

Projet EPIDAURE

Epidaure, Projet Images, Diagnostic, Automatique, Robotique

Sophia Antipolis

THÈME 3B

R *apport*
d'Activité

1999

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	8
3.5	Atlas, morphométrie et analyse statistique	9
3.6	Mouvement	10
3.7	Visualisation	10
3.8	Simulation de chirurgie	11
3.9	Robotique médicale	11
4	Domaines d'applications	11
4.1	De nouveaux outils pour le diagnostic	11
4.2	De nouveaux outils pour la thérapeutique	12
4.3	Applications dans d'autres domaines	13
5	Logiciels	13
5.1	Bibliothèque EpidaureLib	13
5.2	Bibliothèque Simplex	13
5.3	Bibliothèque LivLib	14
5.4	Bibliothèque sur les primitives probabilistes	14
5.5	Bibliothèque Edges3D	14
5.6	Interactive Matcher	15
6	Résultats nouveaux	15
6.1	Segmentation d'images	15
6.1.1	Optimisation topologique et géométrique de maillages simplexes	15
6.1.2	Changements automatiques de topologie	16
6.1.3	Extension des maillages simplexes pour la segmentation d'images 3D et 4D	16
6.1.4	Diffusion anisotrope et segmentation par modèles déformables sur des images échographiques 4-D du cœur	18
6.1.5	Segmentation de l'articulation fémoro-tibiale dans des images micro-IRM	18
6.1.6	Quantification automatique de sténoses dans des images 3D	18
6.2	Recalage d'images	19
6.2.1	Recalage non rigide rapide appliqué aux échographies 3D	20
6.2.2	Correction du mouvement respiratoire corrompant la reconstruction des échocardiographies 3D	20
6.2.3	Recalage et incertitudes géométriques	21

6.2.4	Recalage par maximum de vraisemblance	22
6.2.5	Recalage Scanner / IRM pour la radiothérapie	23
6.2.6	Alignement automatique de coupes histologiques 2D pour la reconstruction et l'analyse 3D	24
6.2.7	Recalage 2D-3D pour la réalité augmentée	25
6.3	Atlas, morphométrie et analyse statistique	25
6.3.1	Étude morphométrique du crâne en paléo-anthropologie	25
6.3.2	Calculs de dissymétrie dans les images cérébrales	26
6.3.3	Analyse statistique	28
6.3.4	Construction automatique de modèles moyens anatomiques	29
6.4	Analyse du mouvement et des déformations	29
6.4.1	Détection, quantification, et segmentation automatiques de processus évolutifs dans des images tridimensionnelles	29
6.4.2	Comparaison de méthodes de reconstruction du mouvement ventriculaire gauche cardiaque à partir d'IRM marquée	30
6.5	Simulation de chirurgie laparoscopique	31
7	Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)	32
7.1	Dépôt de Brevets	32
7.2	Elf Atochem	32
7.3	General Electric Medical Systems	32
7.4	Sanofi-Synthelabo	32
7.5	INSERM-Medtronic	33
7.6	Data Proxima	33
7.7	Philips - ATL	33
7.8	Focus Imaging	34
8	Actions régionales, nationales et internationales	34
8.1	Actions régionales	34
8.1.1	Bourses de thèse régionales	34
8.1.2	Protonthérapie des tumeurs oculaires	34
8.2	Actions nationales	34
8.2.1	Action de recherche coopérative simulation de chirurgie (AISIM)	34
8.2.2	Groupe de travail « Réalité virtuelle »	35
8.2.3	Action de recherche coopérative Ultrasons 3D	35
8.2.4	Modèles probabilistes de sillons corticaux	36
8.2.5	Collaboration avec Realviz	36
8.2.6	Conseil scientifique	36
8.2.7	Collaboration avec des hôpitaux nationaux	37
8.3	Actions européennes	38
8.3.1	Projet Européen ROBOSCOPE	38
8.3.2	Projet Européen BIOMORPH	38
8.3.3	Projet Européen QAMRIC	38
8.3.4	Projet européen MASTER	39

8.3.5	Collaboration avec le MARIARC, Liverpool, Royaume Uni	39
8.3.6	Collaborations avec des hôpitaux européens	40
8.4	Réseaux et groupes de travail internationaux	40
8.4.1	Collaboration avec des hôpitaux internationaux	40
8.5	Accueils de chercheurs étrangers	41
9	Diffusion de résultats	41
9.1	Animation de la Communauté scientifique	41
9.1.1	Comités de rédaction de revues	41
9.1.2	Participation à l'organisation de conférences	41
9.2	Enseignement universitaire	42
9.3	Thèses et Stages	42
9.3.1	Thèses soutenues en 1999	42
9.3.2	Thèses en cours	43
9.3.3	Participation à des jurys	43
9.3.4	Stages effectués dans le projet	44
9.4	Participation à des colloques, séminaires, invitations	44
10	Bibliographie	45

1 Composition de l'équipe

Responsable scientifique

Nicholas Ayache [DR INRIA]

Responsable permanent

Grégoire Malandain [CR INRIA]

Assistante de projet

Françoise Pezé [SAR]

Personnel INRIA

Janet Bertot [Ingénieur de Recherche INRIA]

Hervé Delingette [CR INRIA]

Xavier Pennec [CR INRIA]

Ingénieur expert

Gérard Subsol

Chercheur post-doctorant

Jérôme Declerck [Johns Hopkins Hospital, bourse INRIA]

Chercheurs doctorants

Pascal Cachier [bourse MESR]

Clément Forest [bourse Polytechnique depuis octobre 1999]

Alexandre Guimond [bourse des fonds FCAR]

Sébastien Granger [bourse CIFRE depuis décembre 1999]

Karl Krissian [allocataire Moniteur Normalien]

Guillaume Picinbono [bourse MESR]

Sylvain Prima [bourse MESR]

Johan Montagnat [allocataire Moniteur Normalien]

Sébastien Ourselin [bourse INRIA]

David Rey [bourse INRIA]

Alexis Roche [bourse PACA-INRIA]

Maxime Sermesant [bourse MESR depuis novembre 1999]

Marie-Laure Tabary [bourse ADER PACA]

Conseiller scientifique

Jean-Christophe Lombardo [Jusqu'à octobre 1999]

Stagiaires

Franck Buisson [mai à octobre 1999]
Sébastien Granger [septembre à novembre 1999]
Denis Méline [janvier à juin 1999]
Nicolas Lambert [mai à septembre 1999]
Julien Péquignot [janvier à avril 1999]
Alejandro Ribes [mai à septembre 1999]
Maxime Sermesant [mars à août 1999]
Nicolas Scapel [mars à juillet 1999]

Collaborateurs extérieurs

Pierre-Yves Bondiau [Centre Antoine Lacassagne, Nice]
Michael Brady [University of Oxford, Royaume Uni]
Jean-Marie Clément [IRCAD, Strasbourg]
Laurent Cohen [Ceremade, université Paris IX, Dauphine]
Jacques Darcourt [Faculté de Médecine, Nice]
Olivier Dourthe [Centre Imagerie Médicale, Sophia Antipolis]
Neil Roberts [MARIARC, Liverpool, Royaume Uni]
Jean-Marie Rocchisani [Hôpital Avicenne, Bobigny]
Jean-Philippe Thirion [Focus-Imaging, Sophia Antipolis]

2 Présentation et objectifs généraux

L'objectif du projet est de concevoir et réaliser des outils généraux permettant l'analyse automatique des *images volumiques* et plus généralement *multidimensionnelles*, éventuellement multi-spectrales : séries de coupes 2D (temporelles ou spatiales), images 3D, séries temporelles d'images 3D, etc. Ces images ont la particularité d'être représentées par une matrice multidimensionnelle de *voxels*, qui décrit les propriétés physiques ou physiologiques de chaque point d'un *volume* (sous la forme d'un vecteur au lieu d'un scalaire pour les images multi-spectrales).

