

Projet EPIDAURE

Epidaure, Projet Images, Diagnostic AUtomatique, RobotiquE
Imagerie & robotique médicale

Sophia Antipolis

THÈME 3B



*R*apport
d'Activité

2001

Table des matières

1	Composition de l'équipe	4
2	Présentation et objectifs généraux	5
3	Fondements scientifiques	5
3.1	Introduction	5
3.2	Restauration	6
3.3	Segmentation	6
3.4	Recalage	9
3.5	Atlas, morphométrie et analyse statistique	10
3.6	Mouvement	10
3.7	Visualisation	11
3.8	Simulation de chirurgie	11
3.9	Robotique médicale	12
4	Domaines d'applications	12
4.1	De nouveaux outils pour le diagnostic	12
4.2	De nouveaux outils pour la thérapeutique	13
5	Logiciels	14
5.1	Plate-forme logicielle commune	14
5.2	Bibliothèque EpidaureLib	14
5.3	Bibliothèque Edges3D	14
5.4	Bibliothèque libsimplex	15
5.5	Bibliothèque yav++	15
5.6	Bibliothèque sur les primitives probabilistes	16
5.7	Yasmina	16
5.8	Extraction du plan médian	17
5.9	Aladin	17
5.10	MPI Aladin	17
5.11	Pacha	18
6	Résultats nouveaux	18
6.1	Restauration et segmentation d'images	18
6.1.1	Segmentation d'images utilisant des modèles déformables	18
6.1.2	Segmentation automatique de structures anatomiques dans les images IRM	19
6.1.3	Calcul du diamètre d'un ensemble de points en dimension quelconque	19
6.1.4	Classification tissulaire d'images multi-canaux	19
6.2	Recalage d'images	20
6.2.1	Fusion d'images IRM et ultrasonores pour le suivi des déformations per-opératoires	20
6.2.2	Énergies de régularisation vectorielles isotropes	20

6.2.3	Une nouvelle formulation du recalage non rigide iconique	21
6.2.4	Fusion des recalages non rigides iconique et géométrique	21
6.2.5	Parallélisation d'algorithmes de recalage	22
6.2.6	Évaluation des performances d'un recalage rigide	23
6.2.7	Recalage de surface tridimensionnelles - Application à l'implantologie dentaire assistée par ordinateur	23
6.2.8	Quantification d'images de médecine nucléaire au HMPAO par le ^{133}Xe	23
6.2.9	Recalage et fusion d'images scanner et IRM du pelvis en radiothérapie .	24
6.3	Atlas, morphométrie et analyse statistique	25
6.3.1	Fusion de coupes histologiques et d'images IRM : premiers pas vers la construction d'un atlas des ganglions de la base chez l'homme	25
6.3.2	Fusion de sections optiques macroscopiques post mortem du cerveau humain avec des IRMs du même patient	25
6.3.3	Analyse statistique des images fonctionnelles par résonance magnétique	26
6.3.4	Analyse statistique d'images fonctionnelles	28
6.3.5	Méthodes statistiques pour la détection de lésions évolutives dans des images de patient atteint de sclérose en plaques	28
6.4	Analyse du mouvement et des déformations	30
6.4.1	Analyse d'images échocardiographiques en imagerie doppler des tissus .	30
6.4.2	Utilisation d'un modèle biomécanique du cœur pour calculer la fonction ventriculaire cardiaque à partir d'échocardiographies 4D.	31
6.4.3	Suivi temporel de structures cérébrales dans des images IRM per-opératoires	31
6.5	Simulation et réalité augmentée	32
6.5.1	Simulation de chirurgie laparoscopique	32
6.5.2	Réalité augmentée pour la chirurgie hépatique radio-fréquence	33
7	Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)	34
7.1	Dépôt de Brevets	34
7.2	Data Proxima	35
7.3	LEP	35
7.4	INSERM-Medtronic	35
7.5	AREALL	36
8	Actions régionales, nationales et internationales	37
8.1	Actions régionales	37
8.1.1	Bourses de thèse régionales	37
8.2	Actions nationales	37
8.2.1	ARC ICEMA	37
8.2.2	ACI Télémédecine et Technologies pour la Santé	37
8.2.3	Action de développement IRMf	37
8.2.4	Action de Recherche Collaborative MC2	38
8.2.5	ACI Neurosciences Intégratives et Computationnelles	38
8.2.6	GIS Infections à Prions	39

8.2.7	Conseil scientifique	39
8.2.8	Collaboration avec des hôpitaux nationaux	39
8.3	Actions européennes	40
8.3.1	Projet Européen QAMRIC	40
8.3.2	Projet Européen MAPAWAMO	41
8.3.3	Collaborations avec des hôpitaux européens	41
8.4	Équipes associées à l'étranger	42
9	Diffusion de résultats	42
9.1	Animation de la Communauté scientifique	42
9.1.1	Comités de rédaction de revues	42
9.1.2	Participation à l'organisation de conférences	42
9.1.3	Animation scientifique	43
9.2	Enseignement universitaire	43
9.3	Thèses et Stages	44
9.3.1	Thèses soutenues en 2001	44
9.3.2	Thèses en cours	44
9.3.3	Participation à des jurys	45
9.3.4	Stages effectués dans le projet	45
9.4	Participation à des colloques, séminaires, invitations	45
10	Bibliographie	46

1 Composition de l'équipe

Responsable scientifique

Nicholas Ayache [DR INRIA]

Responsable permanent

Grégoire Malandain [DR INRIA, depuis septembre 2001]

Assistante de projet

Françoise Pez e [SAR, jusqu'en avril 2001]

Emma Li ere [D'avril à octobre 2001]

Isabelle Strobant [A partir d'octobre 2001]

Personnel INRIA

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

Miguel Angel Gonzalez Ballester [CR INRIA, à partir de décembre 2001]

Hervé Delingette [CR INRIA]

Xavier Pennec [CR INRIA]

Ingénieur expert

Éric Bardinet

Ingénieur associé

Jean-Didier Lemaréchal

Chercheurs doctorants

Pascal Cachier [bourse MESR]

Julien Dauguet [Collaborateur extérieur, novembre et décembre 2001]

Guillaume Flandin [bourse MESR]

Céline Fouard [bourse CIFRE depuis octobre 2001]

Clément Forest [bourse Polytechnique]

Sébastien Granger [bourse CIFRE]

Valérie Moreau [bourse MESR/ENS depuis septembre 2001]

Stéphane Nicolau [bourse INRIA]

Sébastien Ourselin [bourse INRIA]

Alain Pitiot [UCLA et INRIA]

David Rey [bourse INRIA jusqu'en août 2001]

Maxime Sermesant [bourse MESR]

Radu-Constantin Stefanescu [bourse INRIA-Region depuis octobre 2001]

Jonathan Stoeckel [bourse ADER PACA]

Guillaume Picinbono [bourse MESR étendue jusqu'en février 2001]

Sylvain Prima [bourse MESR étendue jusqu'en février 2001]

Alexis Roche [bourse PACA-INRIA étendue jusqu'en février 2001]

Stagiaires

Karen Benezery [Médecin, de janvier à septembre 2001]

Florence Perret [d'avril à août 2001]

Radu Stefanescu [d'avril à septembre 2001]

Josepha Unia [d'avril à août 2001]

Collaborateurs extérieurs

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

Yves Chau [Radiologue, CHU-Nice, depuis novembre 2000]
Laurent Cohen [Ceremade, université Paris IX-Dauphine]
Jacques Darcourt [Médecin de Médecine Nucléaire, Faculté de Médecine, Nice]
Sara Fernández-Vidal [université Nice Sophia-Antipolis]
Frédéric Hor [Neurochirurgien, Hôpital des Armées, Paris, jusqu'en mars 2001]
Octave Migneco¹ [Médecin de Médecine Nucléaire, Centre Antoine Lacassagne, Nice]
Guillaume Picinbono [depuis avril 2001]
David Rey [ATER Université de Nice à partir de septembre 2001]
Neil Roberts [MARIARC, Liverpool, Royaume Uni]
Jean-Marie Rocchisani [Médecin de Médecine Nucléaire, Hôpital Avicenne, Bobigny]
Gérard Subsol [Laboratoire d'Informatique, université d'Avignon]
Luc Soler [IRCAD, Strasbourg]
Jean-Philippe Thirion [Quantificare, 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.

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, morpho-

¹Également doctorant au sein du projet.

métrie, 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 [DA00]. 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).

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

-
- [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.
 - [DA00] 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.
 - [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.

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 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].

-
- [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.
- [MT96] T. MCINERNEY, D. TERZOPOULOS, « Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey », *Medical Image Analysis* 1, 2, 1996, p. 91–108.

Analyse multi-échelle 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 multi-échelle 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 multi-échelle a également des liens étroits avec la diffusion anisotrope, présentée précédemment. On peut se reporter à la thèse de Krissian sur ces sujets [Kri00].

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 [KMA⁺00], 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 extrémités 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 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 extrémité différentielle. Comme ces lignes et ces points sont

-
- [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.
 - [Kri00] 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.
 - [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.
 - [KMA⁺00] K. KRISSIAN, G. MALANDAIN, N. AYACHE, R. VAILLANT, Y. TROUSSET, « Model-Based Detection of Tubular Structures in 3D Images », *Computer Vision and Image Understanding* 80, 2, 2000, p. 130–171.
 - [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.
 - [TG96] J.-P. THIRION, A. GOURDON, « The 3D Marching Lines Algorithm », *Graphical Models and Image Processing* 58, 6, novembre 1996, p. 503–509.

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

-
- [AS99] N. AYACHE, G. SUBSOL, « Le cerveau en quatre dimensions », *La Recherche*, 320, mai 1999, p. 46–49, Version électronique : <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.
- [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.
- [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 : *Visualiza-*

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 [Pen96] 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 (SPM² [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.

3.6 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).

²Statistical Parametric Mapping.

-
- [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.
- [Pen96] 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 Parametric Maps in Functional Imaging : A General Linear Approach », *Human Brain Mapping* 2, 1995, p. 189–210.

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].

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

-
- [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.

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.
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.

-
- [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.

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 Plate-forme logicielle commune

Participants : Jean-Didier Lemaréchal [correspondant], Janet Bertot, Hervé Delingette, Grégoire Malandain, Xavier Pennec, Éric Bardinet, Nicholas Ayache.

Depuis un an, un effort a été effectué afin d'unifier et d'homogénéiser les différents outils logiciels développés dans le projet. Nous voulons parvenir à regrouper toutes les bibliothèques existantes de manière cohérente, efficace, non redondante tout en laissant la possibilité d'intégrer facilement de nouvelles fonctionnalités et en respectant la modularité. Nous avons choisi de tout regrouper dans la bibliothèque `yav++`, écrite en C++ et de l'enrichir avec les autres bibliothèques. Cette bibliothèque a été partiellement présentée lors d'un workshop traitant de visualisation interactive d'images médicales associé à la conférence MICCAI'2001 [49].

5.2 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.

La majorité de ses fonctionnalités ont été intégrées dans `yav++` à l'exception du module de recalage.

5.3 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.

Ses fonctions sont en cours d'intégration dans yav++. Certaines, jusqu'alors inexistantes dans yav++ ont été simplement ajoutées (rééchantillonnage spline avec des champs de déformation, cartes de distance ...) alors que d'autres ont remplacé celles déjà présentes en offrant de meilleures performances ou un choix plus large dans le choix des paramètres (seuillage, extraction de composantes connexes ...).

5.4 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.

La plupart des fonctionnalités de libsimplex ont été ajoutées dans yav++ (maillages simplexes, extraction d'isosurface) mais quelques notions (maillages non structurés) restent encore à ajouter.

5.5 Bibliothèque yav++

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

Mots clés : visualisation, images volumiques, maillages, traitement d'image.

La bibliothèque "yav++", intégralement écrite en C++, offre un ensemble d'outils pour la visualisation et la manipulation d'images et de modèles déformables. Cette bibliothèque a été choisie pour servir de base à l'unification logicielle dans le projet. Grâce à une interface avec le langage Tcl/TK et la bibliothèque graphique OpenGL, il est possible d'accéder à la plupart des

[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 tracking: two primary tools for 3-D edge detection », *International Journal of Computer Vision* 9, 4, août 1991, p. 203–214.

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 simples.
- **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

L'ajout de nouvelles fonctionnalités peut alors se faire soit par l'ajout simple de fonctions dans les fichiers headers ou bien par celui d'un nouveau module si besoin.

5.6 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 décrite dans [Pen96]. 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.

5.7 Yasmina

Participants : Alexis Roche, Grégoire Malandain.

Mots clés : recalage paramétrique multimodal, information mutuelle, rapport de

[Pen96] X. PENNEC, *L'Incertainité dans les Problèmes de Reconnaissance et de Recalage - Applications en Imagerie Médicale et Biologie Moléculaire*, thèse de doctorat, École Polytechnique, Palaiseau (France), décembre 1996.

corrélation, Powell.

