : Éric Bardinet [correspondant], Sébastien Ourselin, Nicholas Ayache.

Mots clés : maladie de Parkinson, atlas anatomique, IRM, recalage.

Ce contrat de recherche de 3 ans qui a débuté fin 1998 rassemble quatre partenaires : le projet EPIDAURE, le service de neuro-radiologie et l'unité INSERM U289 de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière de Paris et la société Medtronic. Le but est d'améliorer la localisation de la cible de stimulation des noyaux gris centraux pour le traitement de la maladie de Parkinson par une mise en correspondance des images IRM du patient (T1 et T2) et d'un atlas anatomique (constitué d'images IRM T1 et T2, de coupes histologiques de l'hémisphère droit et de

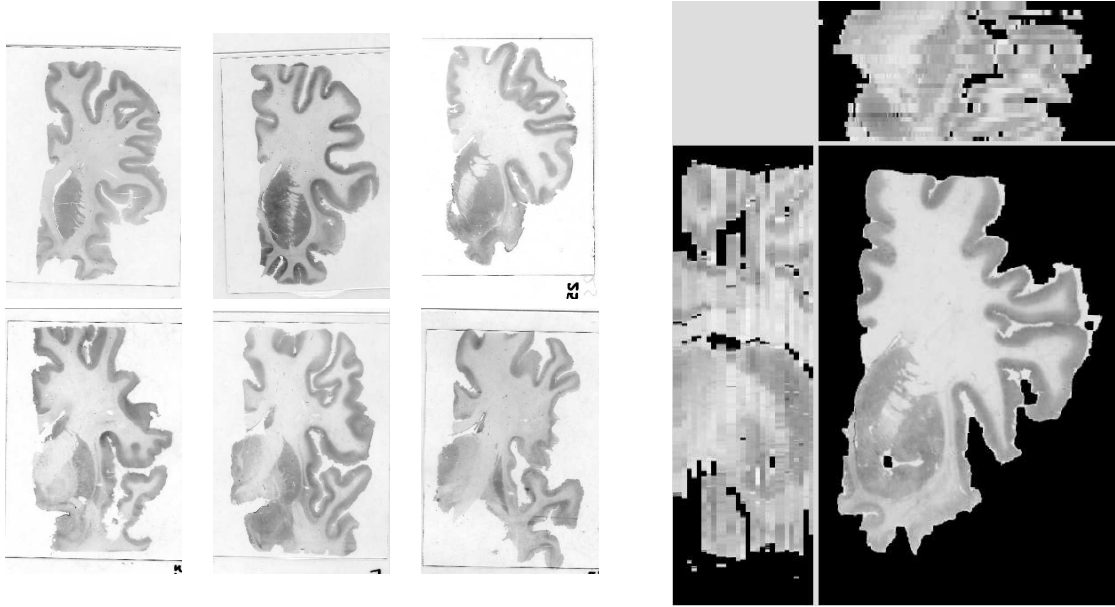


FIG. 20 – *A gauche : données histologiques originales (29 coupes espacées de 140μ ; 6 coupes visualisées ici). À droite : reconstruction 3D des coupes histologiques par recalage coupe à coupe et correction d'intensité.*

contours des principales structures anatomo-fonctionnelles visibles sur ces coupes et tracés par un anatomo-pathologiste de l'INSERM).

Cette année, nous avons obtenu des résultats satisfaisants de recalage intra-patient T1-T2 et inter-patients T1-T1 (entre le patient et l'atlas), et nous avons, grâce aux premières données histologiques disponibles, obtenu des résultats préliminaires encourageants pour la fusion des données constituant l'atlas.

Nous avons participé à une réunion plénière (le 31 mai à La Pitié Salpêtrière, Paris) et présenté des résultats de recalage intra-patient. Nous avons également été invités par Medtronic à présenter l'ensemble des travaux liés à ce contrat de recherche au siège de la société Sofamor-Danek (le 5 septembre à Boulder, Colorado, USA).

7.7 AREALL

Participants : Xavier Pennec [correspondant], Sébastien Granger.

Mots clés : Implantologie dentaire, recalage de surfaces.

Une convention de recherche de 3 ans a été établie à compter de décembre 1999 avec la société AREALL pour la bourse CIFRE de Sébastien Granger. Elle concerne l'évaluation de la précision du recalage 3D de courbes et de surfaces, pour un système robotique d'assistance à l'implantologie dentaire. Les résultats de cette année sont présentés dans la section 6.2.9.

8 Actions régionales, nationales et internationales

8.1 Actions régionales

8.1.1 ARC ICEMA

Participants : Maxime Sermesant, Hervé Delingette [correspondant], Nicholas Ayache.

L'action de recherche concertée Inria à laquelle le projet Epidaure participe a pour but de modéliser le couplage électromécanique du coeur. En particulier, pour le projet Epidaure, il s'agit de mettre au point un modèle biomécanique du coeur intégrant ce couplage afin d'améliorer le suivi des ventricules cardiaques dans des séquences temporelles d'images médicales volumiques (IRM ou ultrasons 4D). Cette action est coordonnée par le projet Sosso (F. Clément) et regroupe les projets Inria Macs, Sinus et Epidaure. La première réunion s'est déroulée à Rocquencourt le 4 mai 2000, la deuxième réunion ayant lieu à Sophia-Antipolis le 15 novembre 2000.

8.1.2 ACI Télémédecine et Technologies pour la Santé

Participants : Clément Forest, Guillaume Picinbono, Hervé Delingette [correspondant], Nicholas Ayache.

Le projet CAESARE (Chirurgie Abdominale Et Simulation A Retour d'Effort) a été retenu dans le cadre de l'Action concertée incitative "Télémédecine et Technologies pour la Santé". Ce projet a débuté en décembre 1999 et est financé pour une durée de 2 ans. À ce projet participent 5 projets Inria (Epidaure, Sharp, Imagis, Macs, M3N), l'IRCAD (Institut de recherche contre le cancer de l'appareil digestif) localisé à Strasbourg ainsi que la société ESI, localisée à Rungis et qui est spécialisée dans les logiciels de crash-tests automobiles.

L'objectif de ce projet est de développer et de valider un simulateur de chirurgie hépatique. Il s'inscrit dans la continuité des travaux sur la simulation de chirurgie menés au sein du projet Epidaure depuis 6 ans et au sein d'autres projets de l'Inria depuis 3 ans (ARC Aisim). La première réunion a eu lieu les 1 et 2 Mars 2000 à Rungis où les objectifs pour l'année 2000 ont été fixés. La seconde réunion a eu lieu fin novembre 2000.

8.1.3 Bourses de thèse régionales

Les allocations de doctorat de Jonathan Stoeckel et Alexis Roche sont partiellement financées par une bourse de la région Provence-Alpes Côte d'Azur.