Le domaine d'application privilégié est l'imagerie médicale, avec le traitement de modalités d'imagerie anatomiques ou fonctionnelles : échographie, radiologie conventionnelle, scanner, histologie, IRM (Imagerie par Résonance Magnétique anatomique, angiographique, fonctionnelle...), médecine nucléaire (tomographie par émission mono-photonique (SPECT) et tomographie par émission de positron (PET)), etc.

Les méthodes développées peuvent trouver d'autres applications, en particulier en neurosciences et dans les domaines industriels, géologiques ou archéologiques.

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-

métrie, 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] et de l'article de N. Ayache [3]. Les revues scientifiques *Medical Image Analysis* [Med] et *Transactions on Medical Imaging* [TMI] 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.

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

3.3 Segmentation

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

-
- [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.
 - [Med] « Medical Image Analysis », Oxford University Press, éditeurs : N. Ayache et J. Duncan, <http://www.oup.co.uk/jnls/list/mediaj/>.
 - [TMI] « Transactions on Medical Imaging », IEEE, éditeurs : W. Vannier et M.A. Viergever, http://www.ieee.org/pub_preview/mi_toc.html.
 - [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.

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. La surface d'une telle région est ainsi définie par une fonction implicite, et s'appelle une isosurface (ou surface d'iso-intensité). Elle peut être approximée 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.

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 and Terzopoulos [MT96].

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

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, cortex, sillons corticaux).

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

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 invariants par rotation et translation, ils peuvent être utilisés pour des tâches de recalage rigide.

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].

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

-
- [TG96] J.-P. THIRION, A. GOURDON, « The 3D Marching Lines Algorithm », *Graphical Models and Image Processing* 58, 6, novembre 1996, p. 503-509.
- [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.

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].

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.

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 [16] 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 (SPM¹

1. Statistical Parametric Mapping.

-
- [CRM⁺95] G. E. CHRISTENSEN, R. D. RABBITT, M. I. MILLER, S. C. JOSHI, U. GRENANDER, T. A. COOGAN, D. C. VAN ESSEN, « Topological Properties of Smooth Anatomic Maps », *in: Information Processing on Medical Imaging*, Y. Bizais, C. Barillot, R. Di Paola (éditeurs), *Computational Imaging and Vision*, Kluwer Academic Publishers, p. 101–112, juin 1995, http://cis.wustl.edu/wu_publications/c/christenseng10.html.
- [Thi96] J.-P. THIRION, « Non-Rigid Matching using Demons », *in: Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'96*, San Francisco, California USA, juin 1996.
- [BNG96] M. BRO-NIELSEN, C. GRAMKOW, « Fast Fluid Registration of Medical Images », *in: Visualization in Biomedical Computing VBC'96*, K. Höhne, R. Kikinis (éditeurs), *Lec. Notes in Computer Science, 1131*, Springer, p. 267–276, Hamburg, Germany, septembre 1996.
- [Sma96] S. SMALL, *The statistical theory of shape*, Springer, 1996.
- [DM98] I. L. DRYDEN, K. V. MARDIA, *Statistical Shape Analysis*, Wiley, 1998.

[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 (trois dimensions spatiales, une dimension temporelle).

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

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

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

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

3.7 Visualisation

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

-
- [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.
- [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.

3.8 Simulation de chirurgie

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

Beaucoup de travaux s'appuient sur des modèles de type masses-ressorts, car ils permettent une mise en œuvre relativement simple, et des temps de calcul raisonnables. Les éléments finis permettent de modéliser plus finement les propriétés biomécaniques des tissus mous. Ils sont moins couramment utilisés, car leur mise en œuvre est plus complexe, et leur utilisation plus coûteuse en temps de calcul. On pourra se reporter à l'article de H. Delingette [7] pour un état de l'art d'actualité.

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.

[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.

4.3 Applications dans d'autres domaines

Le projet Epidaure est également impliqué dans des applications de l'analyse d'images volumiques à d'autres domaines, en particulier les applications :

1. en neurosciences (analyse d'images multidimensionnelles pour l'étude du fonctionnement du cerveau humain),
2. en pharmacologie (mesure de l'efficacité de nouveaux médicaments),
3. industrielles (contrôle 3D non destructif d'objets manufacturés),
4. géologiques (modélisation du sous-sol à partir d'images sismiques),
5. archéologiques (analyse 3D non destructive de vestiges humains ou animaux).

5 Logiciels

5.1 Bibliothèque EpidaureLib

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

Mots clés : traitement d'images volumiques.

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

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

5.2 Bibliothèque Simplex

Participants : Johan Montagnat, Hervé Delingette [correspondant], Alexandre Guimond, Jean-Christophe Lombardo, Nicolas Scapel.

Mots clés : images, 3D, 4D, modèle déformable.

Cette bibliothèque, intégralement écrite en C++, offre un ensemble d'outils pour la visualisation et la manipulation d'images 3D et 4D. Elle intègre des outils classiques de filtrage et de morpho-mathématique. Elle comprend également une implantation extensible des contours

et des surfaces déformables. De nombreux outils de visualisation 3D et d'interactions avec les modèles sont disponibles.

5.3 Bibliothèque LivLib

Participants : Jean-Christophe Lombardo, Guillaume Picinbono [correspondant], Hervé Delingette.

Mots clés : maillage tétraédrique, adaptatif, f.e.m., élasticité.

Cette bibliothèque définit une structure de données géométrique et topologique de maillage tétraédrique adaptatif (ajout et suppression de sommets, d'arêtes et de tétraèdres), à laquelle on peut attacher un comportement mécanique basé sur la méthode des éléments finis (élasticité linéaire non homogène et anisotrope).

5.4 Bibliothèque sur les primitives probabilistes

Participant : Xavier Pennec [correspondant].

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

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

5.5 Bibliothèque Edges3D

Participant : Grégoire Malandain [correspondant].

Mots clés : traitement d'images volumiques, détection de contours, filtrage récursif.

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].

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

En 1999, elle a été mise à disposition des organismes suivants.

- Institut Suisse de Bioinformatique,
- Université de Middlesex (Grande-Bretagne),
- Universités de Madrid et Santiago (Espagne),
- Université de Montevideo (Uruguay).

5.6 Interactive Matcher

Participants : Alexandre Guimond, Johan Montagnat, Hervé Delingette, Grégoire Malandain, Jean-Philippe Thirion, Nicholas Ayache.

Mots clés : recalage interactif.

IM est un programme interactif de recalage monomodal d'images et de sous-régions d'images 2D et 3D. Il permet d'effectuer un recalage rigide, affine ou élastique automatiquement ou sous le contrôle d'un usager. Il est utilisé au sein du projet et est mis à disposition de partenaires universitaires privilégiés.

6 Résultats nouveaux

Résumé : *Les recherches actuelles portent sur :*

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

6.1 Segmentation d'images

Mots clés : modèle déformable, segmentation, recalage, géométrie, topologie, images 3D et 4D.

6.1.1 Optimisation topologique et géométrique de maillages simplexes

Participants : Nicolas Scapel, Hervé Delingette, Johan Montagnat.

En s'appuyant sur les opérations topologiques élémentaires des maillages simplexes développées dans [8], nous nous sommes attachés à définir des opérations de haut niveau pour optimiser la qualité d'un maillage et adapter sa topologie.

Nous avons défini des critères permettant de mesurer la qualité topologique et la qualité géométrique d'une surface simplexe. Nous avons proposé des heuristiques pour déformer un maillage en cherchant à préserver au mieux qualité topologique et géométrique. Un algorithme de raffinement et de décimation local de la surface permet la déformation d'un maillage par une approche multi-échelle.

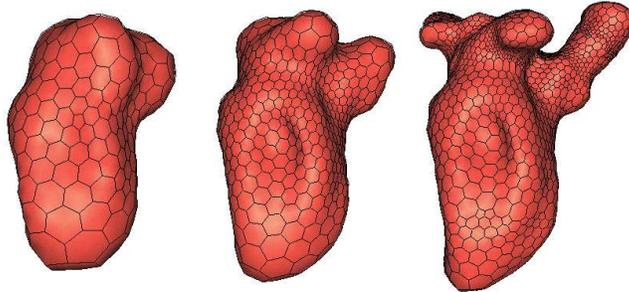


FIG. 1 – Raffinement local d'un maillage simplexe du cœur, de l'aorte et des artères pulmonaires.