Yasmina est un logiciel de recalage automatique d'images tridimensionnelles écrit en C. Il a été conçu en particulier pour réaliser la fusion d'images médicales issues de modalités différentes (IRM, scanner, PET, SPECT, échographie,...). Un exemple typique d'utilisation est de charger une image IRM et une image scanner représentant le cerveau d'un même patient ; le logiciel calculera alors la transformation géométrique (rigide, similitude ou affine) à appliquer par exemple au scanner pour que les structures anatomiques communes aux deux modalités (os, tissus mous, peau) soient parfaitement superposées, au sens d'une mesure de similarité configurable (information mutuelle, rapport de corrélation).

5.8 Extraction du plan médian

Participants : Sylvain Prima, Sébastien Ourselin.

Mots clés : analyse des images médicales, cerveau, symétrie, fissure inter-hémisphérique, plan médian sagittal, appariement de blocs, estimation robuste, moindre carrés triés.

Cet algorithme écrit en C offre une méthode pour calculer, réorienter et recentrer le plan médian sagittal du cerveau dans des images tridimensionnelles du cerveau. Dans un premier temps, le calcul de mesures de similarité locales entre les deux hémisphères permet de mettre en correspondance les zones anatomiquement ou fonctionnellement homologues, par le biais d'un algorithme d'appariement de région. L'estimation des paramètres de ce plan est effectuée par un estimateur robuste (LTS). Ce plan est enfin automatiquement aligné avec le centre de l'image.

5.9 Aladin

Participants : Sébastien Ourselin, Grégoire Malandain.

Mots clés : recalage paramétrique multi-modal, mesure de similarité, estimateur robuste, appariement de régions.

Cet programme implémenté en C permet de recalibrer des images multimodales 2D ou 3D. Pour cela, on utilise une approche pyramidale itérative d'appariement de régions afin de calculer un champ de vecteurs. À chaque itération, on estime à partir de ce champ une transformation paramétrique à l'aide d'un estimateur robuste (en général, un LTS). On itère ce processus à chaque niveau de la pyramide jusqu'à convergence.

5.10 MPI Aladin

Participants : Sébastien Ourselin, Radu Stefanescu, Xavier Pennec.

Mots clés : recalage paramétrique multi-modal, mesure de similarité, estimateur robuste, appariement de régions, parallélisme, OpenMP, MPI.

Ce programme utilise une grappe de PC biprocesseurs standards, reliés par un réseau

ethernet. Des considérations de portabilité, de stabilité et de performances nous ont conduit à choisir les logiciels OpenMP pour programmer les machines multiprocesseurs et MPI pour coordonner la transmission de données entre les machines. Les résultats montrent une réduction de 84% du temps de calcul avec 5 machines biprocesseur.

5.11 Pacha

Participant : Pascal Cachier.

Mots clés : recalage non-rigide, champ de déformations, mesure de similarité, régularisation.

Cet algorithme a été implémenté en C++. Il utilise le module Image 3D de la librairie yav++. Il permet de calculer un champ de déformations non-paramétrique entre deux images volumiques. La mesure de similarité peut être globale (écart quadratique) ou locale (coefficient de corrélation local) et est minimisée par une descente de gradient. La régularisation du champ se fait par convolution avec un noyau approprié (gaussien, élastique ...).

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 inter-patients) ou multimodales (complémentarité des sources d'imagerie),*
- *l'analyse statistique des images et des formes (morphométrie, images fonctionnelles),*
- *l'analyse des déformations et du mouvement,*
- *la simulation d'opérations chirurgicales.*

6.1 Restauration et segmentation d'images

6.1.1 Segmentation d'images utilisant des modèles déformables

Mots clés : segmentation, lissage, régularisation, calcul variationnel.

Participant : Hervé Delingette.

Dans le cadre de la segmentation d'images médicales à l'aide de surfaces déformables [27, 23], nous avons étudié de manière théorique [50], différentes fonctionnelles utilisées pour régulariser des variétés différentielles (contours et surfaces). En particulier, on s'est intéressé à l'invariance de ces fonctionnelles sous l'effet d'un déplacement rigide et d'un changement d'échelle.

6.1.2 Segmentation automatique de structures anatomiques dans les images IRM

Mots clés : segmentation, analyse texturale, réseau neuromimétiques.

Participants : Alain Pitiot [correspondant], Paul Thompson, Nicholas Ayache.

La segmentation de structures anatomiques cérébrales dans les images IRM s'avère particulièrement difficile étant donnée la grande variété de formes et de profils d'intensité qu'une même structure peut présenter. Il s'agit pourtant d'une étape cruciale dans la constitution d'atlas cérébraux, la qualité de la segmentation déterminant dans une large mesure celle de l'atlas.

Nous avons développé une méthode de segmentation entièrement automatique des structures anatomiques profondes. Elle consiste en trois phases : deux étapes locales de filtrages de texture suivies par un processus global d'appariement de contour.

Les textures de l'image IRM en entrée sont tout d'abord classifiées par un réseau de neurones avec fonctions d'activation adaptatives organisées au sein d'une architecture hybride *master classifier / mixtures of experts* (étape 1). La carte de texture résultante alimente un deuxième réseau neuromimétique qui a pour objectif de mieux contraster la structure cible et d'éliminer les éventuelles erreurs de la première étape via analyse locale de forme et de texture (étape 2). Enfin, l'image binaire obtenue sert à initialiser un patron déformable qui va évoluer au sein de l'image IRM initiale, guidé par un processus de déformation élastique. Ce dernier incorpore des informations statistiques *a priori* sur la forme de la structure anatomique cible.

6.1.3 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 conçu une méthode hybride tirant parti d'une approche concurrente [70].

6.1.4 Classification tissulaire d'images multi-canaux

Participants : Florence Perret, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

Nous avons étendu les travaux de classification déjà présentés dans la thèse de Sylvain Prima [20]. Ceux-ci utilisent une méthode EM (*Expectation-Maximization*) pour donner en chaque point la probabilité d'appartenir à une classe de tissus. Nous avons étendu ces résultats au cas des images multi-canaux, qui peuvent être plusieurs échos d'une image IRM, ou des images de différentes modalités préalablement recalées entre elles (par exemple, IRM et scanner) [74].

6.2 Recalage d'images

6.2.1 Fusion d'images IRM et ultrasonores pour le suivi des déformations per-opératoires

Cette action prolonge les travaux effectués dans le cadre du projet européen ROBOSCOPE qui s'est terminé en 2000

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

Mots clés : Recalage rigide, recalage déformable, images ultrasonores 3D, suivi temporel, fusion multimodale.

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. L'imagerie ultrasonore (US) 3D est pour cela une modalité d'avenir pour ce problème en raison de sa flexibilité, son faible coût et de la possibilité d'acquérir des séquences temporelles en temps réel.

Nous avons poursuivi cette année le développement de notre technique utilisant les intensités des images pour recalculer rigide les images US 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 [36] conçu pour prendre en compte la physique d'acquisition particulière des images ultrasonores. La précision obtenue est de l'ordre du millimètre, c'est-à-dire de la taille des voxels de l'image IRM.

Nous avons également continué le travail sur notre algorithme de suivi des déformations dans la séquence des images US [59, 30] et couplé les deux algorithmes pour produire une image IRM virtuelle correspondant à la déformation observée dans l'image ultrasonore courante [58]. Qualitativement, on observe des erreurs inférieures à 2 mm sur un fantôme dans les régions où les hypothèses de déformations sont vérifiées.

6.2.2 Énergies de régularisation vectorielles isotropes

Mots clés : Régularisation, isotropie, noyaux de convolution, splines, recalage non rigide.

Participants : Pascal Cachier, Nicholas Ayache.

En recalage non rigide, les énergies de régularisation utilisées pour contraindre la transformation sont le plus souvent scalaires et appliquées sur chacune des composantes de la transformation indépendamment. En conséquence, les déplacements selon un axe n'ont aucune incidence sur les déplacements selon les autres axes. Or, ces effets croisés sont essentiels pour rendre compte d'un mouvement réaliste. En recalage non rigide isotrope, seul l'élasticité linéaire modélise ce phénomène, par les constantes de Lamé.

Nous nous sommes intéressé dans [68] aux formes quadratiques différentielles isotropes pouvant servir d'énergies de régularisation. Dans le cas des différentielles d'ordre un, nous retombrons sur l'élasticité linéaire et nous donnons le filtre de convolution associé. Pour les ordres supérieurs nous tombons sur de nouvelles énergies ; notamment, l'ordre 2 permet de généraliser les splines de plaque mince (*thin plate splines*) en des splines vectorielles possédant des effets

croisés et permettant une interpolation plus réaliste du mouvement. Nous déterminons également une famille de filtres isotropes séparables, généralisant le filtrage gaussien aux vecteurs, et pouvant être appliqués dans le domaine spatiale de manière rapide par des filtres récursifs.

6.2.3 Une nouvelle formulation du recalage non rigide iconique

Mots clés : Recalage non rigide, recalage iconique, régularisation.

Participants : Pascal Cachier, Nicholas Ayache.

Le groupe des algorithmes de recalage non rigide iconique (i.e. reposant sur les intensités des images) comporte en fait deux sous-groupes bien distincts. D'un côté, les algorithmes standard (*standard intensity based*, ou SIB) utilisent une seule transformation qui est à la fois contrainte à être lisse (par paramétrisation, ou par régularisation compétitive ou fluide) et sert à calculer la similarité et la régularité du recalage. De l'autre, les algorithmes apparie-et-lisse (*Pair-and-Smooth*, ou P&S), procèdent en deux étapes (appariements de points, puis régularisation) et utilisent de fait deux transformations.

Après avoir mis en évidence cette distinction, et partant du fait que peu d'algorithmes P&S minimisent d'énergie, nous avons proposé dans [46, 67] une nouvelle énergie de recalage dont la minimisation mène naturellement à un algorithme P&S. Nous montrons que la régularité de cet algorithme est beaucoup plus uniforme, et donc plus facile à gérer, que celle d'un algorithme SIB, et que cela se traduit par de plus faibles erreurs de recalage.

6.2.4 Fusion des recalages non rigides iconique et géométrique

Mots clés : Recalage non rigide multipatient, recalage iconique, recalage géométrique, IRM, sillons corticaux.

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

Nous avons continué nos efforts commencés l'année dernière sur le recalage multipatient d'IRM de cerveaux[45]. Si les données du problème sont restées les mêmes (fusion de l'information des IRM et de l'information de plus haut niveau donnée par l'ensemble des sillons corticaux segmentés et étiquetés par l'équipe du SHFJ), en revanche, notre avancée dans le domaine du recalage, et notamment la mise en avant d'une énergie de recalage P&S [67], nous a permis d'améliorer considérablement nos résultats. Un terme géométrique est ajouté à l'énergie de recalage, qui permet de prendre en compte l'appariement des sillons de même étiquette en plus de l'information d'intensité. Cette contrainte permet de corriger certains mauvais appariements du recalage affine, dus à la grande variabilité de la position des sillons corticaux, tout en préservant la topologie.

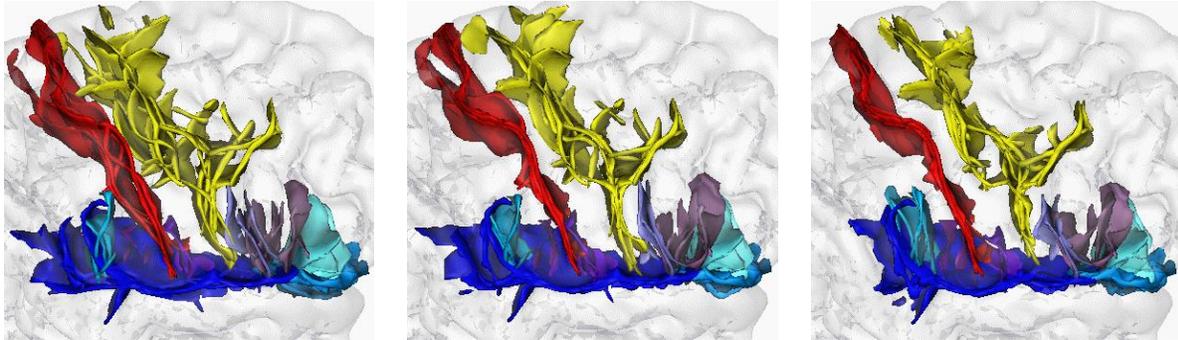


FIG. 1 – Vue tridimensionnelle de la superposition des sillons centraux (rouges) et pré-centraux (jaunes) de 5 cerveaux respectivement après initialisation affine (à gauche), recalage sans (au milieu) et avec contraintes sulcales (à droite).

6.2.5 Parallélisation d'algorithmes de recalage

Participants : Radu Stefanescu, Xavier Pennec, Sébastien Ourselin.

Mots clés : Recalage, temps réel, parallélisme.