8.2 Actions nationales

8.2.1 Action de développement IRMf

Participants : Xavier Pennec [correspondant], Nicholas Ayache, Pascal Cachier, Grégoire Malandain, Sébastien Ourselin, Alexis Roche.

Depuis janvier 2000, nous organisons et animons une action de développement INRIA sur

l'IRM fonctionnelle regroupant 3 équipes de l'INRIA (Epidaure, Robotvis et Vista), une équipe de l'INSERM (U494, IMQ, Pitié Salpêtrière) et l'équipe DRM du CEA-SHFJ à Saclay.

L'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle (IRMf) est une nouvelle technique permettant d'étudier le fonctionnement du cerveau. Couplée à l'imagerie par résonance magnétique anatomique (IRMa), cette approche est extrêmement puissante et tend à devenir une modalité de référence pour l'étude du fonctionnement du cerveau. Cependant, pour exploiter pleinement cette méthode, des problèmes de traitement géométrique des images doivent être résolus. Parmi les problèmes ouverts, nous en avons identifiés deux principaux liés au recalage des images : la compensation du mouvement au cours d'une séquence temporelle d'acquisition IRMf, et le recalage inter-sujets d'images IRMa pour comparer les activations sur une population de sujets. Un dernier problème est lié à la validation des résultats des recalages. Une idée intéressante pour cette validation consiste à vérifier si les méthodes de recalage améliorent la détection et la localisation des zones d'activations (en mono ou multi-sujets). On pourra par la même occasion tester l'hypothèse de limite fonctionnelle des racines sulcales.

La première réunion plénière a eu lieu le 15 février 2000 au CEA-SHFJ et a rassemblé près de 20 personnes des 5 équipes concernées. Elle a permis de faire le point sur l'état de l'art et les méthodes développées dans les différentes équipes grâce à 12 exposés scientifiques. La seconde réunion plénière s'est déroulée à Sophia Antipolis le 18 septembre 2000 avec plus de 25 personnes des mêmes équipes. 12 exposés ont permis de discuter les résultats obtenus en correction des distorsions et du biais, compensation de mouvement dans les séquences d'IRMf, recalage inter-sujets avec contraintes anatomiques, et validation des méthodes de recalage.

8.2.2 Action de Recherche Collaborative MC2

Participants : Xavier Pennec [correspondant], Nicholas Ayache, Grégoire Malandain, Sébastien Ourselin, David Rey, Alexis Roche.

Nous participons à l'action de recherche collaborative MC2 (Mieux Connaître le Cerveau), démarrée en janvier 2000 pour deux ans, qui vise à intégrer les techniques d'imagerie par résonance magnétique nucléaire et celles d'électro- et magnéto-encéphalographie.

Dans cette action, nous nous intéressons plus particulièrement au recalage des différentes modalités d'imagerie (IRM anatomique, fonctionnelle et de diffusion) dans un même système de coordonnées avec compensation des distorsions non-linéaires.

Nous avons participé aux deux réunions plénières (le 16 février à la Pitié Salpêtrière, Paris et le 19 septembre à Sophia Antipolis) et présenté des résultats préliminaires sur le recalage des images IRM anatomique et de diffusion (voir section 6.4.1).

8.2.3 Conseil scientifique

- N. Ayache est conseiller scientifique auprès de l'ISM (Institute of Applied Sciences in Medicine) à Munich (Allemagne), dirigé par le Pr. Auer, neurochirurgien. Il est membre du conseil scientifique de l'action « Cognitique » (action multidisciplinaire entre neurosciences, informatique et sciences humaines) lancée par le Ministère de la Recherche depuis 1998.

- Hervé Delingette est conseiller scientifique auprès des *Laboratoires d'Electronique Philips S.A.S.*, de la société Data Proxima.
- Grégoire Malandain est conseiller scientifique auprès de la société «Health Center Internet Services» (ex Focus Imaging).
- Xavier Pennec est conseiller scientifique auprès de la société AREALL (ex Space Master).

8.2.4 Collaboration avec des hôpitaux nationaux

Nous regroupons dans cette section une liste des centres de recherche hospitaliers nationaux avec lesquels nous avons une action de recherche commune.

IRCAD, hôpitaux de Strasbourg Pr. Marescaux : simulation de chirurgie hépatique (voir la section 6.5 pour les résultats nouveaux).

Institut Curie, Paris Pr. Rosenvald : le logiciel Yasmina a été mis à disposition de l'Institut Curie pour son évaluation dans le cadre du planning de radiothérapie.

Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, Paris Le Dr. J. Yelnik (INSERM U289) et Pr. D. Dormont (service de neuroradiologie) sont nos partenaires dans le contrat de recherche INSERM-Medtronic (voir section 7.6).

Le Pr. Grenier et le Dr. Beigelman collaborent sur l'étude de l'évolution de tumeurs pulmonaires.

Centre anti-cancer Antoine Lacassagne, Hôpital Pasteur, Nice Le Pr. Jacques Darcourt est co-directeur de la thèse de Jonathan Stoeckel (diagnostic précoce de la maladie d'Alzheimer par imagerie fonctionnelle) avec Nicholas Ayache. Dans ce cadre, la phase d'acquisition d'images cérébrales fonctionnelles et anatomiques est effectuée au service de médecine nucléaire du centre Antoine Lacassagne, dans le cadre du projet européen SID⁴. L'expertise médicale de ce laboratoire sera également précieuse pour l'interprétation des résultats obtenus, ainsi que lors de la phase de validation clinique de ceux-ci.

Une évaluation du logiciel Yasmina est en cours de réalisation par le Dr. Bondiau, pour identifier les bénéfices de son utilisation pour la mise au point des plannings de traitement des tumeurs cérébrales par radiothérapie.

Les docteurs Bondiau et Migneco sont inscrits en thèse de sciences et mènent leur recherche au sein du projet.

CHU de Nice, Hôpital Pasteur La collaboration se poursuit avec le Pr. Chatel (service de neurologie), le Dr. Lebrun-Frény (service de neurologie) et le Dr. Chanalet (service de radiologie) du CHU de Nice, dans le cadre de l'étude de l'évolution de la charge lésionnelle de la sclérose en plaques au cours du temps (voir section 6.4.1). Cette collaboration doit permettre

4. Spect In Dementia - improving cost effectiveness by using novel methods of image analysis for the early detection of Alzheimer's disease.

de réaliser un suivi temporel des patients en mettant en parallèle les résultats obtenus par analyse numérique des images avec l'évolution clinique connue des médecins.

8.3 Actions européennes

8.3.1 Projet Européen ROBOSCOPE

Participants : Xavier Pennec [correspondant], Alexis Roche, Pascal Cachier, Nicholas Ayache.