6.1.2 Changements automatiques de topologie

Participants : Hervé Delingette, Johan Montagnat.

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

Nous avons comparé cet algorithme à la méthode des ensembles de niveaux (*level-sets*) sur des résultats synthétiques et réalistes. Il présente l'avantage d'autoriser une interaction avec l'utilisateur et s'avère en outre sensiblement plus efficace.

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

Participants : Johan Montagnat, Hervé Delingette.

Dans des travaux antérieurs, nous avons développé un processus robuste de segmentation basé sur l'utilisation de modèles déformables [MD98]. Cette année nous avons étendu les modèles déformables simplexes pour permettre la segmentation de nouvelles modalités comme les images échographiques et des séquences temporelles d'images [47].

[MD98] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, « Globally constrained deformable models for 3D object reconstruction », *Signal Processing* 71, 2, décembre 1998, p. 173–186.

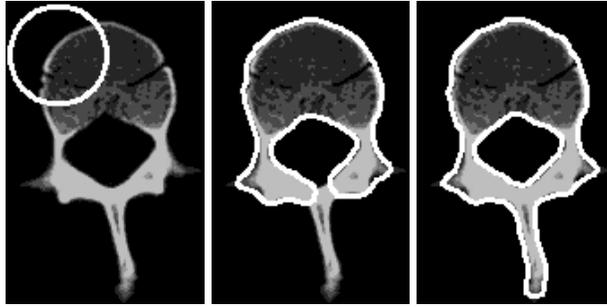


FIG. 2 – Utilisation de l’algorithme de changement automatique de topologie pour la segmentation d’une vertèbre à partir d’un contour déformable discret.

Nous avons travaillé sur plusieurs représentations des forces externes guidant le modèle en fonction de l’image volumique étudiée. Ces forces reposent sur l’utilisation d’un algorithme de parcours de ligne qui s’adapte facilement à différentes géométries d’images. Nous avons ainsi considéré la segmentation d’images classiques en géométrie cartésienne mais aussi d’images ultrasonores acquises avec une sonde rotative qui produit des images en géométrie cylindrique ou sphérique. Les contours de l’images sont extraits grâce à des filtres prenant en compte la géométrie de l’image. Nous avons défini une expression de la force externe s’appuyant sur la recherche de régions d’intensité homogène dans l’image particulièrement adaptée aux images ultrasonores. Enfin, nous avons proposé l’utilisation de forces externes basées sur le recalage de profils d’intensité à partir de mesures de similarité qui permettent le recalage multimodal à partir de modèles déformables.

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

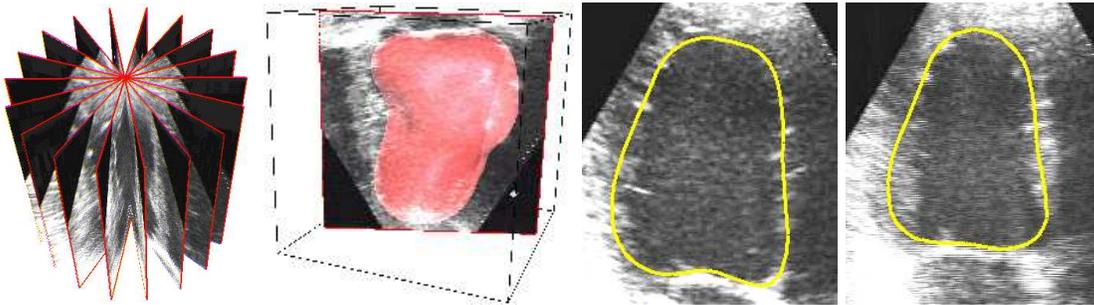


FIG. 3 – Exemple d’image ultrasonore en géométrie cylindrique et résultat de la segmentation d’une séquence d’images 3D du cœur à deux instants du cycle cardiaque.

6.1.4 Diffusion anisotrope et segmentation par modèles déformables sur des images échographiques 4-D du cœur

Participants : Maxime Sermesant, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

L'objectif est d'extraire le volume du ventricule gauche, pour calculer la fraction d'éjection, qui est un paramètre important dans l'estimation de la santé du cœur. Les images échographiques sont de plus en plus utilisées pour l'aide au diagnostic. Cependant leur qualité rend parfois la segmentation et l'interprétation difficiles. Une étape de pré-traitement (filtrage) est nécessaire. La diffusion anisotrope est une des méthodes utilisées pour filtrer ces images. Elle permet de lisser le bruit tout en conservant une bonne précision des contours, ce qui est particulièrement important pour l'extraction par modèles déformables envisagée. Nous avons comparé plusieurs méthodes de calcul de gradient et différents schémas de diffusion pour ensuite adapter aux séquences 4-D. Ensuite les modèles déformables permettent une segmentation rapide et avec de bonnes propriétés de régularité (voir section ci-dessus). Leur utilisation dans un cadre 4-D est justifiée par la continuité également temporelle des déformations. De meilleurs résultats de segmentation ont pu être obtenus grâce au filtrage effectué.

6.1.5 Segmentation de l'articulation fémoro-tibiale dans des images micro-IRM

Participants : Franck Buisson, Gérard Subsol, Johan Montagnat.

Mots clés : arthrite, micro-IRM.

Cette étude a été menée en collaboration avec Elf-Sanofi (voir section 7.4).

Pour comprendre les mécanismes d'une pathologie évolutive comme l'arthrite, il est nécessaire d'avoir des informations quantitatives sur l'évolution de la maladie. L'imagerie par résonance magnétique alliée aux différentes techniques d'analyse d'images tridimensionnelles offre la possibilité de faire un suivi in-vivo de l'état de la structure anatomique atteinte. Nous cherchons à mesurer dans ces images certains paramètres morphométriques caractéristiques comme l'épaisseur du cartilage articulaire.

La méthode proposée [70] consiste à segmenter l'articulation à l'aide de modèles déformables afin d'obtenir une reconstruction tridimensionnelle des structures, puis d'en déduire la localisation des coques cartilagineuses en se fondant sur l'étude des profils d'intensité.

6.1.6 Quantification automatique de sténoses dans des images 3D

Participants : Karl Krissian, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

Mots clés : réseau vasculaire, quantification automatique de sténoses.

Cette étude a été menée en partenariat avec General Electric Medical System Europe, en particulier Messieurs Régis Vaillant et Yves Troussset (voir section 7.3).

La variation du diamètre des vaisseaux est un élément clé dans le traitement des sténoses. En effet, selon le degré de gravité de la pathologie, la solution peut varier entre aucun traitement, un traitement endo-vasculaire (angio-plastie ou placement de stents), voire un traitement chirurgical pour les pathologies importantes. Cette analyse est pour l'instant menée à partir

d'acquisitions projectives 2D [RvdW96]. L'utilisation de reconstruction 3D [ABM⁺98] permet de s'affranchir de ces difficultés. Nous proposons une méthode automatique de quantification de la section des vaisseaux dans des reconstructions 3D vasculaires obtenues par rayons X.

Dans un premier temps, une détection des lignes centrales des vaisseaux est effectuée [63]. La ligne centrale d'un vaisseau est ensuite sélectionnée pour la quantification des sections. Une surface fermée et continue, correspondant au contour du vaisseau est calculée et sélectionnée à partir de la ligne centrale. Ensuite, l'aire des sections le long de l'axe est obtenue par intersection du contour avec le plan de chaque section. Un modèle des vaisseaux permet de corriger l'aire estimée. Une étude sur des images de fantômes donne une précision des rayons inférieure à 0.5 voxel.