Au cours des dernières années, la rapidité des outils informatiques de traitement d'images médicales, et en particulier de recalage, est devenue un paramètre important pour leur utilisation clinique, que ce soit pour de l'aide à la chirurgie (imagerie per-opératoire temps-réel), la validation des algorithmes (très nombreuses statistiques à effectuer pour le réglage des paramètres) ou leur simple utilisation en milieu clinique. Plutôt que de simplifier les algorithmes et de les dédier à une application particulière, travail nécessitant une reprogrammation importante et réduisant la robustesse et la généralité de la méthode, nous pensons qu'il est préférable de paralléliser des algorithmes génériques sur plusieurs processeurs. Ceci permet d'obtenir des temps de calcul plus courts et d'aller vers le temps réel sans dégrader les performances de la méthode.

Pour des applications médicales, nous avons déterminé qu'une grappe de PC biprocesseur standards, reliés par un réseau ethernet, réalise un excellent compromis entre le prix de revient et la puissance de calcul de la plate-forme. Des considérations de portabilité, de stabilité et de performances nous ont conduit à choisir les logiciels OpenMP pour programmer les machines multiprocesseur et MPI pour coordonner la transmission de données entre les machines. Cet environnement de programmation permet de paralléliser nos algorithmes avec peu de reprogrammation sur une architecture d'un coût réduit.

Nous avons utilisé cet environnement pour paralléliser l'algorithme Aladin (recalage rigide multimodal par appariement de régions [71]) et une version de l'algorithme des démons [75]. Les résultats montrent une réduction de 84% du temps de calcul dans le cas d'Aladin avec 5 machines biprocesseur.

6.2.6 Évaluation des performances d'un recalage rigide

Participants : Xavier Pennec, Sébastien Granger, Sébastien Ourselin.

Mots clés : Recalage rigide, précision, robustesse.

Les performances d'un algorithme automatique de recalage peuvent être caractérisées par la *précision* du résultat, quand l'algorithme converge vers la bonne solution, et la probabilité de convergence vers cette solution correcte (*robustesse*). Lorsque l'algorithme de recalage nécessite une transformation initiale (ce qui est la majorité des cas), on cherche plutôt à mettre en évidence un *bassin de convergence* dans l'espace des transformations initiales où la probabilité de convergence vers la bonne solution est proche de 100%. On peut également différencier dans la *précision* un terme d'*erreur interne ou répétabilité* qui est dû à la présence de multiples minima locaux très proches de la solution optimale, et un terme d'*erreur externe* due au bruit sur les données. Nous avons formalisé ces notions dans [60] et commencé à étudier un formalisme statistique spécifique pour mesurer et prédire les performances d'un algorithme de recalage dans le cas rigide.

6.2.7 Recalage de surface tridimensionnelles - 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.

Mots clés : Guidage per-opératoire, recalage rigide, surfaces, algorithmes ICP et EM.

Participants : Sébastien Granger, Xavier Pennec.

Les travaux sur l'ICP (*Iterative Closest Point*) et sa variante inspirée de l'EM (*Expectation Maximization*) ont été poursuivis. Le formalisme mathématique a été clarifié et simplifié, et une propriété importante a été démontrée : le comportement de l'algorithme varie, en fonction du paramètre variance, entre l'ICP, précis mais peu robuste, et l'alignement des barycentres et moments d'inerties, robuste mais très imprécis. L'utilisation d'un recuit simulé sur ce paramètre a logiquement permis d'obtenir un recalage précis et robuste. Des méthodes de tests expérimentales ont été mises au point et ont permis de quantifier l'amélioration apportée. Ces travaux ont donné lieu à la publication de [69] et [53].

La décimation des nuages de points, destinée à accélérer le recalage, a été abordée. Une technique basée sur l'EM a été essayée, sans résultat satisfaisant. Une autre technique, basée sur la simple fusion des points proches, a donné des résultats encourageants. Combinée à l'EM, elle devrait permettre la mise au point d'une version multi-échelle de l'ICP.

De nombreux autres points ont été abordés et sont en cours d'étude : l'utilisation des normales, la correction des biais dans les nuages de points, la parallélisation et l'optimisation de l'algorithme, la prédiction de l'incertitude, la prise en compte de bruits anisotropes, la discrimination entre bons et mauvais recalages.

6.2.8 Quantification d'images de médecine nucléaire au HMPAO par le ^{133}Xe

Cette étude est menée en collaboration avec le centre Antoine Lacassagne et le laboratoire de Bio-

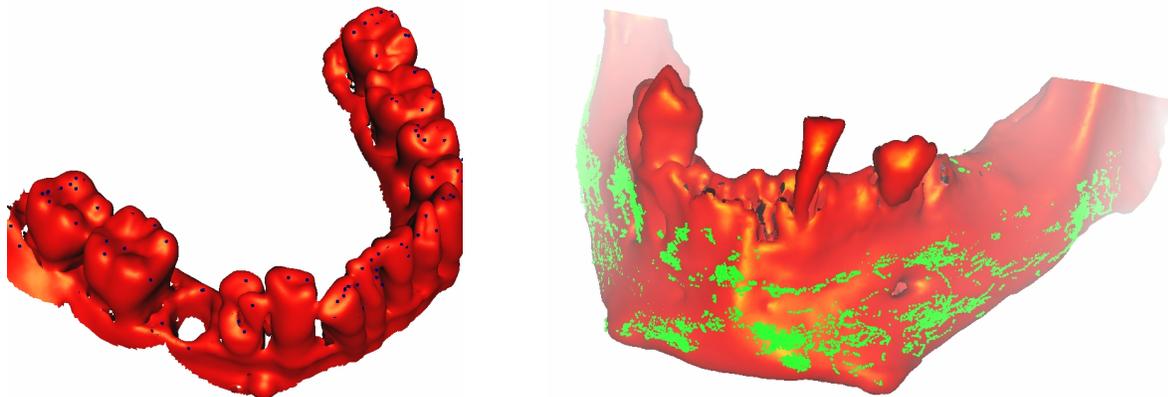


FIG. 2 – A gauche, le cas d'un patient faiblement édenté : nuage de 60 points acquis sur les dents du patient et recalé sur la surface des dents segmentée dans l'image scanner. A droite, le cas d'un patient fortement édenté : nuage de 20000 points acquis sur l'os de la mâchoire du patient et recalé sur la surface de l'os segmentée dans l'image scanner.

physique de la faculté de médecine de Nice.

Mots clés : Médecine nucléaire, recalage, fusion.

Participants : Octave Migneco [CAL], Grégoire Malandain, Jacques Darcourt [CAL].

Classiquement, les images cérébrales en médecine nucléaire utilisent un isotope du technetium, le ^{99}Tc (HMPAO), qui permet d'obtenir une image de bonne résolution spatiale, mais où les intensités dans l'image ne reflètent qu'une quantification relative. Par ailleurs, un isotope du xenon (le ^{133}Xe), d'utilisation plus difficile, permet d'obtenir des images de moins bonne résolution spatiale, mais avec une quantification absolue. L'objet de cette recherche a donc été d'utiliser le recalage des deux sources d'imagerie afin de construire une image de bonne résolution spatiale et avec une quantification absolue. Ces travaux constituent pour partie la thèse en science du Médecin en Médecine Nucléaire Octave Migneco (voir section 9.3).

6.2.9 Recalage et fusion d'images scanner et IRM du pelvis en radiothérapie

Cette étude est menée en collaboration avec le centre Antoine Lacassagne.

Mots clés : Recalage, radiothérapie.

Participants : Karen Bénézery, Grégoire Malandain, Pierre-Yves Bondiau [CAL].

Nous avons étudié l'utilisation du recalage pour la construction des planifications de traitement des tumeurs prostatiques en radiothérapie. Après la spécification du protocole d'acquisition des images IRM et scanner, nous avons comparé plusieurs algorithmes de recalage sur les jeux de données ainsi obtenus [73, 43].

6.3 Atlas, morphométrie et analyse statistique

6.3.1 Fusion de coupes histologiques et d'images IRM : premiers pas vers la construction d'un atlas des ganglions de la base chez l'homme

Cette étude est menée en collaboration avec les partenaires de la collaboration INSERM-Medtronic décrite section 7.4.

Mots clés : Histologie, recalage multimodal, maladie de Parkinson.

Participants : Sébastien Ourselin, Éric Bardinet, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache, Didier Dormont [Service de Neuroradiologie, Hôpital La Pitié-Salpêtrière, Paris], Jérôme Yelnik [INSERM U289, Hôpital La Pitié-Salpêtrière, Paris].

Le but de ce travail est de réaliser un atlas histologique des ganglions de la base à partir de séries de coupes anatomiques, fusionnées avec une IRM post mortem pondérée en T1 du même sujet. Le recalage de cet atlas sur les IRM (T1 et T2) d'un patient aura un double emploi : permettre une très bonne localisation des ganglions, cible neurologique pour l'implantation d'électrodes pour le traitement de la maladie de Parkinson, et permettre une étude post-opératoire de la position des électrodes pour une série de patients. Cette étude pourrait par exemple amener à démontrer la réalité anatomique de la localisation des ganglions de la base en pondération T2.

Nous avons développé une technique utilisant les travaux d'alignement de coupes histologiques présentés dans la revue IVC [29] ainsi qu'un algorithme de recalage multimodal présenté à MICCAI'2000 [ORPA00]. Cet algorithme, basé sur un concept d'appariement de primitives régionales maximisant une mesure de similarité locale, a été intégré dans un schéma pyramidal itératif. A chaque itération, on calcul un champ de vecteurs qui nous permet d'estimer une transformation paramétrique à l'aide d'un estimateur robuste. Ce processus est itéré à chaque niveau de la pyramide jusqu'à convergence.

Nous avons appliqué cette technique pour reconstruire un bloc tridimensionnel à partir de coupes histologiques, en estimant une transformation rigide 2D entre chaque couple de coupes conjointes. Puis, nous avons fusionné ce bloc reconstruit avec une image IRM post mortem pondérée en T1 du même sujet, en estimant cette fois-ci une transformation affine 3D entre les deux images (voir la figure 3). Ces travaux ont donné lieu à une publication dans l'édition 2001 de la conférence MICCAI [57].

6.3.2 Fusion de sections optiques macroscopiques post mortem du cerveau humain avec des IRMs du même patient

Cette étude est menée en collaboration avec les partenaires du projet européen QAMRIC décrit section 8.3.1.

[ORPA00] 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, p. 557–566, Pittsburgh, Pennsylvanie USA, octobre 11-14 2000.

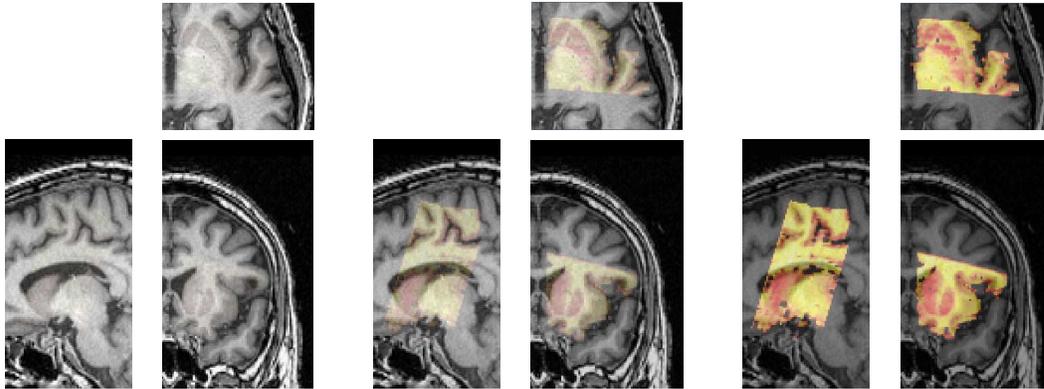


FIG. 3 – Recalage affine d'un bloc histologique reconstruit avec une image post-mortem IRM pondérée en T1 du même individu; de gauche à droite : l'image IRM et le bloc histologique sont superposés avec facteur d'opacité de plus en plus important.

Mots clés : ICP, recalage iconique, mesures de similarité robustes.

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

Mots clés : ICP, recalage iconique, mesures de similarité robustes.

Dans le cadre du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.1), nous cherchons à corréler les pathologies observées au niveau microscopique et les hypersignaux observés sur des IRM de patients atteints de la maladie de Creutzfeldt-Jakob. Suite aux travaux réalisés en 2000 [48], dans lesquels nous présentions un algorithme d'alignement de sections optiques macroscopiques post mortem pour reconstituer un bloc 3D, nous avons mis au point une méthode qui permet le recalage de ce bloc reconstruit avec une IRM post mortem du même patient.