Le projet européen ROBOSCOPE (Ultrasound-Image-Guided Manipulator-Assisted system for Minimally Invasive Endo-Neurosurgery, Telematics, HC 4018) qui a débuté au mois de juin 1998, s'est terminé en juin 2000.

Ce projet se proposait d'assister des opérations neurochirurgicales à l'aide d'images médicales et d'un bras manipulateur. L'opération est planifiée sur une image IRM préopératoire. Lors de l'intervention, on acquiert des images ultrasonores qu'il faut recalcr avec l'image préopératoire et fusionner avec la position du bras manipulateur pour localiser en temps réel la position de l'instrument chirurgical et la déformation des structures anatomiques.

Les principaux partenaires sont Kretz-Technik (Autriche) et le Fraunhofer Institute (Allemagne) pour le développement d'une nouvelle sonde ultrasonore tridimensionnelle adaptée à l'acquisition d'images per-opératoires ; Fokker Control Systems (Allemagne) et Imperial College (Royaume Uni) pour le développement du robot, les spécifications, en particulier au niveau de la sûreté du système, excluant l'adaptation d'un robot industriel. Dans ce contexte, nous nous occupons tout naturellement des problèmes de traitement d'image, en particulier pour le recalage IRM / US et le suivi des déformations dans la séquence d'images US per-opératoires.

Les principales actions ont consisté cette année à :

- continuer le travail sur les algorithmes de recalage IRM - ultrason (voir section 6.2.1 et [62]) et de suivi des déformations dans les images ultrasonores (voir section 6.4.2 et [63]) ;
- intégrer les logiciels nécessaires dans la plate-forme d'intégration (séjour de 3 jours de X. Pennec et P. Cachier à IBMT en février 2000) ;
- présenter les résultats obtenus lors de l'évaluation du projet par la Communauté Européenne en janvier 2000 à Bruxelles (exposé de X. Pennec pour la partie imagerie du projet) et des journées finales, ouvertes au public scientifique (séjour de 3 jours de X. Pennec et A. Roche à Saarbruck en juin 2000).

Les résultats des travaux effectués ont également donné lieu à une publication à MICCAI'2000 [53], des soumissions à Transaction in Medical Imaging (TMI), Pattern Recognition Letters et Int. Conf. on Information Processing in Medical Imaging (IPMI'00).

8.3.2 Projet Européen QAMRIC

Participants : Éric Bardinet [correspondant], Sébastien Ourselin, Nicholas Ayache.

Nous participons au projet européen QAMRIC (BIOMED 2, projet numéro PL97-6048) qui a pour but de développer des techniques de diagnostic précoce de la maladie de Creutzfeldt-

Jakob. Ce projet de 36 mois qui a débuté le 1^{er} novembre 1998 fait partie d'un vaste programme d'étude de la maladie dite de la « vache folle » et de ses répercussions sur la santé publique. Les recherches portent sur le développement de nouveaux algorithmes de traitement d'images tridimensionnelles pour la détection automatique des anomalies d'intensité dans les images IRM, la quantification et la localisation de ces anomalies dans les images IRM in-vivo et post-mortem, et leur corrélation avec les résultats histologiques obtenus à partir de sections anatomiques. Tous les algorithmes sont testés sur une base de données européenne qui est collectée par les partenaires des universités de Canterbury, Edinburgh, Göttingen et Louvain.

Cette année, nous avons obtenu des résultats préliminaires encourageants principalement selon deux directions :

1. Identification automatique de régions d'intérêt sur les images IRM du cerveau par mise en correspondance d'un atlas étiqueté.

On connaît maintenant la localisation de certaines des anomalies d'intensité sur les images IRM in-vivo pour différents types de la maladie de Creutzfeldt-Jakob (noyau caudé et putamen pour la forme sporadique, thalamus pour la forme nouveau variant). Permettre l'identification automatique de ces différentes régions d'intérêt sur les images IRM permettra donc de pouvoir étudier les éventuelles anomalies d'intensité uniquement dans ces régions, et par là même aider à la mise en place d'un diagnostic précoce de la maladie.

2. Reconstruction tri-dimensionnelle du cerveau à partir de sections optiques anatomiques.

Pour faciliter la corrélation des résultats histologiques, obtenus à une échelle microscopique, et des résultats sur les images IRM, une étape intermédiaire est nécessaire. Le cerveau est donc photographié lors de sa découpe en sections coronales, avant l'étude histologique, ce qui fournit des données optiques (un ensemble d'images bi-dimensionnelles) à une échelle macroscopique. Nous avons réalisé la reconstruction tri-dimensionnelle du cerveau à partir de ces données, ce qui constitue l'une des étapes indispensables pour la mise en correspondance de l'histologie et de l'IRM. Ce travail (voir section 6.2.7) a donné lieu à une publication à MICCAI'2000 [38].

Nous avons participé aux deux réunions plénières de l'année (les 24/25 mars à Canterbury, Kent, Angleterre et les 2/3 novembre à Edimbourg, Ecosse) et présenté un ensemble de résultats préliminaires, en particulier pour la reconstruction tri-dimensionnelle du cerveau à partir des sections anatomiques macroscopiques, et pour l'identification automatique de régions d'intérêt sur les images IRM.

Plus de renseignements sont disponibles sur le site Web du projet (<http://www-sop.inria.fr/epidaure/Collaborations/QAMRIC/qamric.html>).

8.3.3 Projet Européen MAPAWAMO

Participants : Grégoire Malandain, Éric Bardinnet, Nicholas Ayache, Thierry Viéville, Olivier Faugeras.

Le projet Epidaure est l'un des partenaires du projet européen MAPAWAMO (*«Mapping visual cortical regions in awake, behaving monkey using functional MRI»*, QOL Neuroscience

«Behaviour, cognition and functional mapping of the brain», projet numéro QLRT1999-30161, partenariat entre «Universiteit K.U. Leuven», INRIA (Robotvis et Epidaure) et «Technical University of Denmark»). Ce projet de 36 mois qui a débuté en octobre 2000 a pour objectifs le perfectionnement des techniques existantes d'IRM fonctionnelle pour le singe, afin de permettre la comparaison des images d'IRM fonctionnelle avec une cartographie métabolique standard pré-existante chez le singe, et finalement une comparaison directe des réseaux corticaux chez des primates humains et non-humains.

8.3.4 Collaboration avec le MARIARC, Liverpool, Royaume Uni

Participants : Neil Roberts, Sylvain Prima [correspondant].

Notre collaboration avec le Magnetic Resonance and Image Analysis Research Center de Liverpool sur l'étude de l'atrophie de l'hippocampe à partir d'images de résonance magnétique s'est poursuivie. Elle a consisté principalement en de nombreuses visites de part et d'autre, permettant une analyse approfondie des données acquises les années précédentes.