Huit images réelles ont été testées dont six images de vaisseaux des carotides et deux images de vaisseaux de l'abdomen. La figure 4 présente un résultat obtenu sur une image de vaisseaux de l'abdomen. Un sous-volume 150^3 a été extrait de l'image initiale 512^3 dont la résolution est d'environ 0.39 mm. Les lignes centrales de ce sous-volume ont été détectées. La ligne choisie est représentée avec une indication de l'abscisse curviligne, et l'image de droite présente une vue de la surface du contour choisi : isosurface d'intensité nulle de l'image I_0 . La figure 5 présente le diamètre estimé en fonction de l'abscisse curviligne, avant et après correction (resp. lignes en tirets et en traits pleins). Cette image est un exemple typique d'une forte sténose où l'estimation en 2D du diamètre serait fortement dépendante du point de vue de la projection. Le résultat obtenu est cohérent avec la visualisation en 3D du vaisseau et permet d'effectuer des mesures automatiques du degré de sténose.

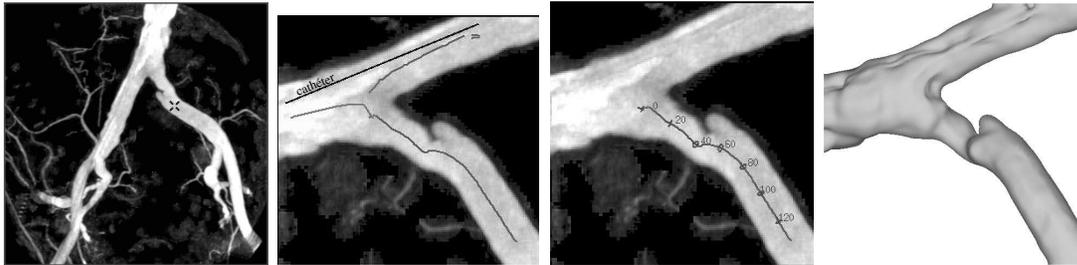


FIG. 4 – Résultats sur une image d'iliaques (abdomen). De gauche à droite : image initiale, sous-volume et lignes centrales, ligne choisie pour la quantification, vue surfacique du contour choisi.

6.2 Recalage d'images

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

-
- [RvdW96] J. REIBER, E. VAN DER WALL (éditeurs), *CardioVascular Imaging*, Kluwer Academic Publishers, 1996, ch. 4. State of the Art in Quantitative Coronary Arteriography as of 1996, p. 39–56.
- [ABM⁺98] R. ANXIONNAT, S. BRACARD, J. MACHO, E. DA COSTA, R. VAILLANT, L. LAUNAY, « 3D Angiography. Clinical interest. First applications in Interventional Neuroradiology. », *J. Neuroradiol.* *20*, 1998, p. 251–262.

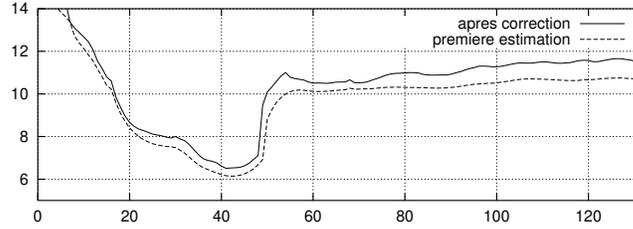


FIG. 5 – Diamètre de vaisseau associé (en mm) en fonction de l'abscisse curviligne.

6.2.1 Recalage non rigide rapide appliqué aux échographies 3D

Participants : Pascal Cachier, Xavier Pennec, Nicholas Ayache.

Mots clés : recalage non rigide rapide, espace recalage/régularité, filtre pondéré.

Le recalage non rigide consiste à retrouver les déformations d'un volume entre deux images. Lorsque ces déplacements présentent d'importantes variations locales, la déformation est généralement modélisée par un champ de vecteurs pour des raisons de rapidité. Il est alors nécessaire de se donner une contrainte de régularité afin d'assurer à la transformation certaines propriétés physiques fondamentales comme la continuité. Cette contrainte se fait forcément au détriment du recalage : il y a un compromis à faire entre recalage et régularité. Pour comparer deux algorithmes de recalage, nous avons donc introduit dans [60] la notion d'espace recalage/régularité, muni d'un ordre partiel, dans lequel la comparaison des algorithmes se fait sur ces deux composantes.

Nous avons également introduit deux types de pondérations dans les filtres usuellement appliqués pour régulariser le champ de déplacements. Le premier type de pondération s'appuie sur le gradient de l'image et écarte les résultats obtenus aux points de gradient faible; il permet une levée partielle de l'inertie des grandes zones homogènes lors du recalage. Le second type de pondération s'appuie sur une mesure locale de la validité du recalage, et permet de gérer les problèmes d'occultation ou d'apparition de matière. L'espace recalage/régularité permet de mettre en évidence ces améliorations.

Nous avons appliqué notre algorithme à des échographies 3D d'un ballon gonflé à différents volumes [49]. La quasi-segmentation du ballon par une isovaleur du jacobien de la transformation (fig. 6) est proposé comme un indicateur de la pertinence physique du recalage.

6.2.2 Correction du mouvement respiratoire corrompant la reconstruction des échocardiographies 3D

Participant : Pascal Cachier.

Mots clés : échocardiographie, sondes rotationnelles, mouvement respiratoire, recalage rigide.

Ce travail a été mené en collaboration avec l'entreprise ATL à Seattle, États Unis (Paul Detmer).

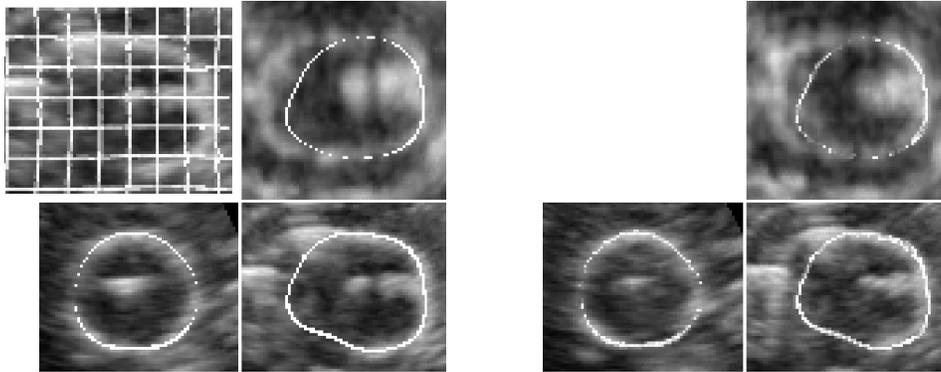


FIG. 6 – A droite, quasi-segmentation du ballon recalé par une isovaleur du jacobien de la transformation. A gauche, l'image de l'isovaleur segmente également le ballon modèle.

Une des techniques utilisées en échocardiographie pour obtenir des images volumiques (3D) du cœur consiste à faire tourner une sonde classique autour de son axe de visée. On obtient des images 2D du cœur dans un certain nombre de plans passant tous par l'axe de rotation, et qui sont ensuite interpolés pour obtenir une image 3D. Cette acquisition n'est pas faite en temps réel, mais peut durer plus d'une minute, selon le nombre de coupes que l'on désire pour reconstruire l'image volumique. Pendant cette période, certaines des hypothèses implicitement faites lors de la reconstruction sont violées. Notamment, les mouvements respiratoires font bouger le cœur par rapport à la sonde, ce qui se traduit par des artefacts de reconstruction particulièrement forts autour de l'axe de rotation.

Dans un premier temps, nous avons identifié la mesure de similarité la plus prometteuse pour ce problème. Le coefficient de corrélation semble être le plus adapté au recalage ultrasonore, devant les critères statistiques optimaux basés sur une modélisation du speckle reposant sur le travail de Loupas [Lou88]. Dans un second temps, nous avons utilisé une version pondérée du coefficient de corrélation pour la reconstruction du volume 3D. Nous nous sommes intéressés à la correction d'un mouvement planaire, qui ne nécessiterait que la correction de la position et de l'orientation des images 2D dans leurs plans d'acquisitions. L'amélioration après correction est visible, mais des artefacts demeurent, laissant supposer qu'une correction planaire n'est pas suffisante.

6.2.3 Recalage et incertitudes géométriques

Participants : Xavier Pennec, Sébastien Granger.