Nous effectuons d'abord un recalage rigide (algorithme ICP) entre les surfaces des cerveaux extraites de l'IRM et du bloc optique reconstruit. Ce premier résultat, bien qu'imparfait, fournit un bon point de départ pour initialiser l'étape suivante qui consiste en un recalage iconique, souvent dépendant de l'initialisation, de manière à mettre en correspondance des régions similaires. Comme mesure de similarité, nous utilisons une variante robuste du rapport de corrélation basée sur l'estimateur d'échelle de Geman-McClure, ce qui permet de réduire le biais causé par des appariements aberrants.

Un résultat de recalage est présenté figure 4. Cette étude a fait l'objet d'une publication dans MICCAI'2001 [42].

6.3.3 Analyse statistique des images fonctionnelles par résonance magnétique

Cette étude est menée en collaboration avec le Service Hospitalier Frédéric Joliot, Unité de Neuro-Imagerie Anatomique et Fonctionnelle, Département de Recherche Médicale - CEA - DSV, Orsay (Directeur : Denis Le Bihan).

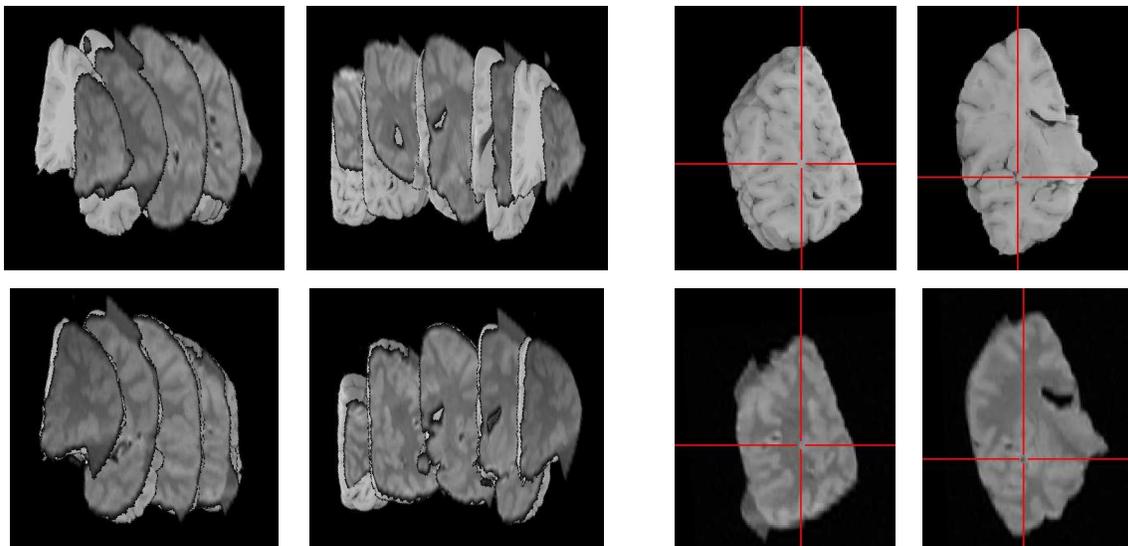


FIG. 4 – Bloc de gauche : vues en perspective de 5 coupes correspondantes de l'IRM post mortem et du bloc macroscopique reconstruit; ligne du haut : avant recalage; ligne du bas : après recalage; colonne de gauche : vue antéro-latérale; colonne de droite : vue antéro-médiale. Bloc de droite : coupes optiques et IRM après recalage, le curseur permettant une inspection visuelle des correspondances des tissus. Les 2 colonnes correspondent à différentes coupes dans les images 3D.

Mots clés : IRMf, analyse statistique, corrélation spatio-temporelle, contraintes anatomiques, SPM.

Participants : Guillaume Flandin, Xavier Pennec, Nicholas Ayache, Jean-Baptiste Poline [CEA-SHFJ].

L'imagerie fonctionnelle a pour but de visualiser *in vivo* l'activité neuronale d'un individu pour localiser les différentes zones mises en jeu lors d'une tâche cognitive et établir une cartographie fonctionnelle du cerveau. En raison du faible rapport signal à bruit des images acquises, les méthodes de détection des activations reposent sur des considérations statistiques : la méthode communément utilisée dans la communauté des neurosciences, SPM (pour Statistical Parametric Mapping^[FFF⁺97]), appartient à la famille des approches univariées, voxel à voxel. L'aspect spatial n'est alors peu ou pas pris en compte : seul un lissage spatial isotrope impose une structure de corrélation spatiale.

Compte tenu des métabolismes mis en œuvre et des séquences d'acquisition particulières, les signaux fonctionnels présentent une forte corrélation spatiale et temporelle. Nous avons étudié l'hétérogénéité de ces corrélations selon les différents tissus (matière grise et blanche) et les aires cérébrales, et en particulier l'hétérogénéité spatiale de la corrélation du bruit grâce à une modélisation paramétrique linéaire auto-régressive (AR). Le premier coefficient de ce modèle,

[FFF⁺97] R. FRACKOWIAK, K. FRISTON, C. FRITH, R. DOLAN, J. MAZZIOTTA (éditeurs), *Human Brain Function*, Academic Press, 1997.

présenté sur la figure 5, révèle des différences structurales du bruit selon le tissu cérébral.

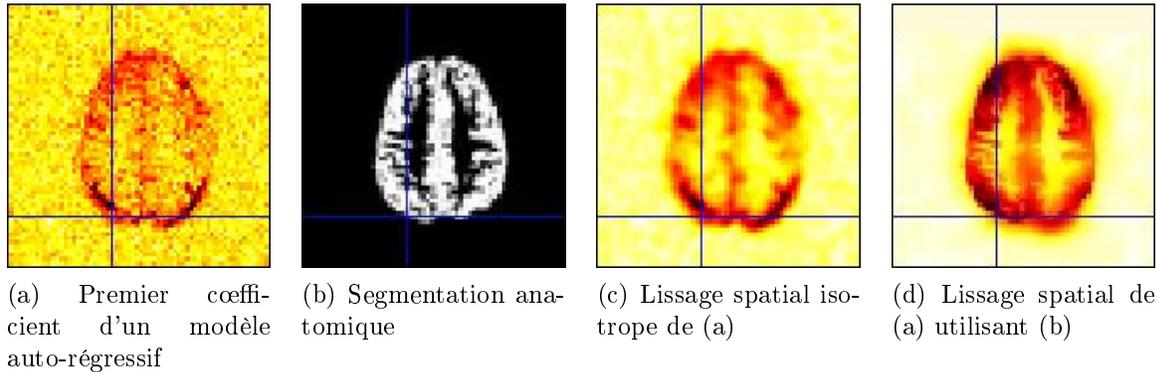


FIG. 5 – Hétérogénéité spatiale de la corrélation temporelle du bruit en IRM fonctionnelle

La prise en compte de ces non-stationnarités spatiales du bruit passe par l'introduction de contraintes anatomiques, via l'utilisation de l'IRM anatomique. L'objectif à terme est de construire des modèles de signaux et de bruit distincts, non-isotropes et non-homogènes en espace. Les développements en cours concernent l'obtention d'une représentation indépendante spatialement et temporellement des données IRMf avec des contraintes anatomo-fonctionnelles.

6.3.4 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.

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

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

Nous avons étudié la classification d'images SPECT (tomographie par émission monophotonique) de patients dans les catégories normale ou Alzheimer. Pour cela nous avons utilisé des méthodes de classification qui ne nécessitent pas d'information a priori sur l'effet de la pathologie sur l'image. Des résultats prometteurs ont été publiés dans [65] ainsi que dans [26].

Nous avons spécifiquement étudié le comportement et la validité des approximations dans les calculs statistiques de la méthode SPM pour un petit nombre d'images ou un petit lissage spatial [37].

6.3.5 Méthodes statistiques pour la détection de lésions évolutives dans des images de patient atteint de sclérose en plaques

Mots clés : Analyse spatio-temporelle, images 4D, lésion évolutive, sclérose en plaques (SEP), inférence statistique.

Participants : David Rey, Jonathan Stoeckel, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

De nouvelles méthodes d'analyse de séries d'images tridimensionnelles d'un patient atteint

de sclérose en plaques ont été développées, venant ainsi s'ajouter aux travaux des années précédentes [35]. L'idée originale de ces nouvelles méthodes a été d'analyser l'évolution de l'intensité de chaque point anatomique au cours du temps, dans un cadre statistique rigoureux, comparable à celui qui est utilisé en imagerie fonctionnelle. Des pré-traitements (recalage rigide des images, correction de biais en intensité dans ou entre les images, ...) sont alors nécessaires.

Deux méthodes ont principalement émergé, permettant de prendre en compte à la fois la cohésion spatiale (par analyse de composante connexes de voxels) et la corrélation temporelle (par l'utilisation d'un modèle de lésions évolutives) de la série d'images :

- Une méthode dite linéaire (fondé sur un modèle linéaire d'évolution de lésion). Un modèle moyen de lésions évolutives de sclérose en plaques est extrait grâce à une méthode semi-manuelle, puis ajusté sur les données grâce au modèle général linéaire. Ensuite une analyse statistique fondée sur le calcul d'une carte de tests de Student, puis d'une inférence statistique permettent de retrouver les points de la série qui sont proches du modèle moyen. Le logiciel SPM (Statistical Parametric Mapping), en libre accès sur le Web, a été utilisé pour réaliser les études statistiques, notamment pour prendre en compte la cohésion spatiale [63].
- Une méthode non-linéaire (en ce sens qu'elle utilise un modèle non-linéaire de lésion évolutive). Un modèle paramétrique non linéaire est ajusté en tout point de la série d'images. Ensuite une analyse statistique plus complexe que la précédente permet de retrouver les composantes connexes de voxels dont les paramètres estimés sont significatifs d'une évolution pathologique [62].

Ces deux méthodes ont donné lieu à deux dépôts de brevet (voir section 7.1). Un résultat typique est illustré par la figure 6.

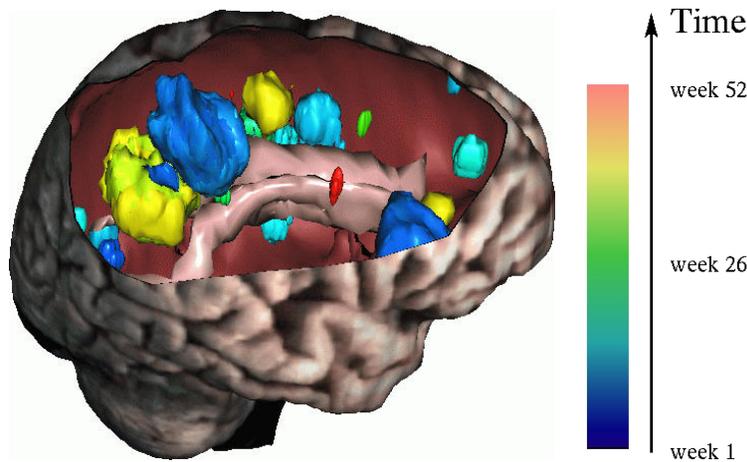


FIG. 6 – On peut visualiser en 3D l'ensemble des points de la série d'images dont l'évolution est proche du modèle choisi, dans notre cas, un modèle d'évolution de lésion de sclérose en plaques. La couleur de chaque ensemble de points correspond au temps où le maximum de la courbe d'intensité est atteint en ces points.

6.4 Analyse du mouvement et des déformations

6.4.1 Analyse d'images échocardiographiques en imagerie doppler des tissus

Mots clés : échographie, cœur, Doppler des tissus, modèles déformables, analyse du mouvement, flot optique, segmentation.

Participants : Valérie Moreau, Hervé Delingette, Nicholas Ayache, Laurent Cohen [Ceremade].

La modalité Doppler des Tissus en échographie permet de mesurer directement la vitesse instantanée des tissus dans la direction de la sonde échographique. C'est donc un outil très important pour l'analyse des propriétés de contractilité du cœur. Une des difficultés de cette modalité est l'absence de mesure de vitesse dans la direction orthogonale à la direction radiale. De plus la qualité du champ de vitesse dépend de la qualité "échogène" du patient. Ainsi cette modalité d'imagerie n'est utilisée que de manière qualitative par le médecin. Nous traitons des séquences temporelles d'échographies 2D (exemple en figure 7, à droite). Nous utilisons l'échographie classique pour combler en partie les lacunes de la vitesse mesurée par le DTI. Pour cela, nous calculons le flot optique pour déterminer les déplacements entre les images successives d'une séquence. Nous fusionnons alors ces deux vitesses grâce à une approche variationnelle et des équations aux dérivées partielles. La figure 7 donne un exemple de résultat.