8.3.5 Collaborations avec des hôpitaux européens

De nombreuses collaborations avec des hôpitaux européens s'effectuent dans le cadre des projets européens Biomorph, Roboscope, et Qamric :

Hôpital de Louvain (Belgique) Dr. Philippe Demaerel : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.2).

UMDS Guy's and St. Thomas's Hospitals (Angleterre) Dr. Alan Colchester : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.2).

Hôpital de Göttingen (Allemagne) Dr. Michael Finkenstaedt : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.2).

Western General Hospital, Edinburgh (Écosse) Dr. James Ironside, Dr. Joanna Wardlaw, Dr. Robert Will : partenaires du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.2).

8.4 Accueils de chercheurs étrangers

Italie : Oliver Tonet, doctorant à l'université de Pise sous la direction de P. Dario, a été accueilli au sein du projet Epidaure de Mars à Novembre. Lors de son séjour, Oliver a travaillé sur la mise en place d'une interface logicielle entre un système à retour d'effort (le Phantom de Sensable Technologies) et des modèles temps-réels de tissus mous pour la simulation de chirurgie.

Belgique : Dirk Vandermeulen, professeur associé dans le «Medical Image Computing Dpt., Katholieke Universiteit, Leuven, Belgium», a été accueilli au sein du projet Epidaure de Mai à Octobre. Lors de son séjour, Dirk a notamment travaillé dans le cadre du projet européen QAMRIC, son équipe en étant, tout comme Epidaure, partie prenante.

Koen Van Leemput, doctorant dans le «Medical Image Computing Dpt., Katholieke Universiteit, Leuven, Belgium», sous la direction de D. Vandermeulen, a été accueilli au sein du projet Epidaure au cours du mois de Septembre. Lors de son séjour, Koen a travaillé sur le problème du volume partiel dans les images IRM, en particulier sur la base de données d'images du projet européen QAMRIC.

9 Diffusion de résultats

9.1 Animation de la Communauté scientifique

9.1.1 Comités de rédaction de revues

Medical Image Analysis N. Ayache est cofondateur et corédacteur en chef avec J. Duncan (Professeur à Yale) de cette revue scientifique créée en 1996 et publiée par Oxford University Press. J-P. Thirion est membre du comité de rédaction et F. Pezé est assistante éditoriale. Ce journal est maintenant référencé par *Index Medicus* et *MEDLINE*, qui sont les principales bases de données internationales pour les articles médicaux.

IEEE Transactions on Medical Imaging N. Ayache est rédacteur associé. F. Pezé l'assiste dans cette tâche.

N. Ayache est membre du comité de rédaction des revues **International Journal on Computer Vision** (Kluwer), **Medical Image Technology** (revue japonaise), **Videre : a journal of Computer Vision Research** (MIT-Press) et **Journal of Computer Assisted Surgery** (Wiley).

9.1.2 Participation à l'organisation de conférences

H. Delingette est membre du comité scientifique de la conférence RECPAD2000 (Porto, 11 et 12 Mai 2000) ainsi que la première conférence franco-britannique sur la réalité virtuelle qui s'est déroulée à Brest les 11 et 12 juillet 2000. Il est membre du comité international de l'école d'été IEEE EMBS qui se déroule tous les deux ans dans l'île de Berder en Bretagne.

N. Ayache est membre du comité de plusieurs conférences dont MICCAI'00 et ECCV'00.

9.1.3 Animation scientifique

N. Ayache a assuré la vice-présidence du comité de projets de l'INRIA Sophia-Antipolis, ainsi que l'animation et la présidence du comité COLORS, chargé de lancer des appels à propositions pluridisciplinaires impliquant des équipes INRIA et des équipes extérieures à l'INRIA. Par ailleurs, N. Ayache assiste le directeur scientifique de l'INRIA (G. Kahn) sur le thème Informatique et Santé.

9.2 Enseignement universitaire

École Centrale de Paris N. Ayache est responsable du cours Traitement des images et reconnaissance de formes, option Mathématiques Appliquées (21h), avec la participation de H. Delingette (3h).

DEA Orsay N. Ayache est responsable d'un module de cours 1998/1999 de 15h sur la vision par ordinateur, dont H. Delingette a assuré 3 heures.

ENSTA Grégoire Malandain est responsable d'un cours « algorithmes de vision » d'une semaine, pour les étudiants de 3^e année de l'ENSTA qui se déplacent à Sophia Antipolis à cette occasion. Les intervenants de ce cours sont des membres de plusieurs projets (Ariana, Epidaure, Prisme, Robotvis, Saga).

DESS Génie Biomédical de Nice Grégoire Malandain est responsable d'un cours « traitement des images médicales » de 24 heures.

Sylvain Prima a donné 20 heures de travaux dirigés en support du cours de « traitement des images médicales » dont Grégoire Malandain est responsable.

DEA ARAVIS Grégoire Malandain est responsable d'un cours « imagerie volumique » de 15 heures. Nicholas Ayache est responsable d'un module de cours sur les outils avancés en traitement numérique des images médicales (15h) à partir de la rentrée 1999.

Siggraph'00 Nicholas Ayache a été invité à participer à l'enseignement d'un cours d'une journée sur la simulation de chirurgie organisé dans le cadre de la conférence Siggraph00 (Los Angeles, États Unis, 10 août).

9.3 Thèses et Stages

9.3.1 Thèses soutenues en 2000

1. Karl Krissian, *Traitement multi-échelle : Applications à l'imagerie médicale et à la détection tridimensionnelle de vaisseaux*, université de Nice-Sophia Antipolis, soutenue le 6 janvier 2000. Jury : N. Ayache (directeur), I. Bloch (rapporteur), R. Deriche, G. Gerig (rapporteur), G. Malandain (co-directeur), R. Vaillant.
2. Guillaume Picinbono, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*, université de Nice Sophia-Antipolis, soutenance prévue en décembre 2000. Jury pressenti : N. Ayache (directeur), P. Cinquin (rapporteur), H. Delingette (co-directeur), P. Sander, D. Thalmann (rapporteur).
3. Sylvain Prima, *Analyse statistique en traitement d'images médicales*, université Paris XI, Orsay, soutenance prévue en décembre 2000. Jury pressenti : N. Ayache (directeur), C. Barillot (rapporteur), A. Osorio, N. Roberts, J.P. Thirion, D. Vandermeulen (rapporteur).
4. Alexis Roche, *Recalage d'images multimodales utilisant des critères statistiques*, université de Nice Sophia-Antipolis, soutenance prévue en décembre 2000. Jury pressenti : N.