Le travail théorique sur la gestion des données géométriques incertaines a continué cette année avec la mise en place des bases d'une théorie des probabilités et des statistiques sur les variétés Riemanniennes [50]. En particulier, nous avons pu établir un théorème de caractérisation des éléments moyens au sens de Fréchet qui est valable pour les variétés présentant un lieu

[Lou88] A. LOUPAS, *Digital Image Processing for Noise Reduction in Medical Ultrasonics*, thèse de doctorat, Univ. Edinburgh, Royaume Uni, 1988.

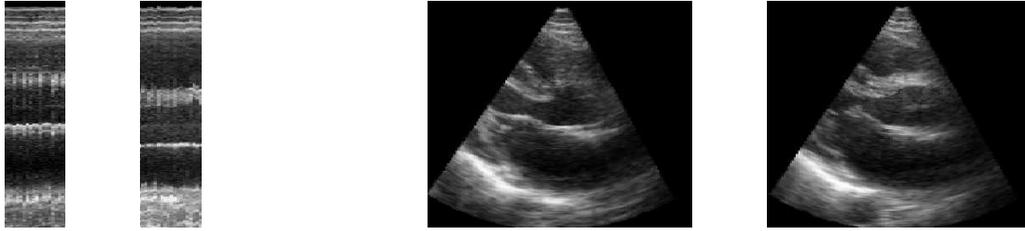


FIG. 7 – **Images de gauche** : les lignes centrales des images 2D se ressemblent beaucoup moins avant correction, à gauche, qu'après correction, à droite. **Images de droite** : des variations d'intensité entre images successives ne sont cependant récupérables, même après renormalisation des intensités, comme par exemple cette tache blanche au milieu, tiers supérieur de l'image.

de coupure. La présence de ce lieu de coupure rend en effet la démonstration particulièrement difficile puisqu'elle interdit l'utilisation du théorème de dérivation sous le signe somme.

En ce qui concerne le recalage, une action démarre cette année sur l'incertitude du recalage de courbes et de surfaces avec la thèse de Sébastien Granger. Il s'agit d'un sujet difficile du point de vue théorique puisque reposant sur des variétés de dimensions infinies et non plus des primitives géométriques "ponctuelles". Il se pose également de nombreux problèmes pour le passage de surfaces continues à leur représentation discrète. L'aspect applicatif est très prometteur pour la robotique médicale. En effet, la plupart des systèmes robotiques médicaux relie le système de coordonnées images (où l'opération est planifiée) et le système de coordonnées robot grâce à un recalage de surface. Cette phase de recalage conditionne la précision finale de l'opération et il est donc crucial d'en contrôler l'incertitude. Cette thèse s'effectue dans le cadre d'un contrat CIFRE avec la société AREALL, basée à Caen, et concerne du point de vue applicatif l'implantologie dentaire assistée par ordinateur.

6.2.4 Recalage par maximum de vraisemblance

Participants : Alexis Roche, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache.

Les méthodes de recalage dites « iconiques » bénéficient d'un intérêt croissant dans la communauté du traitement d'images médicales. Leur principe général est de chercher la transformation spatiale qui maximise une mesure de similarité fondée uniquement sur la comparaison d'intensité entre les images. Ce type de méthode semble particulièrement adapté à un certain nombre de problèmes de fusion inter-modalités.

Il existe aujourd'hui un dictionnaire de mesures de similarité parmi lesquelles le concepteur d'un programme choisit généralement en se fiant à son intuition. Afin de rendre objectif un tel choix, nous avons cherché à relier les mesures de similarité à des modèles explicites de dépendance entre les images. Cette approche nous a conduits à regarder le recalage iconique comme un problème général d'estimation par maximum de vraisemblance [54, 68]. Nous retrouvons ainsi bon nombre de mesures existantes à partir de modèles particuliers qui s'avèrent simplistes et peu contraints. Nous pouvons donc espérer améliorer les méthodes actuelles en faisant appel

à des modèles plus réalistes et ayant peu de degrés de liberté.

Nous avons appliqué cette étude au problème du recalage entre images IRM pré-opératoire et ultrasonore per-opératoire, voir figure 8.

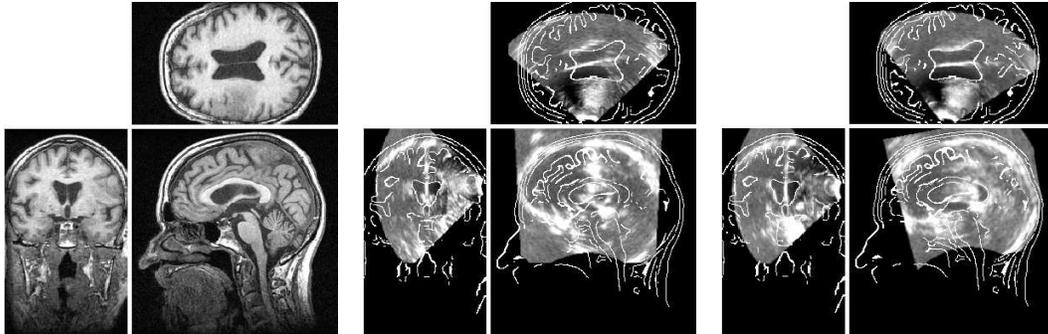


FIG. 8 – *Recalage rigide 3D d'images cérébrales IRM et ultrasonore par maximum de vraisemblance. À gauche, vues orthogonales de l'IRM. Au milieu, vues correspondantes de l'image ultrasonore non recalée (position initiale), avec les contours de l'IRM en superposition. À droite, résultat du recalage automatique. Données fournies par ISM Salzbourg (Autriche) et le Max Planck Institute, Munich (Allemagne), dans le cadre du projet européen ROBOSCOPE.*

6.2.5 Recalage Scanner / IRM pour la radiothérapie

Participants : Pierre-Yves Bondiau, Grégoire Malandain, Alexis Roche.

Actuellement, la localisation des structures de l'encéphale est réalisée par une segmentation manuelle, chaque structure étant redessinée à la main dans l'image scanner ; un temps non négligeable est donc dépensé par l'équipe soignante pour délimiter coupe à coupe les structures d'intérêt. Cette modélisation s'avère d'une précision insuffisante si l'on veut améliorer les résultats fonctionnels, en particulier lorsque la tumeur est proche des structures sensibles de la vision (nerfs optiques, chiasma, globes oculaires), de l'encéphale (noyaux gris centraux) et de l'hypophyse. D'autre part, l'image scanner permet le calcul des densités électroniques des structures osseuses, nécessaire au calcul dosimétrique du faisceau de proton. Cependant cette image n'est pas adaptée à la définition précise des structures de l'encéphale. L'IRM, en offrant un contraste plus important entre ces différentes structures, est plus performante pour la définition précise des structures de l'encéphale, mais ne permet pas le calcul des densités électroniques des structures osseuses.

Le but de ce projet de faisabilité est d'offrir une alternative à la modélisation actuelle et de valider sa précision. Nous proposons de réaliser une reconstruction informatique tridimensionnelle automatique de l'encéphale à partir des images scanner et IRM. Ceci permettra d'obtenir un modèle anatomique rigoureux qui sera comparé au système actuel. Une première étude de faisabilité a déjà donné lieu à deux publications [39, 40].



FIG. 9 – *Recalage rigide IRM / Scanner. A gauche, une coupe scanner originale; à droite, la coupe IRM correspondante après recalage et rééchantillonnage. Au milieu, les contours 2D de la coupe scanner de gauche superposés sur la coupe IRM de droite.*

6.2.6 Alignement automatique de coupes histologiques 2D pour la reconstruction et l'analyse 3D

Participants : Sébastien Ourselin, Alexis Roche, Gérard Subsol.

Cette étude a été effectuée en collaboration avec le Neurophysiology Laboratory (Dep. Neurosciences and Psychiatry, Medical School), Katholieke Universiteit Leuven, Belgique, dirigé par le Pr. Guy Orban (étude en commun avec le projet Robotvis).