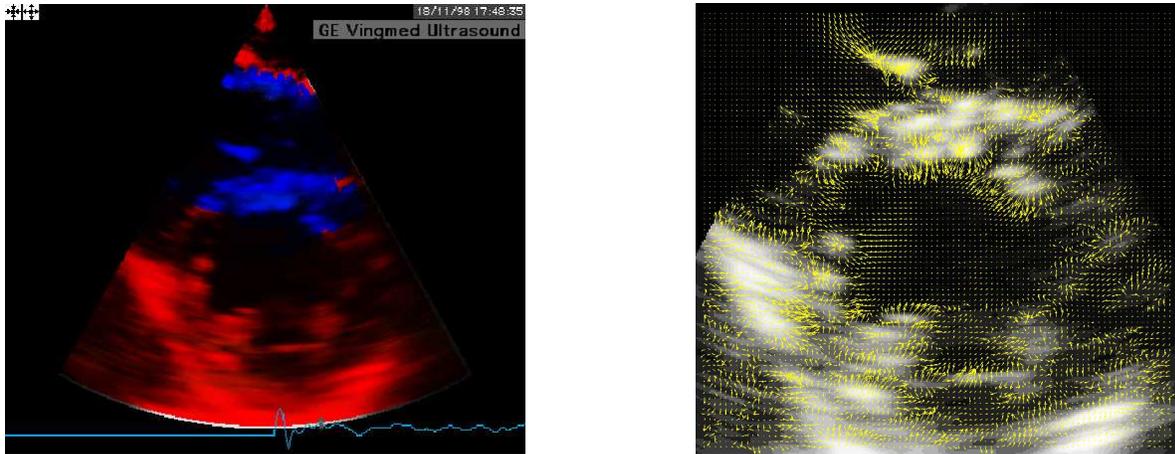


FIG. 7 – Image échographique doppler des tissus 2D (à gauche) et mouvement retrouvé (à droite).

La suite de ce travail consiste en l'extraction de critères discriminants du mouvement permettant une véritable quantification de la fonction ventriculaire et une aide à l'établissement d'un diagnostic.

6.4.2 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 experts médicaux. 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.

On a choisi d'étudier les séquences temporelles d'images échographiques 3D pour évaluer la fonction ventriculaire essentiellement 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 par morceaux en incluant une information d'anisotropie liée à la présence des fibres myocardiques. On utilise un maillage tétraédrique obtenu en remaillant et en raffinant les données issues de l'université d'Auckland. Les équations de réaction-diffusion de FitzHugh-Nagumo contrôlent la vague de potentiel électrique qui provoque les contractions des fibres. Différents modèles de l'activation des fibres musculaires sont testés, fondés sur un modèle du couplage électro-mécanique à l'échelle nanoscopique. Une énergie externe de type contour actif ajuste le modèle à la séquence d'images.

Des premiers résultats ont été présentés à la conférence "Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention" (MICCAI'01) [64], ainsi qu'à la conférence "Functional Imaging and Modelling of the Heart" (FIMH'01) [40].

6.4.3 Suivi temporel de structures cérébrales dans des images IRM per-opératoires

Mots clés : Biomécanique, éléments finis, IRM interventionnelle, déformations cérébrales.

Participants : Josepha Unia, Maxime Sermesant, Hervé Delingette.

Nous avons abordé dans ce travail de DEA [76], la problématique de l'analyse et de la prédiction du mouvement des structures cérébrales lors d'une intervention neuro-chirurgicale. A partir d'images IRM pré-opératoires et per-opératoires, nous avons analysé la déformation du cerveau qui survient lors de l'ouverture de la boîte crânienne en neuro-chirurgie (phénomène

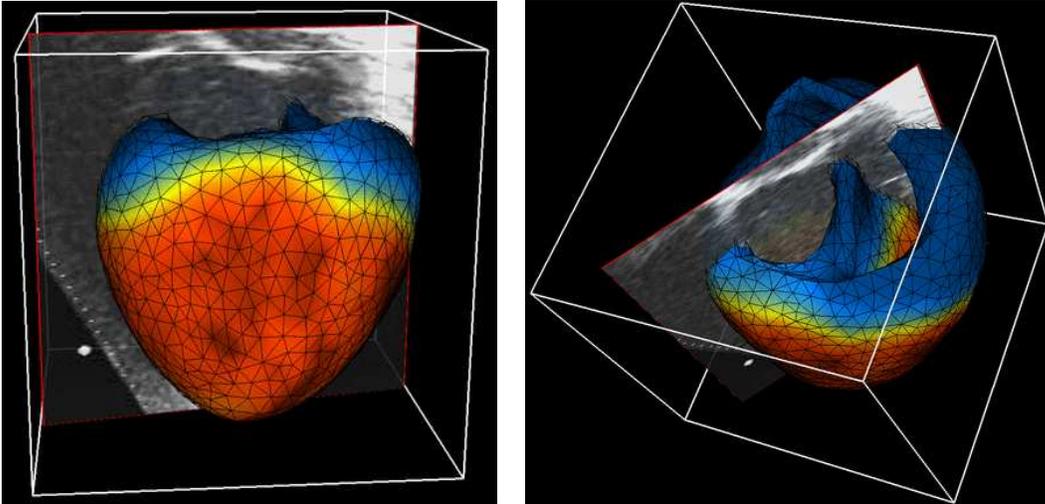


FIG. 8 – Modèle électro-mécanique du cœur plongé dans une image ultrasonore 4D.

appelé "brain shift" en anglais). Pour cela, nous avons tout d'abord construit un modèle volumique approximatif du cerveau auquel nous avons associé des propriétés mécaniques fondées sur l'élasticité linéaire. En appliquant des contraintes de position à la surface de ce modèle, nous avons pu comparer la déformation observée dans les images et celle prédite par ce modèle simplifié.

6.5 Simulation et réalité augmentée

6.5.1 Simulation de chirurgie laparoscopique

Cette action de recherche est menée en collaboration avec le Pr. Marescaux de L'IRCAD et l'entreprise de hautes technologies ESI dans le cadre de l'action concertée incitative CAESARE (voir section 8.2.2).

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

Participants : Clément Forest, Guillaume Picinbono, Oliver Tonet, 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 travaillé sur le comportement biomécanique de notre modèle de foie en incorporant une modélisation d'élasticité non-linéaire valide pour de grands déplacements, et en particulier valide pour de grandes rotations.

Pour cela, dans un premier temps, nous avons développé l'approche proposée précédemment qui généralise le modèle "masse-tenseur" [33]. La force élastique non-linéaire appliquée en chaque sommet s'exprime alors comme une fonction polynomiale d'ordre 3 du déplacement de ce sommet et de ses voisins [52, 31, 32]. 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 9).

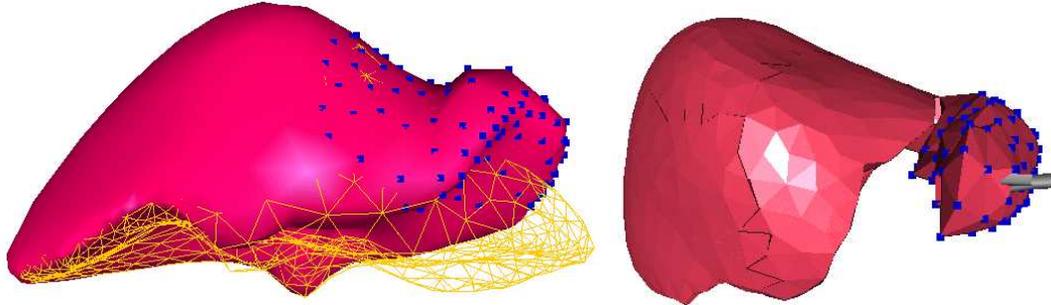


FIG. 9 – Modèle non-linéaire adaptatif : seuls les sommets identifiés par un point utilisent l’élasticité non-linéaire. Dans le cas de la simulation de découpe d’une partie du foie, seule la partie supprimée subira de grands déplacements (figure de droite)

Dans un deuxième temps, nous avons travaillé sur un nouveau modèle élastique non-linéaire dont la formulation ne fasse pas intervenir la notion de position au repos, mais sur celle, beaucoup plus naturelle, de forme au repos. Cette nouvelle formulation [19] exprime l’énergie élastique en fonction de la variation des longueurs des arêtes d’un maillage plutôt que du déplacement de chaque sommet par rapport à sa position de repos. Grâce à cette nouvelle approche, nous avons simplifié la mise en œuvre de l’élasticité non-linéaire sur des maillages tétraédriques.

Une autre direction de recherche a été la mise en œuvre d’algorithmes de découpe de maillages par retrait de matière (voir figure 10). Contrairement aux algorithmes précédents, nous avons cherché à conserver la “conformité topologique” du maillage tétraédrique lors de la découpe : le voisinage topologique de chaque sommet doit toujours être équivalent à une sphère ou une demi-sphère. Cette contrainte topologique est rendue nécessaire par la méthode des éléments finis et permet de définir en chaque sommet un vecteur normal de manière non ambiguë. Pour ce nouvel algorithme, une nouvelle structure de données du maillage tétraédrique a été mise au point permettant un remaillage rapide et la transmission des propriétés physiques lors de ce remaillage.

6.5.2 Réalité augmentée pour la chirurgie hépatique radio-fréquence

Cette étude est menée en collaboration avec l’IRCAD.

Mots clés : Réalité augmentée, recalage 3D/2D, calibrage, radio-fréquence.

Participants : Stéphane Nicolau, Grégoire Malandain, Xavier Pennec, Frédéric Devernay [Chir], Luc Soler [IRCAD].

Afin de simplifier et d’améliorer la précision du geste chirurgical, les praticiens ont désormais

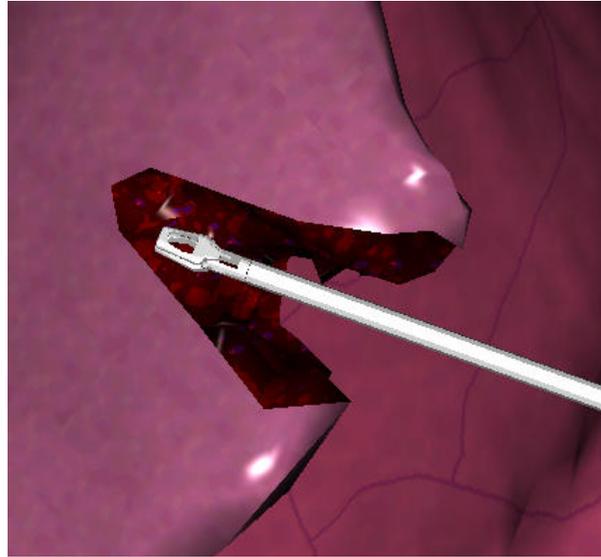


FIG. 10 – Exemple de découpe d'un modèle tétraédrique de foie par retrait de matière. La "conformité topologique" du maillage est conservée lors de la découpe.

un nouvel outil : la réalité augmentée. Cela consiste à superposer, sur des images réelles, des modèles virtuels extraits par exemple d'images pré-opératoires.

En collaboration avec l'IRCAD, nous cherchons à mettre en place un système de réalité augmentée pour les opérations chirurgicales du foie utilisant une destruction des tumeurs par ondes radio-fréquences. Le but est de superposer à des images vidéo prise par une caméra extérieure, une reconstruction tridimensionnelle du foie, de la tumeur et d'organes avoisinants.

Nous avons développé une méthode de recalage 3D/2D et un logiciel de visualisation permettant d'obtenir de premiers résultats sur des images d'animaux (cf. figure 11). Les modèles sont issus de coupes scanner préalablement segmentées, et le recalage est assuré par la présence de marqueurs radio-opaques sur la peau du patient. Une étude théorique de la précision est en cours et la validation clinique est planifiée à l'IRCAD à partir de janvier 2002.

7 Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)

7.1 Dépôt de Brevets

- Un brevet intitulé *Dispositif de simulation de déformations de matériaux, notamment de tissus corporels mous* a été déposé à l'INPI le 8 février 2001 sous le numéro 0101717. Auteurs : Hervé Delingette, Guillaume Picinbono et Nicholas Ayache.
- Un brevet français intitulé *Dispositif et méthode de traitement d'image pour détection de lésions évolutives* a été déposé le 12.10.01 sous le numéro 01 13192. Auteurs : D. Rey, J. Stoeckel, G. Malandain, N. Ayache.
- Un second brevet français intitulé *Dispositif et méthode non linéaire de traitement d'image pour détection de lésions évolutives* et contenant le premier est en cours de dépôt. Au-

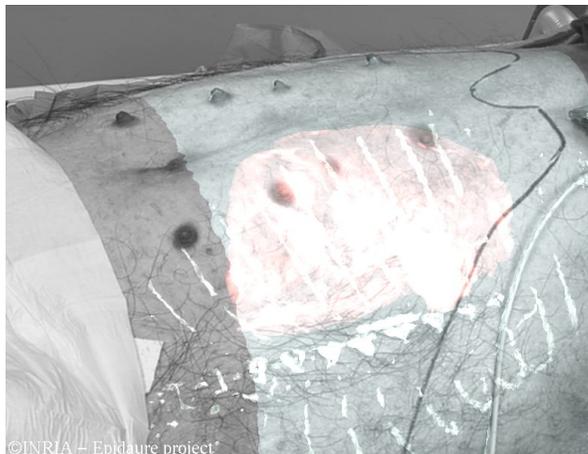


FIG. 11 – Superposition du modèle 3D du foie extrait du scanner sur une image vidéo peropératoire (ajustement interactif).

teurs : D. Rey, J. Stoeckel, G. Malandain, N. Ayache.