Ayache (directeur), M. Brady (rapporteur), J. Darcourt, G. Malandain (co-directeur), D. Vandermeulen (rapporteur), M. Viergever.

9.3.2 Thèses en cours

1. Pascal Cachier, *Recalage non rigide d'images ultrasonores et IRM 3D. Application à l'étude de la dynamique cardiaque et à la neurochirurgie endoscopique*, ENS Cachan.
2. Guillaume Flandin, *Utilisation d'informations géométriques pour l'analyse statistique des données d'IRMf*, université de Nice-Sophia Antipolis. Thèse en étroite collaboration avec l'équipe d'acquisition et de traitement statistique du SHFJ-Orsay possédant les scanners IRMf (séjour d'un an prévu en 2001).
3. Clément Forest, *Introduction de composantes physiologiques dans un simulateur de chirurgie laparoscopique*, École Polytechnique.
4. Sébastien Granger, *Évaluation de la précision du recalage 3D de courbes et de surfaces. Application à la robotique assistée par ordinateur pour l'implantologie dentaire*, École des Mines de Paris.
5. Sébastien Ourselin, *Mise en correspondance automatique de sections histologiques avec des images médicales tridimensionnelles*, université de Nice-Sophia Antipolis.
6. Stéphane Nicolau, *Construction d'un système de réalité augmentée pour la chirurgie hépatique*, université de Nice-Sophia Antipolis.
7. David Rey, *Détection et quantification automatiques de processus évolutifs dans les images médicales tridimensionnelles*, université de Nice-Sophia Antipolis.
8. Maxime Sermesant, *Étude d'un modèle biomécanique du coeur pour l'analyse d'images cardiaques*, université de Nice-Sophia Antipolis.
9. Jonathan Stoeckel, *Diagnostic précoce de la maladie d'Alzheimer par imagerie fonctionnelle*, École des Mines de Paris.

9.3.3 Participation à des jurys

Nicholas Ayache a participé aux jurys de thèse de Karl Krissian (UNSA, Directeur), Johan Montagnat (UNSA, Examineur), Denis Rivière, (CEA, Président), Éric Debreuve, (UNSA, Examineur), Erwan Kerrien, (Nancy, Rapporteur), Johannes Hug, (Zurich, Rapporteur) et Pierre Hellier, (Rennes, Rapporteur), ainsi qu'au jury de l'habilitation à diriger des recherches de J.P. Gambotto, (Orsay, examinateur).

Hervé Delingette a participé aux jurys de thèse de Ali ZOGHEIB (Université d'Orléans). Il a été le rapporteur de la thèse de M. Angel Ballester (U. d'Oxford), d'Isam Hilal (ENST Brest), d'Olivier Bedelet (Université d'Orsay) et de François Boux-de-Casson (Université de Savoie).

9.3.4 Stages effectués dans le projet

1. Walid Ben Sassi, *Segmentation d'images cérébrales en utilisant des modèles déformables*, Ecole Polytechnique.
2. Gérard Bianchi, *Réalité Augmentée en chirurgie hépatique*, DEA Informatique, Productique, Imagerie médicale – Université Blaise Pascal Clermont-Ferrand II.
3. Yves Chau, *Extraction automatique des structures arborescentes pulmonaires – Création semi-automatique des segments pulmonaires sur des images tomographiques normales*, DEA Algorithmique, Robotique, Automatique, Vision, Image et Signal – université de Nice-Sophia Antipolis.
4. Guillaume Flandin, *Filtrage Adaptatif par Analyse Tensorielle*, Stage de DEA Signal, Image, Acoustique - ENSEEIHT, Toulouse, 6 mois.
5. Eric Guilhaurre, *Reconstruction et déformation contrainte de surfaces*, ESSI.
6. Aline Myx, *Visualisation du déplacement des viscères pelviens par analyse d'images dans la chirurgie du prolapsus rectal*, DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine - université d'Angers.
7. Niels Raynaud, *Approche Statistique pour la segmentation d'images tridimensionnelles du foie*, Ecole Normale Supérieure.

9.4 Participation à des colloques, séminaires, invitations

Nous ne donnons ici que les participations invitées. On se reportera à la bibliographie pour les participations à des conférences avec une soumission.

- **Nicholas Ayache** a donné 5 conférences plénières invitées lors des événements suivants: *Recherche des Applications du Magnétisme en Médecine*, Lille, février 2000, *Mathematical Methods in Biomedical Imaging Analysis (MMBIA)*, Savannah, USA, juin 2000, *Mathematics and Image Analysis (MIA)*, Paris, septembre 2000, *Machine Vision and Applications (MVA)*, Tokyo, novembre 2000, *Model Driven Acquisition* (sous les auspices de l'Académie des Sciences et du Ministère de la Recherche), Grenoble, novembre 2000.

Par ailleurs, **N. Ayache** a donné des conférences invitées lors des événements suivants: *Rencontres France-Israel*, Marseille, mars 2000, *Workshop on Medical Robotics*, Int. Conf. on Robotics and Automation, San Francisco, mai 2000, *Workshop on 3-D Shape Modeling*, Int. Conf. on Robotics and Automation, San Francisco, mai 2000, *Course on Modeling in Medicine*, Siggraph'2000, New-Orleans, USA, juin 2000, *European Conference on Endoscopic Gynecology*, Paris, oct. 2000.

- **Hervé Delingette** a été invité à effectuer une présentation lors du colloque SFGBM "technologies pour la santé : réflexions sur l'avenir", lors de conférence AFIG'99, aux secondes journées de l'Informatique et des images de Nancy, à l'école d'été internationale IEEE EMBS en imagerie biomédicale, à la conférence WDM2000 en Suède. Il a également

présenté ses travaux à l'université Johns Hopkins (Baltimore), à l'université de Pennsylvanie (Philadelphie) ainsi qu'aux laboratoires de recherche de Siemens à Princeton.