Nous avons développé un algorithme de recalage 2D/2D inter-coupes fondé sur une mesure de corrélation locale, une estimation robuste d'une transformation rigide et un schéma multi-échelle (une approche 3D de cette méthode est actuellement en cours d'étude). Cet algorithme a été testé sur une base de données de coupes histologiques de cerveau de rat, ainsi que sur des données de cerveau de singe Rhésus (voir figure 10). Par ces expériences, nous avons mis en évidence la robustesse et la précision de la méthode ([64, 48])

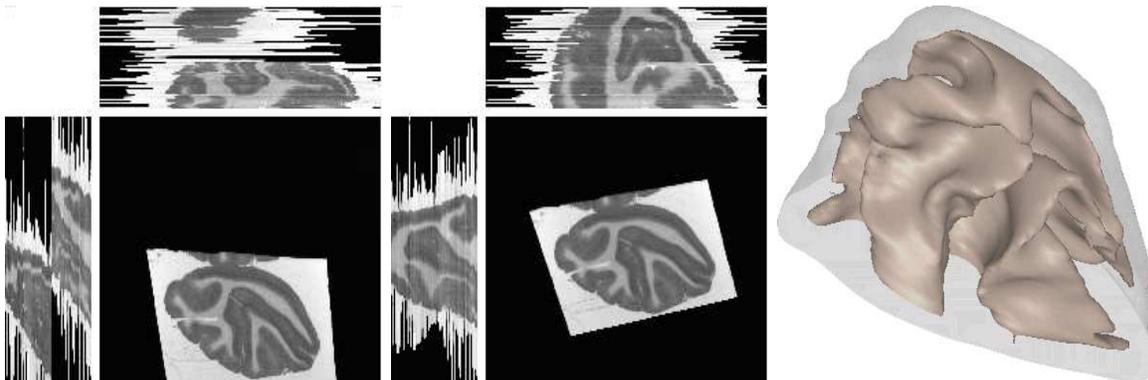


FIG. 10 – *Gauche: 200 coupes histologiques de cerveau singe Rhésus avant recalage (encéphale gauche, partie frontale). centre: après recalage. Droite: segmentation de la surface corticale ainsi que de la matière blanche.*

Des reconstructions tridimensionnelles (voir figure 11) ont été effectuées en collaboration avec le laboratoire d'histo-pathologie du Dr. Sattonnet à Cagnes-sur-Mer. Cela a permis d'étendre les applications à l'étude micro-anatomique du corps humain [31].

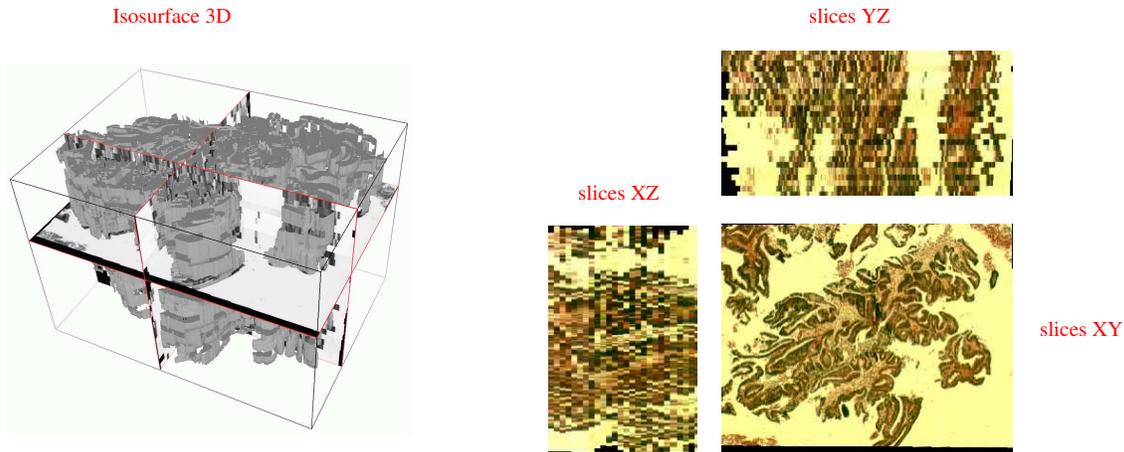


FIG. 11 – *Droite: Alignement automatique de coupes histologiques d'adénome carcinome de l'endomètre. Gauche: Reconstruction 3D de l'endomètre.*

6.2.7 Recalage 2D-3D pour la réalité augmentée

Participants : Alejandro Ribes, Grégoire Malandain, Xavier Pennec, Nicholas Ayache.

Mots clés : réalité augmentée.

Étude menée en collaboration avec l'IRCAD à Strasbourg (Luc Soler, Pr. Marescaux).

L'objectif est de réaliser un système permettant de superposer des données pré-opératoires 3D (un modèle anatomique) aux données per-opératoires (ici des images vidéo) en chirurgie mini-invasive, notamment en chirurgie endoscopique du foie. Nous nous sommes limités en première approche à un recalage rigide 3D-2D fondé sur le filtre de Kalman itéré. Pour initialiser la transformation, nous avons développé une méthode géométrique de prédiction-vérification qui utilise trois appariements. Une interface utilisateur permet de sélectionner les points utilisés comme appariements sur les images 2D et les objets 3D, de manipuler les objets 3D et de visualiser le résultat du recalage. Pour améliorer le recalage tout en diminuant le nombre d'appariements, l'utilisateur a la possibilité d'attribuer une incertitude plus ou moins grande en fonction du type de point qu'il sélectionne (amer géométrique ou point non spécifique sur la surface).

6.3 Atlas, morphométrie et analyse statistique

Mots clés : ligne de crête, recalage, morphométrie, crâne, paléo-anthropologie, médecine légale.

6.3.1 Étude morphométrique du crâne en paléo-anthropologie

Participants : Gérard Subsol, Denis Méline.

Ces travaux ont été effectués en collaboration avec le Laboratoire d'Anthropologie de la Faculté de Médecine de Marseille (Dr. B. Mafart et Pr. M.A. de Lumley) et le Service de Radiologie de l'hôpital des Armées Laveran de Marseille (Dr. A. Silvestre).

La paléo-anthropologie étudie les fossiles humains (par exemple, le crâne) pour définir les différentes étapes de l'évolution de l'Homme au cours des âges. Ces fossiles sont extrêmement rares et très fragiles. La scanographie tridimensionnelle permet d'en obtenir une représentation « virtuelle » qu'il est possible de manipuler et d'échanger facilement via Internet.

Des algorithmes de traitement d'images permettent alors d'effectuer une étude morphométrique tridimensionnelle de la structure fossile et nous avons obtenu des premiers résultats sur la comparaison entre le crâne d'un Homme Moderne et celui de l'Homme de Tautavel estimé à 450 000 ans. Un premier algorithme extrait automatiquement des « lignes de crête ». Ces lignes correspondent aux lignes saillantes de la surface crânienne. Elles servent de repères à un algorithme de mise en correspondance pour trouver automatiquement les points homologues entre les deux crânes. À partir de ces points appariés, on calcule une transformation de l'espace, fondée sur des fonctions splines, qui superpose les deux crânes. Cette transformation permet de visualiser et de quantifier l'évolution de la forme du crâne entre l'homme préhistorique et l'homme contemporain.

D'autre part, nous pouvons aussi utiliser cette transformation dans des applications de reconstruction faciale pour les applications en médecine légale que nous développons en collaboration avec le Service de Médecine Légale de l'hôpital Pasteur de Nice (Pr. G. Quatrehomme).

Ces recherches ont été publiées dans un colloque en paléontologie [58] et ont donné lieu à une vidéo [71] qui est présentée au Musée de l'Homme à Paris dans le cadre de l'exposition « Homo Erectus à la conquête du monde ».

6.3.2 Calculs de dissymétrie dans les images cérébrales

Participants : Sylvain Prima, Sébastien Ourselin, Nicholas Ayache.

Nous avons développé une méthode automatique calculant des champs denses de dissymétrie 3D sur des images IRM, qui permettent de quantifier la symétrie du cerveau humain [33]. Cette étude a été menée dans le cadre du projet européen BIOMORPH pour la comparaison de sujets normaux et de schizophrènes. Une étape préliminaire importante au calcul de ces champs est le réalignement du plan médian sagittal des sujets étudiés. Nous avons généralisé cette notion pour pouvoir traiter des images de différentes modalités, et pour gérer les fortes asymétries, qui peuvent corrompre le calcul du plan.