7.2 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** regroupe des algorithmes de contours et de surfaces déformables tridimensionnelles. Elle est utilisée dans le cadre de ce contrat à la conception de pièces mécaniques profilées respectant des contraintes de variation de courbure moyenne.

7.3 LEP

Participants : Hervé Delingette, Nicholas Ayache [correspondant].

Mots clés : modèles déformables, segmentation d'images.

Dans le cadre de la bourse CIFRE de C. Allouche, la collaboration avec les Laboratoires d'Electroniques Philips (S. Makram) a été poursuivie. Celle-ci porte à la fois sur le suivi temporel du cœur 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'Électronique Philips.

7.4 INSERM-Medtronic

Participants : Éric Bardinet [correspondant], Sébastien Ourselin, Grégoire Malandain,

Pascal Cachier, Alexis Roche, Nicholas Ayache.

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

Ce contrat de recherche de trois ans qui a débuté fin 1998 rassemble quatre partenaires : le projet EPIDAURE, le service de neuro-radiologie et l'unité INSERM U.289 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 contours des principales structures anatomo-fonctionnelles visibles sur ces coupes et tracés par un anatomo-pathologiste de l'INSERM).

Bien que le contrat avec la société Medtronic ait pris fin en août 2001, nous continuons à avoir des contacts motivés par une possible intégration de cet atlas recalable dans un logiciel de neuronavigation commercialisé par Medtronic.

En outre, la collaboration avec le service de neuro-radiologie et l'unité INSERM U289 de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière se poursuit à travers l'ACI "Neurosciences intégratives et computationnelles" qui a débuté en octobre 2001 pour une durée de trois ans (voir section 8.2.5). En outre, l'installation d'une station de travail (achetée par l'INSERM) dans le laboratoire du Dr. Yelnik à La Pitié, contenant des logiciels de visualisation et de traitement d'images développés à Epidaure (YAV++, extraction du plan médian, Yasmina et Aladin, voir sections 5.1, 5.8, 5.7 et 5.9) a permis de renforcer cette collaboration de manière significative.

Cette année, nous avons participé à plusieurs réunions à La Pitié Salpêtrière, concernant à la fois l'avancement de nos travaux sur l'atlas et la suite à donner à la collaboration avec Medtronic. Ont assisté à la plupart de ces réunions Yves Agid (directeur de la Fédération de Neurologie et de l'unité INSERM U.289), Philippe Cornu (chirurgien responsable de l'implantation des patients Parkinsoniens à La Pitié Salpêtrière) et Abed Hammoud (ingénieur Medtronic, responsable du logiciel de neuronavigation).

7.5 AREALL

Participants : Xavier Pennec [correspondant], Sébastien Granger.

Mots clés : Implantologie dentaire, recalage de surfaces.

Une convention de recherche de trois 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 6.2.7.

8 Actions régionales, nationales et internationales

8.1 Actions régionales

8.1.1 Bourses de thèse régionales

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

8.2 Actions nationales

8.2.1 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 cœur. En particulier, pour le projet Epidaure, il s'agit de mettre au point un modèle biomécanique du cœur 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 implique aussi les projets INRIA Macs, Sinus. Deux réunions plénières ont eu lieu en 2001 à Rocquencourt : le 6 avril et le 4 octobre 2001.

8.2.2 ACI Télémedecine 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 " Télémedecine et Technologies pour la Santé". Ce projet a débuté en décembre 1999 et est financé pour une durée de deux ans. À ce projet participent cinq 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 simulation 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 six ans et au sein d'autres projets de l'INRIA depuis trois ans (ARC Aisim). Deux réunions plénières ont eu lieu en 2001 : la première réunion à Strasbourg et la seconde à Sophia-Antipolis les 22 et 23 novembre.

8.2.3 Action de développement IRMf

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

Depuis janvier 2000, nous organisons et animons une action de développement INRIA sur l'IRM fonctionnelle regroupant trois 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. Cette action s'intéresse principalement aux problèmes liés aux facteurs géométriques dans l'analyse des séries temporelles (voir également la section 6.3.3), et en particulier à la compensation du mouvement au cours d'une séquence temporelle d'acquisition IRMf, et au recalage inter-sujets d'images IRMa pour comparer les activations sur une population de sujets.

La troisième réunion plénière a réuni le 14 mai 2001 une vingtaine de personnes des cinq équipes concernées à la Pitié-Salpêtrière à Paris. Nous y avons en particulier exposé :

- des résultats comparatifs des méthodes d'estimation de biais dans les IRM et des résultats préliminaires sur de l'IRM fonctionnelle à haute résolution (en collaboration étroite avec Jean-François Mangin et Jean-Baptiste Poline du CEA-SHFJ),
- un module matlab de recalage de séquences d'IRMf fonctionnelles intégrable dans SPM utilisant une mesure de similarité robuste (le module est actuellement en test au CEA-SHFJ),
- une analyse comparée de la variabilité de cette nouvelle méthode et de la méthode SPM qui montre que le lissage spatial introduit une corrélation au signal d'activation dans les recalages ;
- une méthode de recalage non-rigide pour comparer les cerveaux de sujets différents combinant des informations géométriques et d'intensité (voir section 6.2.4).

8.2.4 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, et qui regroupe trois équipes de l'INRIA : Robotvis (coordinateur), Epidaure et Vista, une équipe du CNRS (UPR 640, LENA, Pitié Salpêtrière) et l'équipe DRM du CEA-SHFJ à Saclay. Cette action 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 à la réunions plénières du 15 mai à Paris et présenté des résultats sur le recalage d'images multimodales.

8.2.5 ACI Neurosciences Intégratives et Computationnelles

Participants : Éric Bardinet [correspondant], Nicholas Ayache.

Suite à l'appel à propositions du Ministère de la Recherche concernant les Neurosciences Intégratives et Computationnelles (thème "plasticité neuronale et adaptation fonctionnelle"), une collaboration a débuté en octobre 2001, entre le SHFJ (CEA), l'hôpital de La Pitié Salpêtrière (service de Neuroradiologie), l'INSERM (U.289), l'hôpital de Saint-Antoine (service de Neurologie) et l'INRIA (projet Epidaure), pour une durée de trois ans. Le but de cette collaboration est de définir une "Approche en IRMf des bases anatomo-fonctionnelles des relations cortico-striatales chez l'homme", et en particulier d'étudier chez l'homme l'organisation

anatomo-fonctionnelle des relations fronto-striatales afin de pouvoir déterminer les modifications plastiques de ces circuits dans le cadre de la pathologie dystonique et celles induites par les traitements.

8.2.6 GIS Infections à Prions

Participants : Éric Bardinet [correspondant], Xavier Pennec, Jonathan Stoeckel, Nicholas Ayache.

Suite à un appel à propositions du Groupe d'Intérêt Scientifique "Infections à Prions", une collaboration a débuté en octobre 2001, entre l'INSERM (U.360), l'hôpital de La Pitié Salpêtrière (service de Neuroradiologie), le CNRS (Centre de Résonance Magnétique Biologique et Médicale) et l'INRIA (projet Epidaure), pour une durée de deux ans. Le but de cette collaboration est d'étudier "l'intérêt de la spectroscopie protonique par résonance magnétique et de l'IRM de diffusion dans le diagnostic de la maladie de Creutzfeldt-Jakob", et en particulier de déterminer si la réalisation, au cours d'un examen IRM conventionnelle, de séquences de diffusion et de spectroscopie par résonance magnétique, plus sensibles pour détecter les signes d'atteinte du parenchyme cérébral, pourrait améliorer la sensibilité de l'IRM pour le diagnostic.

8.2.7 Conseil scientifique

- N. Ayache est conseiller scientifique auprès de la société MKT, membre du conseil scientifique de l'entreprise RealViz et de l'ISM (Institute for Applied Sciences in Medicine) dirigé par le Pr. Auer (neurochirurgien) à Munich.
- Hervé Delingette est conseiller scientifique auprès des *Laboratoires d'Electronique Philips S.A.S.*, de la société Data Proxima.
- Xavier Pennec est conseiller scientifique auprès de la société AREALL.

8.2.8 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 U.289) et Pr. D. Dormont (service de neuroradiologie) sont nos partenaires dans le contrat de recherche INSERM-Medtronic et dans l'ACI Neurosciences Intégratives et Computationnelles (voir sections 7.4 et 8.2.5). Le Dr. J.P. Brandel (INSERM U.360) est notre partenaire dans le GIS Infections à Prions (voir section 8.2.6).

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 SID³. 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. Le docteur Migneco soutiendra sa thèse en décembre 2001 (voir section 9.3).

CHU de Nice, Hôpital Pasteur La collaboration se poursuit avec le Pr. Chatel (service de neurologie), le Dr. Lebrun-Fréney (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. Cette collaboration doit permettre 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 QAMRIC

Participants : Éric Bardinnet [correspondant], Sébastien Ourselin, Alexis Roche, 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.

Le projet QAMRIC, qui prenait fin en octobre 2001, a été prolongé par la Commission Européenne pour une durée de 12 mois, suite à une demande du Pr. Alan Colchester, coordinateur du projet.

Nous avons organisé la réunion plénière du premier semestre (9-10 avril 2001) à l'INRIA, et participé à la réunion du deuxième semestre (5-6 décembre 2001, Londres).

³Spect In Dementia - improving cost effectiveness by using novel methods of image analysis for the early detection of Alzheimer's disease.

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

8.3.2 Projet Européen MAPAWAMO

Participants : Grégoire Malandain [correspondant], Éric Bardinet, 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 préexistante chez le singe, et finalement une comparaison directe des réseaux corticaux chez des primates humains et non-humains.

Cette année nous avons principalement travaillé sur les aspects recalage de ce projet, qui sont nombreux (recalage 3D rigide et non-rigide IRM/IRMf, alignement 2D d'autoradiographies, recalage 3D du bloc issu des autoradiographies avec l'IRM correspondante), et sur des problèmes connexes, en particulier la correction des variations d'intensité dans un volume reconstruit et l'acquisition d'images IRM en super-résolution.

Des résultats préliminaires ont été présentés lors de la première réunion plénière (1-2 octobre 2001) qui s'est déroulée à l'INRIA.

Nous avons aussi effectué trois visites chez nos partenaires de Leuven (Belgique) afin de leur présenter nos résultats (31 janvier, 11 juillet, 12 décembre 2001). Lors de ces visites, les logiciels YAV++ et Yasmina (voir sections 5.5 et 5.7) ont été installés.

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

8.3.3 Collaborations avec des hôpitaux européens

De nombreuses collaborations avec des hôpitaux européens s'effectuent dans le cadre du projet européen QAMRIC :

Hôpital de Louvain (Belgique) Dr. Philippe Demaerel : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.1).

UMDS Guy's and St. Thomas's Hospitals (Angleterre) Dr. Alan Colchester : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.1).

Hôpital de Göttingen (Allemagne) Dr. Michael Finkenstaedt : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.1).

Western General Hospital, Edinburgh (Écosse) Dr. James Ironside, Dr. Joanna Wardlaw, Dr. Robert Will : partenaires du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.1).

8.4 Équipes associées à l'étranger

Participants : Alain Pitiot, Xavier Pennec, Nicholas Ayache, Hervé Delingette, Eric Bardinet, Paul Thompson, Arthur Toga.

En septembre 2001 commençait la première phase d'une action de collaboration conjointe entre le Projet EPIDAURE et le Laboratory of Neuro Imaging (LONI) à UCLA (USA). Nous nous proposons de comparer et d'évaluer les algorithmes de traitement et d'analyse d'images médicales les mieux adaptés à la constitution d'atlas cérébraux.

Conformément au libellé de la proposition, nous avons commencé à identifier, évaluer et/ou développer les différents outils méthodologiques et logiciels nécessaires à l'élaboration d'un atlas.

EPIDAURE a mis à disposition de LONI un outil de recalage affine multimodal (voir section 5.9), lequel a pu être testé sur une large base d'images de cerveaux. Un premier outil de segmentation des structures anatomiques a également été développé (voir section 6.1.2). De nouvelles méthodes de segmentation par des modèles de forme sont en cours de développement.

Alain Pitiot (UCLA) a passé plusieurs mois au sein du projet Epidaure en 2001 et Nicholas et Hervé Delingette ont fait une visite à UCLA en décembre 2001.

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

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 Elsevier.

IEEE Transactions on Medical Imaging N. Ayache est rédacteur associé.