- **Grégoire Malandain** a été invité à donner un cours sur *le traitement d'image en radiothérapie* à des physiciens d'hôpitaux dans le cadre d'un enseignement post-universitaire organisé par la Société Française de Physique Médicale (janvier 2000). Il a également été invité à présenter ses travaux lors d'un colloque organisé par l'INSERM, *Contribution of mathematical models of cerebral circulation to cerebrovascular pathophysiology and endarterectomy indication* (Toulouse, septembre 2000), au premier workshop sur les Applications Médicales de l'Intelligence Neuro-Artificielle, AMINA, (Tunisie, novembre 2000), et à présenter les travaux de l'équipe lors de la Journée "Avancées et perspectives en GMCAO" (Grenoble, septembre 2000).
- **Xavier Pennec** a été invité à participer au colloque "Image Analysis and High Level Vision Modeling", organisé du 13 au 17 novembre 2000 par "the Institute for Mathematics and Its Applications - University of Minnesota" à Minneapolis. Il a représenté l'INRIA lors de l'évaluation du Projet Européen ROBOSCOPE à Bruxelles en janvier 2000 et lors des journées de rencontre finales en juin 2000, ouvertes au public scientifique.
- **Éric Bardinet** a présenté les récents développements de recalage d'images du projet à l'Université Chapell Hill (Caroline du Nord, USA), dans les équipes des Prs. Steve Pizer et Guido Gerig.
- **Éric Bardinet et Sébastien Ourselin** ont présenté les activités de recherche liées au contrat INSERM-Medtronic au siège de la société Sofamor-Danek (Boulder, Colorado, USA), récemment acquise par Medtronic, et qui développe un produit présentant des points communs avec ce contrat.
- **Nicholas Ayache, Sébastien Ourselin, Xavier Pennec, Alexis Roche et Jonathan Stoeckel** ont participé à une école sur l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle à Orsay du 9 au 11 mai 2000.

10 Bibliographie

Ouvrages et articles de référence de l'équipe

- [1] N. AYACHE, *Artificial Vision for Mobile robots - Stereo-vision and Multisensor Perception*, MIT-Press, 1991.
- [2] N. AYACHE (éditeur), *Proceedings of the Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medecine (CVRMed'95), Lecture Notes in Computer Science, 905*, Nice (France), Springer Verlag, avril 1995.
- [3] N. AYACHE, «L'analyse automatique des images médicales, état de l'art et perspectives», *Annales de l'Institut Pasteur* 9, 1, avril-juin 1998, p. 13–21, Numéro spécial sur les progrès récents de l'imagerie médicale.

- [4] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics», *Medical Image Analysis* 1, 2, 1996, p. 129–149.
- [5] J. DECLERCK, N. AYACHE, E. MCVEIGH, «Use of a 4D planispheric transformation for the tracking and the analysis of LV motion with tagged MR images», in: *SPIE Medical Imaging, vol. 3660*, San Diego, CA, USA, février 1999. également rapport de recherche INRIA RR 3535, Oct. 1998, soumis à *IEEE TMI*, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3535.html>.
- [6] J. DECLERCK, *Étude de la dynamique cardiaque par analyse d'images tridimensionnelles*, thèse de doctorat, université de Nice-Sophia Antipolis, novembre 1997.
- [7] H. DELINGETTE, «Towards Realistic Soft Tissue Modeling in Medical Simulation», *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, avril 1998, p. 512–523.
- [8] H. DELINGETTE, «General Object Reconstruction based on Simplex Meshes», *International Journal of Computer Vision* 32, 2, 1999, p. 111–146.
- [9] J. FELDMAR, N. AYACHE, F. BETTING, «3D-2D Projective Registration of Free-Form Curves and Surfaces», *Computer Vision and Image Understanding* 65, 3, mars 1997, p. 403–424.
- [10] J. FELDMAR, N. AYACHE, «Rigid, Affine and Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces», *IJCV* 18, 2, mai 1996, p. 99–119.
- [11] A. GUÉZIEC, X. PENNEC, N. AYACHE, «Medical Image Registration using Geometric Hashing», *IEEE Computational Science & Engineering, special issue on Geometric Hashing* 4, 4, décembre 1997, p. 29–41.
- [12] G. MALANDAIN, G. BERTRAND, N. AYACHE, «Topological segmentation of discrete surfaces», *Int. Journal of Computer Vision* 10, 2, 1993, p. 183–197.
- [13] G. MALANDAIN, S. FERNÁNDEZ-VIDAL, J.-M. ROCCHISANI, «Mise en correspondance d'objets 3D par une approche mécanique: application aux images médicales multimodales», *Traitement du Signal* 11, 6, 1994, p. 541–558.
- [14] X. PENNEC, J. THIRION, «A Framework for Uncertainty and Validation of 3D Registration Methods based on Points and Frames», *Int. Journal of Computer Vision* 25, 3, 1997, p. 203–229.
- [15] G. SUBSOL, «Crest Lines for Curve Based Warping», in: *Brain Warping*, A. W. Toga (éditeur), Academic Press, 1998, ch. 13, p. 225–246.
- [16] J.-P. THIRION, «The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces», *Int. Journal of Computer Vision* 19, 2, 1996, p. 115–128.
- [17] J.-P. THIRION, «New Feature Points based on Geometric Invariants for 3D Image Registration», *Int. Journal of Computer Vision* 18, 2, May 1996, p. 121–137.

Thèses et habilitations à diriger des recherches

- [18] K. KRISSIAN, *Traitement multi-échelle: Applications à l'imagerie médicale et à la détection tridimensionnelle de vaisseaux*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, janvier 2000.
- [19] G. PICINBONO, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, décembre 2000.

- [20] S. PRIMA, *Analyse statistique en traitement d'images médicales*, thèse de doctorat, université Paris XI, Orsay, décembre 2000.
- [21] A. ROCHE, *Recalage d'images multimodales utilisant des critères statistiques*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, décembre 2000.

Articles et chapitres de livre

- [22] N. AYACHE, «Imagerie et robotique médicales: du microscope informatique au simulateur de chirurgie», *Technique et Sciences informatiques* 19, 1, janvier 2000.
- [23] S. COTIN, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «A Hybrid Elastic Model allowing Real-Time Cutting, Deformations and Force-Feedback for Surgery Training and Simulation», *The Visual Computer*, 2000, à paraître.
- [24] J. DECLERCK, N. AYACHE, E. MCVEIGH, «Use of a 4D planispheric transformation for the tracking and the analysis of LV motion with tagged MR images», *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, à paraître.
- [25] J. DUNCAN, N. AYACHE, «Medical Image Analysis: Progress over two decades and the challenges ahead», *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 22, 1, 2000, p. 85–106.
- [26] A. GUIMOND, A. ROCHE, N. AYACHE, J. MEUNIER, «Multimodal Brain Warping Using the Demons Algorithm and Adaptative Intensity Corrections», *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, à paraître.
- [27] K. KRISIAN, G. MALANDAIN, N. AYACHE, R. VAILLANT, Y. TROUSSET, «Model-Based Detection of Tubular Structures in 3D Images», *Computer Vision and Image Understanding* 80, 2000, p. 130–171.
- [28] S. OURSELIN, A. ROCHE, G. SUBSOL, X. PENNEC, N. AYACHE, «Reconstructing a 3D Structure from Serial Histological Sections», *Image and Vision Computing* 19, 1-2, 2000, p. 25–31.
- [29] X. PENNEC, N. AYACHE, J. THIRION, «Chap. 31: Landmark-based registration using features identified through differential geometry», in : *Handbook of Medical Imaging*, I. Bankman (éditeur), Academic Press, septembre 2000, p. 499–513.
- [30] S. PRIMA, S. OURSELIN, N. AYACHE, «Computation of the Mid-Sagittal Plane in 3D Brain Images», *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, à paraître.
- [31] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Automatic Detection and Segmentation of Evolving Processes in 3D Medical Images: Application to Multiple Sclerosis», *soumis au journal Medical Image Analysis (MedIA, Elsevier)*, 2000.
- [32] A. ROCHE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, «Unifying Maximum Likelihood Approaches in Medical Image Registration», *International Journal of Imaging Systems and Technology: Special Issue on 3D Imaging* 11, 2000, p. 71–80.
- [33] A. ROCHE, X. PENNEC, G. MALANDAIN, N. AYACHE, «Rigid Registration of 3D ultrasound with MR Images: a new Intensity-Based Approach Combining Intensity and Gradient Information», *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 2000, à paraître.
- [34] J.-P. THIRION, S. PRIMA, G. SUBSOL, N. ROBERTS, «Statistical Analysis of Normal and Abnormal Dissymmetry in Volumetric Medical Images», *Medical Image Analysis (MedIA)* 4, 2, juin 2000, p. 111–121, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3178.html>.