La méthode, inspirée par la technique de recalage de sections anatomiques précédemment développée [48], consiste à établir des correspondances point-à-point entre les deux hémisphères, par le biais d'appariement de blocs de pixels en forte corrélation [66]. Le plan est déduit de ces correspondances de façon robuste, ce qui permet de traiter les asymétries comme des points aberrants et d'obtenir un résultat essentiellement fondé sur la symétrie globale du cerveau. La méthode a été appliquée avec succès sur des images anatomiques (IRM, scanner) et fonctionnelles (SPECT, TEP).

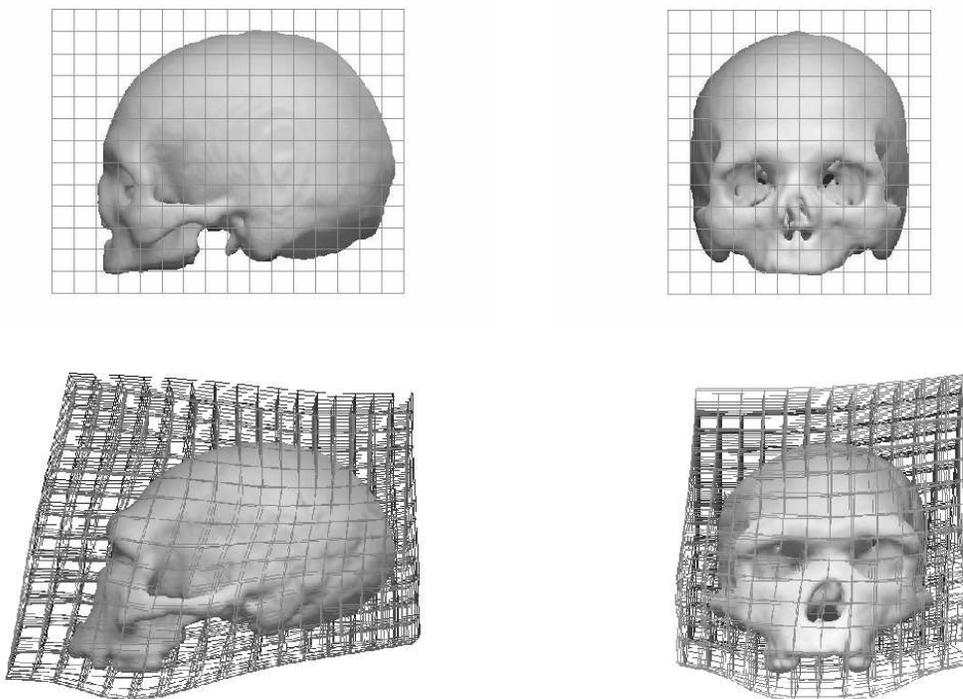


FIG. 12 – Visualisation de la transformation entre le crâne d'un Homme Moderne (en haut) et celui de l'Homme de Tautavel (en bas). Le maillage déformé met bien en évidence le crâne bas, le front fuyant, les pommettes saillantes, la face proéminente ainsi que la dissymétrie de la face due à des déformations post-mortem du fossile dans le sol.

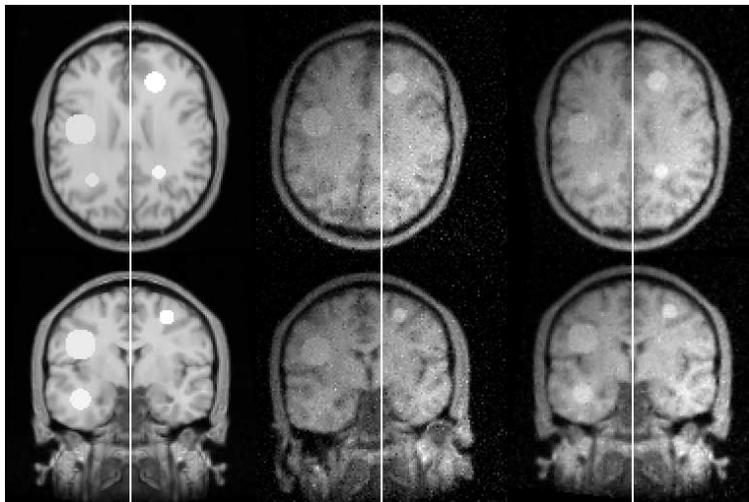


FIG. 13 – Réalignement automatique du plan médian sagittal dans une IRM artificielle. Des tumeurs, des déformations et des rétrécissements locaux ont été ajoutés à une image artificielle parfaitement symétrique, créée à partir de données réelles (gauche). L'ajout d'un bruit additif, d'un biais multiplicatif, ainsi qu'une transformation rigide modifie l'image de départ et déplacent le plan de symétrie (milieu). L'algorithme de recherche automatique du plan réaligne correctement l'image (droite).

6.3.3 Analyse statistique

Participants : Marie-Laure Tabary, Grégoire Malandain, Jacques Darcourt.

Mots clés : analyse statistique, médecine nucléaire, imagerie fonctionnelle, maladies neurodégénératives, Alzheimer.

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

Afin de mieux comprendre les méthodes actuelles de traitement statistique des images médicales, nous avons commencé l'étude des méthodes utilisées par le logiciel SPM <http://www.fil.ion.ucl.ac.uk/spm/>. Ces résultats seront ensuite utilisés pour le diagnostic précoce de certaines maladies neurodégénératives.

Le service de médecine nucléaire du Centre Antoine Lacassagne (Nice) pratique régulièrement, à la demande des psychiatres prescripteurs, des explorations de la perfusion cérébrale de certains patients.

Dans ce cadre, ce service a recueilli un certain nombre d'examen se rapportant à l'apathie. En collaboration avec le Dr. Philippe Robert, psychiatre au CAL, il a été décidé d'utiliser ces images pour une étude de cette pathologie. Un des objectifs était de vérifier que la zone cingulaire présente une hypoperfusion chez les patients apathiques. Pour cette étude nous avons exploité 41 images SPECT cérébrales de patients répartis de la façon suivante :

- 21 apathiques, dont 13 déments et 8 non-déments,

– 20 non-aphatiques, donc 14 déments et 6 non-déments.

Nous avons utilisé le logiciel SPM pour comparer ces deux populations d'images. Il en est ressorti que la population de patients apathiques comportait effectivement une hypoperfusion au niveau du cingulum (cf figure 14, zone rouge). Nous appliquons actuellement nos travaux à l'étude de la maladie d'Alzheimer.

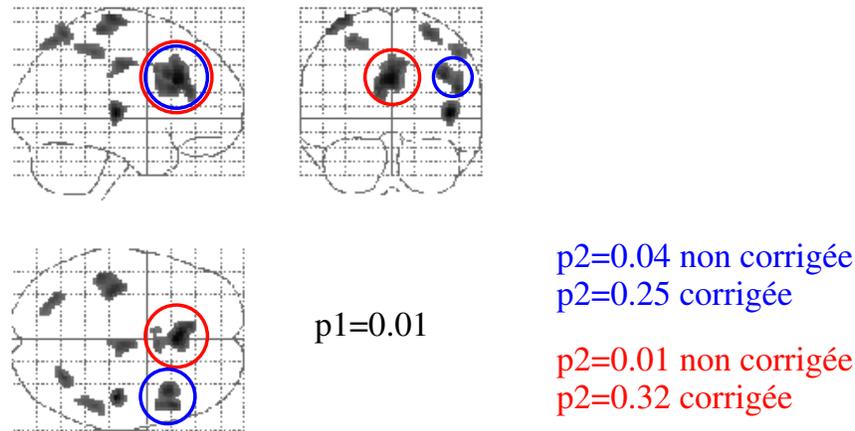


FIG. 14 – *Apathie - recalage affine*

6.3.4 Construction automatique de modèles moyens anatomiques

Participants : Alexandre Guimond, Jean Meunier, Jean-Philippe Thirion.