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

N. Ayache est membre du comité scientifique de plusieurs conférences dont MICCAI'01 (Utrecht), FIMH'01 (First Int. workshop on Functional Imaging and Modeling of the Heart, Helsinki, Finlande), MMBIA'01 (IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, Kauai, Hawaii, USA), MIAR'01 (Medical Imaging and Augmented Reality, Hong-Kong, China), et de l'atelier VISIM (Information Retrieval and

Exploration from Large Medical Image Collections, Utrecht, oct. 2001), associé à MIC-CAI'01. Il est co-président d'un atelier scientifique sur "Deformable modelling and soft tissue simulation" (Bonn, septembre 2001).

H. Delingette est membre du comité scientifique du workshop IMIVA (Utrecht, 18 oct. 2001). Il est membre du comité international de l'école d'été organisée par IEEE et EMBS sur le traitement d'images médicales qui se déroule tous les deux ans dans l'île de Berder en Bretagne.

9.1.3 Animation scientifique

N. Ayache assure 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 (6 h). Deux nouveaux cours (45 h de cours + 45 h de TD) sont enseignés à partir de décembre 2001 en imagerie médicale (formation et traitement des images) avec la participation de N. Ayache (responsable), H. Delingette, G. Malandain, Régis Vaillant, et pour les TD de É. Bardinnet et J. Dauguet.

DEA Orsay H. Delingette est co-responsable avec R. Deriche d'un module d'approfondissement de 21h sur la vision par ordinateur, dont il a assuré 9 heures.

DEA Image-Vision ESSI H. Delingette a assuré 6h de cours dans le cadre du module sur la robotique chirurgicale.

DESS Génie Biomédical de Nice G. Malandain est responsable d'un cours « traitement des images médicales » de 24 heures, avec la participation de É. Bardinnet pour les TDs (20 heures).

DEA ARAVIS G. Malandain est responsable d'un cours « imagerie volumique » de 15 heures. N. Ayache est responsable d'un module de cours sur les outils avancés en traitement numérique des images médicales (15h).

ESINSA É. Bardinnet a assuré 6 heures de cours sur le recalage d'images médicales dans le cadre du module sur l'imagerie médicale (cours de vision).

DEUG UNSA D. Rey a donné 28 heures de TP de java en temps que vacataire, et 40 heures en temps qu'ATER.

9.3 Thèses et Stages

9.3.1 Thèses soutenues en 2001

1. Pascal Cachier, *Recalage non rigide d'images médicales. Théorie et applications.*, ENS Cachan. Soutenance prévue en janvier 2002. Jury pressenti : N. Ayache, X. Pennec, C. Saguez, D. Vandermeulen, L. Cohen.
2. Sébastien Ourselin, *Recalage d'images médicales par appariement de régions. Application à la construction d'atlas histologiques 3D*, université de Nice-Sophia Antipolis, soutenance prévue début janvier 2002. Jury pressenti : P. Bernhard, P. Cinquin (rapporteur), C. Barillot (rapporteur), N. Ayache (directeur), D. Dormont, J. Yelnik, G. Malandain, E. Bardinet.
3. Guillaume Picinbono, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*, université de Nice Sophia-Antipolis, 12 février 2001. Jury : P. Bernhard (président), P. Cinquin (rapporteur), D. Thalmann (rapporteur), N. Ayache (directeur), H. Delingette (co-directeur), J. Marescaux, M. Vidrascu.
4. Sylvain Prima, *Étude de la symétrie bilatérale en imagerie cérébrale volumique*, université Paris XI, Orsay, 7 mars 2001. Jury : A. Osorio (président), C. Barillot (rapporteur), D. Vandermeulen (rapporteur), N. Ayache (directeur), N. Roberts, J.P. Thirion.
5. David Rey, *Détection et quantification de processus évolutifs dans des images médicales tridimensionnelles : application à la sclérose en plaques*, université de Nice-Sophia Antipolis. Soutenance envisagée en mars 2002.
6. Alexis Roche, *Recalage d'images médicales par inférence statistique*, université de Nice, 2 février 2001. Jury : J. Darcourt (président), N. Ayache (directeur), M. Brady (rapporteur), D. Vandermeulen (rapporteur), G. Malandain (co-directeur), M. Viergever.
7. Octave Migneco, *Contribution à l'analyse d'images de la perfusion cérébrale : recalage, fusion et traitement statistique*, université de Nice-Sophia Antipolis. Soutenance en décembre 2001.

9.3.2 Thèses en cours

1. 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 appareils d'IRMf (séjour d'un an en 2001).
2. Clément Forest, *Introduction de composantes physiologiques dans un simulateur de chirurgie laparoscopique*, École Polytechnique.
3. 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.
4. Stéphane Nicolau, *Construction d'un système de réalité augmentée pour la chirurgie hépatique*, université de Nice-Sophia Antipolis.

5. Maxime Sermesant, *Étude d'un modèle biomécanique du cœur pour l'analyse d'images cardiaques*, université de Nice-Sophia Antipolis.
6. Jonathan Stoeckel, *Diagnostic précoce de la maladie d'Alzheimer par imagerie fonctionnelle*, École des Mines de Paris.
7. Valérie Moreau, *Analyse d'images échocardiographiques multidimensionnelles*, ENS Ulm, Paris.
8. Radu Stefanescu, *Thérapie guidée par l'imagerie médicale : Parallélisation et validation d'algorithmes de recalage*, École polytechnique.
9. Alain Pitiot, *Construction d'atlas cérébraux à partir d'images cérébrales et histologiques*, UCLA.
10. Julien Dauguet, *Mise en correspondance d'images post-mortem et in-vivo pour le petit animal : application au suivi de modèles animaux chroniques de maladies neuro-dégénératives*, CEA/SHFJ, Paris
11. Pierre-Yves Bondiau, *Utilisation et validation du recalage d'image dans l'élaboration du plan de traitement en radiothérapie*, Nice-Sophia Antipolis.

9.3.3 Participation à des jurys

Nicholas Ayache a participé aux jurys de thèse de Alexis Roche (UNSA, Directeur), Sylvain Prima (Orsay, Directeur), Guillaume Picinbono (UNSA, Directeur), F. Vincent (Lyon, Rapporteur).

Hervé Delingette a participé aux jurys de thèse J. Dutreuil (École des mines de Paris) et de G. Picinbono (Nice). Il a été le rapporteur des thèses de F. Boux de Casson (Grenoble), D. D'aulignac (Grenoble) et S. Chemouny (Montpellier).

Grégoire Malandain a participé au jury de thèse d'Alexis Roche (UNSA).

9.3.4 Stages effectués dans le projet

1. Radu-Constantin Stefanescu [75], *Parallélisation de l'algorithme des démons*, DEA Algorithmique, École Polytechnique.
2. Josepha Unia [76], *Suivi Temporel de structures cérébrales dans des IRM à l'aide de modèles biomécaniques*. DEA Images et Systèmes, Université de Lyon 1 - INSA.
3. Florence Perret [74], *Correction et segmentation d'images appliquées 'a la radiothérapie*, École Centrale de Paris.
4. Karen Bénézery[73], *Recalage et fusion d'images scanner et IRM du pelvis : utilisation dans le traitement des tumeurs prostatique*, DEA Rayonnements et Imagerie en Médecine, Université Toulouse III.

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 deux conférences plénières invitées lors des évènements suivants : *Medical Physics and Clinical Engineering*, Belfast, septembre 2001, *3rd Caesare on Computer Aided Medicine*, Bonn, novembre 2001. Il a été invité à rédiger l'introduction du "2002 IMIA Yearbook of Medical Informatics".
Par ailleurs, **N. Ayache** a donné un cours invité de 3h aux étudiants de l'école des Ponts et Chaussées (septembre 2001).
- **Pierre-Yves Bondiau** a effectué trois présentations internationales à Ottawa, Hamilton et Toronto (Canada) sur la labélisation et le recalage automatique d'images Scanner et IMR (travail effectué avec Grégoire Malandain).
- **Hervé Delingette** a été invité à effectuer une présentation à la conférence AIM2001 (Paris), et un tutoriel à CVPR'2001 (Hawai).
- **Grégoire Malandain** a été invité à présenter les travaux de l'équipe aux Journées de Recherche en Imagerie Médicale (Marseille, juin 2001). Il a également présenté ses travaux au premier atelier de Radiothérapie Assistée par l'Image (RAI) (Nice, mai 2001).
- **Xavier Pennec** a été invité à effectuer une présentation au colloque "Methodology of Evaluation in Computational Medical Imaging", organisé du 11 au 16 mars 2001 à Dagstuhl (Allemagne), ainsi qu'une présentation aux journées statistiques de l'INRIA, les 15 et 16 novembre 2001.
- L'ensemble de l'équipe a participé à une retraite à Isola 2000 (26-28 mars 2001) et à la conférence MICCAI'2001 (Utrecht).

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, <http://www.inria.fr/rapports/sophia/RR-3535.html>, soumis à *IEEE TMI*.
- [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. 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.
- [10] 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.
- [11] J. FELDMAR, N. AYACHE, « Rigid, Affine and Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces », *IJCV* 18, 2, mai 1996, p. 99–119.
- [12] A. GUÉZIEC, X. PENNEC, N. AYACHE, « Medical Image Registration using Geometric Hashing », *IEEE Computational Science & Engineering, special issue on Geometric Hashing* 4, 4, 1997, p. 29–41, décembre.
- [13] G. MALANDAIN, G. BERTRAND, N. AYACHE, « Topological segmentation of discrete surfaces », *Int. Journal of Computer Vision* 10, 2, 1993, p. 183–197.
- [14] 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.
- [15] 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.
- [16] G. SUBSOL, « Crest Lines for Curve Based Warping », in : *Brain Warping*, A. W. Toga (éditeur), Academic Press, 1998, ch. 13, p. 225–246.
- [17] J.-P. THIRION, « The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces », *Int. Journal of Computer Vision* 19, 2, 1996, p. 115–128.
- [18] 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

- [19] G. PICINBONO, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d’interventions chirurgicales*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, février 2001.
- [20] S. PRIMA, *Étude de la symétrie bilatérale en imagerie cérébrale volumique*, thèse de doctorat, université Paris XI, Orsay, mars 2001.
- [21] A. ROCHE, *Recalage d’images médicales par inférence statistique*, thèse de doctorat, Université de Nice Sophia-Antipolis, février 2001, <http://www.inria.fr/rrrt/tu-0665.html>.

Articles et chapitres de livre

- [22] N. AYACHE, « Medical Imaging Informatics. From Digital Anatomy to Virtual Scapels and Image Guided Therapy », *Introduction to the 2002 IMIA Yearbook of Medical Informatics*, 2002.
- [23] H. DELINGETTE, J. MONTAGNAT, « Shape and Topology Constraints on Parametric Active Contours », *Computer Vision and Image Understanding*, 83, 2001, p. 140–171, A paraître.
- [24] A. GUIMOND, A. ROCHE, N. AYACHE, J. MEUNIER, « Multimodal Brain Warping Using the Demons Algorithm and Adaptative Intensity Corrections », *IEEE Transaction on Medical Imaging* 20, 1, 2001, p. 58–69.
- [25] O. MIGNECO, M. BENOIT, P. KOULIBALY, I. DYGAÏ, C. BERTOGLIATI, P. DESVIGNES, P. ROBERT, G. MALANDAIN, F. BUSSIÈRE, J. DARCOURT, « Perfusion brain SPECT and Statistical Parametric Mapping analysis indicate that apathy is a cingulate syndrome : a study in Alzheimer’s disease and non-demented patients », *Neuroimage* 13, 2001, p. 896–902.

- [26] O. MIGNECO, G. MALANDAIN, P. KOULIBALY, P. ROBERT, N. AYACHE, J. DARCOURT, « Evaluation of an automatic classifier for SPECT Alzheimer's disease diagnosis », *European Journal of Nuclear Medicine* 28, 8, 2001, p. OS381, <http://141.39.169.3/eanm2001/abstracts/979.htm>.
- [27] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, « A review of deformable surfaces : topology, geometry and deformation », *Image and Vision Computing* 19, 14, décembre 2001, p. 1023–1040.
- [28] J. MONTAGNAT, M. SERMESANT, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Anisotropic Filtering for Model Based Segmentation of 4D Cylindrical Echocardiographic Images », *Pattern Recognition Letters*, 2001, in press.
- [29] 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, janvier 2001, p. 25–31.
- [30] X. PENNEC, P. CACHIER, N. AYACHE, « Tracking Brain Deformations in Time-Sequences of 3D US Images », *Pattern Recognition Letters - Special Issue on Ultrasonic Image Processing and Analysis*, 2001, Sous presse.
- [31] G. PICINBONO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Modèle déformable élastique non-linéaire pour la simulation de chirurgie en temps réel », *Les Comptes Rendus de l'Académie des Sciences (CRAS)*, 2001, A paraître.
- [32] G. PICINBONO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Non-Linear Anisotropic Elasticity for Real-Time Surgery Simulation », *Graphical Models*, 2001, soumis.
- [33] G. PICINBONO, J-C.LOMBARDO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Anisotropy, Interaction and Extrapolation for Surgery Simulation », *Journal of Visualisation and Computer Animation*, 2001, sous presse.
- [34] S. PRIMA, S. OURSELIN, N. AYACHE, « Computation of the Mid-Sagittal Plane in 3D Brain Images », *IEEE Transaction on Medical Imaging*, 2001, sous presse.
- [35] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Automatic Detection and Segmentation of Evolving Processes in 3D Medical Images : Application to Multiple Sclerosis. », *Medical Image Analysis*, 2001, sous presse.
- [36] A. ROCHE, X. PENNEC, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Rigid Registration of 3D Ultrasound with MR Images : a New Approach Combining Intensity and Gradient Information », *IEEE Transactions on Medical Imaging* 20, 10, octobre 2001, p. 1038–1049.
- [37] J. STOECKEL, J. POLINE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, J. DARCOURT, « Smoothness and degrees of freedom restrictions when using SPM99 », *NeuroImage* 13, 6, juin 2001, p. 259.