Communications à des congrès, colloques, etc.

- [35] E. BARDINET, S. FERNÁNDEZ-VIDAL, S. DAMAS, G. MALANDAIN, N. P. DE LA BLANCA CAPILLA, «Structural Object Matching», *in: Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems (ACIVS 2000)*, Baden-Baden, Allemagne, août 2000.
- [36] P. CACHIER, X. PENNEC, «3D Non-Rigid Registration by Gradient Descent on a Gaussian-Windowed Similarity Measure using Convolutions», *in: Proc. of IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis (MMBIA'00)*, IEEE Computer society, p. 182–189, Hilton Head Island, Caroline du Sud, USA, juin 2000.
- [37] P. CACHIER, D. REY, «Symmetrization of the Non-Rigid Registration Problem using Inversion-Invariant Energies: Application to Multiple Sclerosis», *in: Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, Pittsburgh, Pennsylvanie USA, octobre 11-14 2000.
- [38] A. COLCHESTER, S. OURSELIN, Y. ZHU, E. BARDINET, Y. HE, A. ROCHE, S. AL-SARRAJ, B. NAILON, J. IRONSIDE, N. AYACHE, «3-D Reconstruction of Macroscopic Optical Brain Slice Images», *in: Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, Pittsburgh, Pennsylvanie USA, octobre 11-14 2000.
- [39] H. DELINGETTE, J. MONTAGNAT, «New Algorithms for Controlling Active Contours Shape and Topology», *in: European Conference on Computer Vision (ECCV'2000)*, D. Vernon (éditeur), *LNCS, 1843*, Springer, p. 381–395, Dublin, Irlande, juin 2000.
- [40] H. DELINGETTE, «Surgery Simulation», *in: Fourth IEEE EMBS International Summer School on Biomedical Imaging*, IEEE EMBS, Berder, France, juin 2000.
- [41] I. DYGAJ, J. STOECKEL, O. MIGNECO, P. DESVIGNES, G. MALANDAIN, N. AYACHE, M. CHATEL, F. FAUCHON, M. FRENAY, J. DARCOURT, F. BUSSIÈRE, «SPM Analysis Applied to MIBI-SPECT for the Diagnosis of Recurrent Oligodendrogliomas», *in: European Journal of Nuclear Medicine*, 27, 8, août 2000.
- [42] D. ETIENNE, A. STANKOFF, X. PENNEC, S. GRANGER, A. LACAN, R. DERYCKE, «A new approach for dental implant aided surgery. A pilot evaluation», *in: Proc. of CARS'2000*, L. H.U., V. M.W., I. K., A. Farman, D. K. (éditeurs), Elsevier, p. 927–931, 2000.
- [43] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, E. BARDINET, G. MALANDAIN, S. DAMAS, N. DE LA BLANCA CAPILLA, «Object Representation and Comparison Inferred from Its Medial Axis», *in: International Conference on Pattern Recognition (ICPR 2000)*, p. Vol I: 712–715, Barcelone, Espagne, septembre 2000.
- [44] C. LEBRUN, D. REY, G. MALANDAIN, S. CHANALET, N. AYACHE, M. CHATEL, «Detection and quantification of MS lesions MRI variations by mathematical differential operators», *in: 16th Congress of the European Committee for Treatment and Research in Multiple Sclerosis, Revue Neurologique (Supplement)*, 156, p. 3S104, Toulouse, France, septembre 6-9 2000.
- [45] O. MIGNECO, G. MALANDAIN, A. ROCHE, I. DYGAJ, F. BUSSIÈRE, N. AYACHE, J. DARCOURT, «Absolute calibration of HMPAO SPECT using Xenon-133», *in: European Journal of Nuclear Medicine*, 27, 8, août 2000.

- [46] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, «Space and Time Shape Constrained Deformable Surfaces for 4D Medical Image Segmentation», in: *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, p. 196–205, Pittsburgh, Pennsylvania USA, October 11-14 2000.
- [47] S. OURSELIN, A. ROCHE, S. PRIMA, N. AYACHE, «Block Matching: A General Framework to Improve Robustness of Rigid Registration of Medical Images», in: *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, Pittsburgh, Pennsylvania USA, octobre 11-14 2000.
- [48] G. PICINBONO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Real-Time Large Displacement Elasticity for Surgery Simulation: Non-Linear Tensor-Mass Model», in: *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), *Lectures Notes in Computer Science, 1935*, Springer, Pittsburgh, Pennsylvania USA, octobre 11-14 2000.
- [49] G. PICINBONO, J. LOMBARDO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Anisotropic Elasticity and Force Extrapolation to Improve Realism of Surgery Simulation», in: *International Conference on Robotics and Automation (ICRA 2000)*, IEEE, p. 596–602, San Francisco, CA, avril 2000.
- [50] S. PRIMA, S. OURSELIN, N. AYACHE, «Computation of the Mid-Sagittal Plane in 3D Images of the Brain», in: *Sixth European Conference on Computer Vision, ECCV'2000*, D. Vernon (éditeur), *Lecture Notes in Computer Science, 1842-3*, Springer, p. 685–701, Dublin, Irlande, juin/juillet 2000, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3841.html>.
- [51] D. REY, C. LEBRUN-FRESNAY, G. MALANDAIN, S. CHANALET, N. AYACHE, M. CHATEL, «A New Method to Detect and Quantify Evolving MS Lesions by Mathematical Operators.», in: *American Academy of Neurology, 52nd Annual Meeting, Neurology (Supplement), 54, 7*, p. 123, San Diego, USA (Californie), mai 2000. Supplement 3.
- [52] A. ROCHE, A. GUIMOND, N. AYACHE, J. MEUNIER, «Multimodal Elastic Matching of Brain Images», in: *Computer Vision - ECCV 2000, LNCS, 1843*, Springer Verlag, p. 511–527, Dublin, Irlande, juin 2000.
- [53] A. ROCHE, X. PENNEC, M. RUDOLPH, D. P. AUER, G. MALANDAIN, S. OURSELIN, L. M. AUER, N. AYACHE, «Generalized Correlation Ratio for Rigid Registration of 3D Ultrasound with MR Images», in: *Third International Conference on Medical Robotics, Imaging And Computer Assisted Surgery (MICCAI 2000)*, A. DiGioia, S. Delp (éditeurs), Pittsburgh, Pennsylvania USA, octobre 11-14 2000.
- [54] L. SOLER, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, O. DOURTHE, J. MARESCAUX, «An Automatic Virtual Patient Reconstruction from CT-Scans for Hepatic Surgical Planning», in: *Medecine Meets Virtual Reality*, Los Angeles, janvier 2000.
- [55] L. SOLER, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, O. DOURTHE, J. MARESCAUX, «An Automatic Virtual Patient Reconstruction from CT-Scans for Hepatic Surgical Planning», in: *Medecine Meets Virtual Reality, Studies in Health Technology and Informatic, 70*, IOS press, p. 316–322, 2000.