Communications à des congrès, colloques, etc.

- [38] C. ALLOUCHE, S. MAKRAM, N. AYACHE, H. DELINGETTE, « A new kinetic modeling scheme for the human left ventricle wall motion with MR-tagging imaging », in : *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH'01), Helsinki, Finland*, T. Katila, I. Magnin, P. Clarysse, J. Montagnat, N. J. (éditeurs), *LNCS, 2230*, Springer, p. 61–68, 2001.
- [39] C. ALLOUCHE, S. MAKRAM, N. AYACHE, H. DELINGETTE, « New methods and algorithms for the accurate real-time motion analysis of the left ventricle with MRI-Tagging imaging », in : *Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), 1230*, Elsevier, p. 911–916, juin 2001.
- [40] N. AYACHE, D. CHAPELLE, F. CLÉMENT, Y. COUDIÈRE, H. DELINGETTE, J. DÉSIDÉRI, M. SERMESANT, M. SORINE, J. URQUIZA, « Towards Model-Based Estimation of the Cardiac Electro-Mechanical Activity from ECG Signals and Ultrasound Images », in : *Functional Imaging and Modeling of the Heart (FIMH'01), Helsinki, Finland*, T. Katila, I. Magnin, P. Clarysse, J. Montagnat, N. J. (éditeurs), *LNCS, 2230*, Springer, p. 120–127, 2001.

- [41] N. AYACHE, X. PENNEC, P. CACHIER, « Fusing 3-D ultrasound and MRI for real-time image-guided neurosurgery », *in* : *Physica Medica (European journal of Medical Physics)*, 17, 3, 2001. Invited talk in Medical Physics and Clinical Engineering Conference (abstract).
- [42] E. BARDINET, A. COLCHESTER, A. ROCHE, Y. ZHU, Y. HE, S. OURSELIN, B. NAILON, S. HOJJAT, J. IRONSIDE, S. AL-SARRAJ, N. AYACHE, J. WARDLAW, « Registration of Reconstructed Post Mortem Optical Data with MR Scans of the Same Patient », *in* : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 957–965, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080957.htm>.
- [43] K. BÉNÉZERY, F. PERRET, P.-Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Recalage et Fusion d'images Scanner et IRM du pelvis : utilisation dans le traitement du cancer de la prostate », *in* : *12ème Congrès de la Société Française de Radiothérapie Oncologique (SFRO)*, Paris, 22-23 Novembre 2001.
- [44] P. BONDIAU, O. OSTAPIAK, G. MALANDAIN, T. TOUBIANA, K. BENEZERY, J. HANNOUN-LEVI, R. BENSADOUN, A. COURDI, D. LESCHI, P. CHAUVEL, J. GERARD, « Fusion de la tomographie par émission de positons (TEP) fonctionnelle et du Scanner dosimétrique : Etude de faisabilité pour le traitement des tumeurs cérébrales. », *in* : *Proc. du premier atelier de radiothérapie assistée par l'image*, SFRO, Nice, 4 et 5 mai 2001.
- [45] P. CACHIER, J.-F. MANGIN, X. PENNEC, D. RIVIÈRE, D. PAPADOPOULOS-ORFANOS, J. RÉGIS, N. AYACHE, « Multisubject Non-Rigid Registration of Brain MRI using Intensity and Geometric Features », *in* : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 734–742, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080734.htm>.
- [46] P. CACHIER, « How to trade off between Regularization and Image Similarity in Non-rigid Registration? », *in* : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 1285–1286, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22081285.htm>.
- [47] Y. CHAU, D. REY, G. MALANDAIN, C. RAFFAELLI, B. PADOVANI, « Extraction automatique des structures arborescentes pulmonaires, semi-automatique des segments pulmonaires à partir de TDM thoraciques normales. », *in* : *Journées Françaises de Radiologie, JFR'2001*, Paris, FRANCE, octobre 2001.
- [48] 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, Pennsylvania USA, octobre 11-14 2000.
- [49] H. DELINGETTE, E. BARDINET, D. REY, J.-D. LEMARECHAL, J. MONTAGNAT, S. OURSELIN, A. ROCHE, D. DORMONT, J. YELNIK, N. AYACHE, « YAV++ : a Software Platform for Medical Image Processing and Visualization », *in* : *Workshop on Interactive Medical Image Visualization and Analysis satellite symposia of MICCAI, IMIVA'01*, Utrecht, The Netherlands, octobre 2001.
- [50] H. DELINGETTE, « On Smoothness Measures of Active Contours and Surfaces », *in* : *IEEE Workshop on Variational and Level Set Methods in Computer Vision (VLSM 2001)*, IEEE Society, p. 43–50, Vancouver, Canada, juillet 2001.
- [51] H. DELINGETTE, « Simulation d'interventions chirurgicales », *in* : *Conférence AIM'2001*, CHU La Pitié-Salpêtrière, Paris, juin 2001.

- [52] G. PICINBONO AND H. DELINGETTE AND N. AYACHE, « Non-linear and anisotropic elastic soft tissue models for medical simulation », in : *ICRA2001 : IEEE International Conference Robotics and Automation*, Seoul Korea, May 2001. Best conference paper award.
- [53] S. GRANGER, X. PENNEC, A. ROCHE, « Rigid Point-Surface Registration Using an EM variant of ICP for Computer Guided Oral Implantology », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), *LNCS, 2208*, p. 752–761, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080752.htm>.
- [54] P. HELLIER, C. BARILLOT, I. COROUGE, B. GIRAUD, G. LE GOUALHER, L. COLLINS, A. EVANS, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Retrospective Evaluation of Inter-subject Brain registration », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), *LNCS, 2208*, p. 258–265, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080258.htm>.
- [55] F. MOURGUES, F. DEVERNAY, G. MALANDAIN, E. COSTE-MANIÈRE, « 3D+t Modeling of Coronary Artery Tree from Standard Non Simultaneous Angiograms », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), *LNCS, 2208*, p. 1320–1322, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22081320.htm>.
- [56] G. ODIN, G. QUATREHOMME, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, B. MAFART, DE LUMLEY M.A., « Comparison of a Three-Dimensional and a Computerized Assisted Method for Cranio-Facial Reconstruction : Application to Tautavel Man », in : *XIV International Congress of Prehistoric and Protohistoric Science (Pre-prints)*, Université de Liège, p. 23, Liège (Belgium), septembre 2001.
- [57] S. OURSELIN, E. BARDINET, D. DORMONT, G. MALANDAIN, A. ROCHE, N. AYACHE, D. TANDE, K. PARAIN, J. YELNIK, « Fusion of histological sections and MR images : towards the construction of an atlas of the human basal ganglia », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), *LNCS, 2208*, p. 743–751, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080743.htm>.
- [58] X. PENNEC, N. AYACHE, A. ROCHE, P. CACHIER, « Non-rigid MR/US registration for tracking brain deformations », in : *Proc of Int. Workshop on Medical Imaging and Augmented Reality (MIAR 2001)*, 10-12 June 2001, Shatin, Hong Kong, I. C. S. Press (éditeur), p. 79–86, juin 2001.
- [59] X. PENNEC, P. CACHIER, P. AYACHE, « Tracking brain deformations in time sequences of 3D US images », in : *Proc. of IPMI'01*, M. Insana, R. Leahy (éditeurs), *LNCS, 2082*, Springer Verlag, p. 169–175, Davis, CA, USA, juin 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2082/20820169.htm>.
- [60] X. PENNEC, « Evaluation of the Uncertainty in Various Registration problems », in : *Methodology of Evaluation in Computational Medical Imaging*, K. Bowyer, M. Loew, H. S. Stiehl, M. Viergever (éditeurs), Schloss Dagstuhl, Int. Conf. and Research Center for Computer Science, p. 15–16, mars 2001. Dagstuhl Seminar 01111, <http://www.dagstuhl.de/DATA/Reports/01111/>.
- [61] S. PRIMA, N. AYACHE, T. BARRICK, N. ROBERTS, « Maximum Likelihood Estimation of the Bias Field in MR Brain Images : Investigating Different Modelings of the Imaging Process », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), *LNCS, 2208*, p. 811–819, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080811.htm>.

- [62] D. REY, J. STOECKEL, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « A Spatio-temporal Model-based Statistical Approach to Detect Evolving Multiple Sclerosis Lesions », in : *IEEE Workshop on Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis, MMBIA'01*, Kauia, Hawaii, USA, décembre 2001. A paraître.
- [63] D. REY, J. STOECKEL, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Using SPM to Detect Evolving MS Lesions », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 1232–1234, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22081232.htm>.
- [64] M. SERMESANT, Y. COUDIÈRE, H. DELINGETTE, N. AYACHE, J. DÉSIDÉRI, « An Electro-Mechanical Model of the Heart for Cardiac Image Analysis », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 224–231, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080224.htm>.
- [65] J. STOECKEL, G. MALANDAIN, O. MIGNECO, P. KOULIBALY, P. ROBERT, N. AYACHE, J. DARCOURT, « Classification of SPECT Images of Normal Subjects versus Images of Alzheimer's Disease Patients », in : *4th Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'01)*, W. Niessen, M. Viergever (éditeurs), LNCS, 2208, p. 666–674, Utrecht, The Netherlands, October 2001, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/2208/22080666.htm>.
- [66] G. SUBSOL, B. MAFART, A. SILVESTRE, M. DE LUMLEY, « CT-Scan Image Processing for the Study of the Evolution of the Shape of the Human Skull : Presentation of the Tools and Preliminary Results », in : *XIV International Congress of Prehistoric and Protohistoric Science (Pre-prints)*, Université de Liège, p. 22, Liège (Belgium), septembre 2001.

Rapports de recherche et publications internes

- [67] P. CACHIER, N. AYACHE, « Regularization in Image Non-Rigid Registration : I. Trade-Off between Smoothness and Similarity. », *Research report n°RR-4188*, INRIA, 2001, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4188.html>.
- [68] P. CACHIER, N. AYACHE, « Regularization in Image Non-Rigid Registration : II. Isotropic Energies, Filters, and Splines. », *Research report n°RR-4243*, INRIA, 2001, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4243.html>.
- [69] S. GRANGER, X. PENNEC, A. ROCHE, « Rigid Point-Surface Registration using Oriented Points and an EM variant of ICP for Computer Guided Oral Implantology », *Research report n°RR-4169*, INRIA, 2001, Published in MICCAI'01, Utrecht, Netherlands, LNCS 2208, p.752-761, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4169.html>.
- [70] G. MALANDAIN, J.-D. BOISSONNAT, « Computing the Diameter of a Point Set », *Research report n°RR-4233*, INRIA, Sophia-Antipolis, juillet 2001, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4233.html>.
- [71] S. OURSELIN, X. PENNEC, R. STEFANESCU, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Robust Registration of Multi-Modal Medical Images : Towards Real-Time Clinical Applications », *Research report*, INRIA, 2001, à paraître.
- [72] X. PENNEC, P. CACHIER, N. AYACHE, « Tracking Brain Deformations in Time-Sequences of 3D US Images », *Research report n°RR-4091*, INRIA, décembre 2000, <http://www.inria.fr/rrrt/rr-4091.html>.

Divers

- [73] K. BÉNÉZERY, *Recalage et fusion d'images scanner et IRM du pelvis : utilisation dans le traitement des tumeurs prostatique*, Mémoire, DEA Rayonnements et Imagerie en Médecine, Université Toulouse III, 2001.
- [74] F. PERRET, *Correction et segmentation d'images appliquées à la radiothérapie*, Mémoire, École Centrale de Paris, 2001.
- [75] R.-C. STEFANESCU, *Parallélisation de l'algorithme des démons*, Mémoire, DEA Algorithmique, Filière géométrie algorithmique, Formes et Images – Ecole Polytechnique, 2001.
- [76] J. UNIA, *Suivi Temporel de structures cérébrales dans des IRM à l'aide de modèles biomécaniques*, Mémoire, Université de Lyon, juin 2001, DEA Images et Systèmes.