- [56] L. SOLER, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, J. MONTAGNAT, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, O. D. D. MUTTER, J. MARESCAUX, «A Fully Automatic Anatomical, Pathological and Fonctionnal Segmentation from CT-scans for Hepatic Surgery», *in: Medical Imaging 2000, SPIE proceedings, 3979*, SPIE, p. 246–255, 2000.
- [57] L. SOLER, O. DOURTHE, G. MALANDAIN, J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «A new 3D segmentation of liver neoplasm, portal venous system and parenchymal contours», *in: European Congress of Radiology*, Vienne (Autriche), mars 2000.
- [58] L. SOLER, C. KOEHL, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, D. MUTTER, J. LEROY, B. MALASSAGNE, J. MARESCAUX, «Planification Chirurgicale Hépatique Assistée par Ordinateur», *in: 11ème Journées de printemps de l'ACHBT*, Paris (France), Juin 2000.
- [59] G. SUBSOL, B. MAFART, D. MÉLINE, A. SILVESTRE, M. DE LUMLEY, «Traitement d'images scanographiques appliqué à l'étude tridimensionnelle de l'évolution de la forme du crâne humain», *in: L'identité humaine en question*, P. Andrieux, D. Hadjouis, A. Dambricourt-Malassé (éditeurs), *Collection paléanthropologie et paléopathologie osseuse*, Artcom, p. 92–101, 2000. Extended proceedings of the workshop organized in May 1999.

Rapports de recherche et publications internes

- [60] H. DELINGETTE, J. MONTAGNAT, «Topology and Shape Constraints on Parametric Active Contours», *rapport de recherche n° RR-3880*, INRIA, 2000, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3880.html>.
- [61] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, N. SCAPEL, N. AYACHE, «Representation, Shape, Topology and Evolution of Deformable Surfaces. Application to 3D Medical Image Segmentation», *rapport de recherche n° RR-3954*, INRIA, 2000, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-3954.html>.
- [62] X. PENNEC, P. CACHIER, «NT2: Non-Rigid tracking US/US, second generation (Roboscope MMIT deliverable 26)», *rapport de recherche*, European project Roboscope, mai 2000.
- [63] X. PENNEC, A. ROCHE, «NM2: Non-Rigid matching MR/US second generation (Roboscope MMIT deliverable 25)», *rapport de recherche*, European project Roboscope, avril 2000.
- [64] G. PICINBONO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Non-Linear Anisotropic Elasticity for Real-Time Surgery Simulation», *rapport de recherche*, INRIA, October 2000, à paraître.
- [65] G. PICINBONO, J. LOMBARDO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Improving Realism of a Surgery Simulator: Linear Anisotropic Elasticity, Complex Interactions and Force Extrapolation», *rapport de recherche*, INRIA, octobre 2000, à paraître.
- [66] S. PRIMA, N. AYACHE, «Investigating Different Modelings of the Imaging Process for Maximum Likelihood Estimation of the Bias Field in MR Images», *rapport de recherche*, INRIA, 2000, à paraître.
- [67] A. ROCHE, X. PENNEC, G. MALANDAIN, N. AYACHE, S. OURSELIN, «Generalized Correlation Ratio for Rigid Registration of 3D Ultrasound with MR Images», *rapport de recherche n° 3980*, INRIA, juillet 2000, soumis à IEEE TMI.

Divers

- [68] W. BENSASSI, *Segmentation d'images cérébrales en utilisant les modèles déformables*, Mémoire, Ecole Polytechnique, 2000.
- [69] G. BIANCHI, *Réalité Augmentée en chirurgie hépatique*, Mémoire, DEA Informatique, Productique, Imagerie médicale – université Blaise Pascal Clermont-Ferrand II, 2000.
- [70] Y. CHAU, *Extraction automatique des structures arborescentes pulmonaires – Création semi-automatique des segments pulmonaires sur des images tomodensitométriques normales*, Mémoire, DEA Algorithmique, Robotique, Automatique, Vision, Image et Signal – université de Nice-Sophia Antipolis, 2000.
- [71] D. ETIENNE, A. STANKOFF, X. PENNEC, S. GRANGER, A. LACAN, R. DERYCKE, « A new approach for dental Implant aided surgery », Presented at the 4th Congresso Panamericano de Periodontologia, 17-19 august 2000, Santiago, Chili, 2000.
- [72] G. FLANDIN, *Filtrage adaptatif par Analyse Tensorielle*, Mémoire, DEA Signal, Image, Acoustique - ENSEEIHT, Toulouse, 2000.
- [73] E. GUILHAURRE, *Reconstruction et déformation contrainte de surfaces*, Mémoire, Ecole ESSI, 2000.
- [74] A. MYX, *Visualisation du déplacement des viscères pelviens par analyse d'images dans la chirurgie du prolapsus rectal*, Mémoire, DEA Signaux et Images en Biologie et Médecine - université d'Angers, 2000.
- [75] N. RAYNAUD, *Segmentation d'images hépatique par analyse statistique*, Mémoire, DEA Mathématiques, Vision, Apprentissage – ENS Cachan, 2000.
- [76] G. SÉBASTIEN, *Évaluation de la précision du recalage 3D de surfaces-Application à l'implantologie dentaire assistée par ordinateur-Rapport de fin de première année*, Mémoire, École des Mines de Paris - Centre de Mathématiques Appliquées, 2000.