Nous avons continué nos travaux portant sur l'analyse et la quantification des différences morphologiques présentes dans une population. La méthode développée l'an dernier consiste en la génération, à partir d'un ensemble d'images de résonance magnétique, d'un modèle représentant la forme moyenne et l'intensité moyenne du cerveau, ainsi que les variations normales associées. Nous avons cherché à évaluer la stabilité des résultats obtenus sur des populations différentes. Nous avons montré que la méthode est stable par rapport aux différentes initialisations possibles et que les résultats obtenus entre différentes populations normales sont consistants [30, 61].

6.4 Analyse du mouvement et des déformations

Mots clés : déplacement, évolution, sclérose en plaques, cancer, mouvement apparent, déformation, champ de vecteurs.

6.4.1 Détection, quantification, et segmentation automatiques de processus évolutifs dans des images tridimensionnelles

Participants : David Rey, Gérard Subsol, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Cette étude est menée en collaboration avec l'école de médecine d'Harvard (Dr. Guttmann et Kikinis, Brigham & Women's Hospital, Boston, États Unis), le projet européen BIOMORPH (Pr. A. Colchester, Royaume Uni), l'hôpital Pasteur du CHU de Nice (Pr. Chatel) et le Queen's Medical Centre à Nottingham, Royaume Uni (Pr. Blumhardt et B. Turner).

L'étude des processus évoluant au cours du temps comme les lésions de sclérose en plaques, les tumeurs cancéreuses, ou encore certaines structures anatomiques (comme les ventricules cérébraux par exemple) est primordiale pour la préparation d'un traitement, le suivi des patients ou la quantification des effets des médicaments. Ces travaux s'inscrivent à la suite de ceux de Guillaume Calmon et Jean-Philippe Thirion [32]. Après avoir recalé rigide les images d'un même patient acquises à des instants différents de façon à compenser le positionnement différent du patient, nous calculons le champ des déplacements apparents d'une image vers l'autre, grâce à une méthode de recalage non-rigide. Nous pouvons ensuite analyser ce champ de vecteurs grâce à des opérateurs différentiels [52]. Nous obtenons alors une segmentation temporelle des régions évolutives en 3D [67, 53] (voir figure 15). Cette méthode a été utilisée principalement pour l'étude de l'évolution des lésions de sclérose en plaques dans des images IRM.

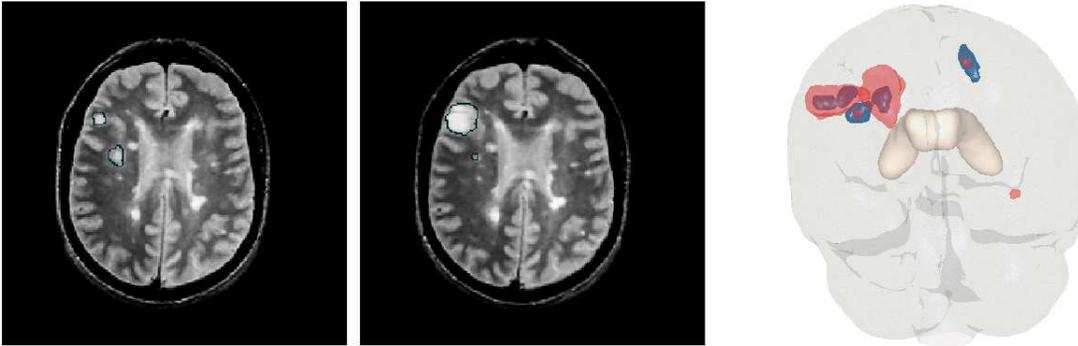


FIG. 15 – *Détection et segmentation des lésions évolutives entre deux acquisitions séparées d'une quinzaine de jours d'un patient atteint de sclérose en plaques. Sur la gauche, le contourage automatique des lésions évolutives sur des coupes 2D des images temporelles 3D. Sur la droite, un résultat en 3D des segmentations avec des couleurs différentes pour les deux instants.*

6.4.2 Comparaison de méthodes de reconstruction du mouvement ventriculaire gauche cardiaque à partir d'IRM marquée

Participants : Jérôme Declerck, Nicholas Ayache.

Cette étude a été menée pendant le séjour post-doctoral de J. Declerck au Johns Hopkins Hospital, Baltimore, États Unis (Dr. E. McVeigh).

L'étude a consisté à mettre en œuvre une comparaison systématique et objective de la plupart des méthodes d'évaluation automatique de la fonction ventriculaire cardiaque à partir d'images IRM marquées (*tagged MRI*), parmi celles-ci, la méthode développée par J. Declerck

pendant sa thèse de doctorat [5]. Le résultat de cette recherche a été publié au dernier congrès de l'International Society of Magnetic Resonance in Medicine [42]

6.5 Simulation de chirurgie laparoscopique

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

Cette action de recherche est menée en collaboration avec le l'IRCAD (Pr. Marescaux) et dans le cadre de l'action incitative AISIM (voir section 8.2.1).

Participants : Jean-Christophe Lombardo, Guillaume Picinbono, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Plusieurs directions de recherches ont été suivies pour améliorer le réalisme du prototype de simulateur de chirurgie laparoscopique sur le foie. La modélisation biomécanique a été enrichie grâce à de nouveaux développements des modèles anisotropes [65], et au raffinement de certaines zones du maillage qui permet une découpe plus fine (figure 16).

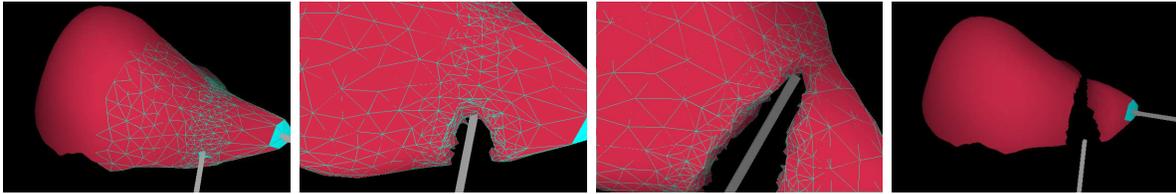


FIG. 16 – *Simulation d'hépatectomie*

Nous avons par ailleurs intégré les techniques de rendu texturé développées au sein du laboratoire IMAGIS [NC99]. La déformation est ainsi beaucoup plus réaliste (figure 17).

Parallèlement, nous avons travaillé sur l'interaction avec le modèle déformable. Nous avons ainsi développé une méthode d'extrapolation des forces qui permet d'obtenir un retour d'effort

[NC99] F. NEYRET, M.-P. CANI, « Pattern-based texturing revisited », *in* : SIGGRAPH'99, Los Angeles CA, août 1999.



FIG. 17 – *Modèle pré-calculé avec rendu texturé*

de bonne qualité avec une fréquence de simulation modeste [51].

En collaboration avec l'équipe iMAGIS, nous avons apporté une solution originale au problème de la détection des collisions entre les outils chirurgicaux virtuels et le modèle géométrique de l'organe [46]. L'utilisation des cartes graphiques actuelle nous permet de détecter l'interpénétration entre l'organe et l'outil en 0.1 ms, soit 150 fois plus rapidement qu'une méthode logicielle correspondant à l'état de l'art^[GLM96].

Dans un même temps, nous avons développé des algorithmes de gestion des collisions permettant de traduire une collision entre l'outil et l'organe en un ensemble de conditions aux bords sur le modèle déformable.

En collaboration avec le projet SINUS, nous avons évalué l'apport du parallélisme pour la simulation en temps réel d'objets déformables. Cette expérience a été très positive (efficacité supérieure à 80% pour 10 processeurs).

7 Contrats industriels (nationaux, européens et internationaux)

7.1 Dépôt de Brevets

Le brevet *Dispositif électronique de recalage automatique d'images*, déposé le 23.07.99 a bénéficié d'une extension européenne No 99401881.0-2201 le 05.10.99. Auteurs: A. Roche, N. Ayache, G. Malandain et X. Pennec.

7.2 Elf Atochem

Participant : Grégoire Malandain.

Dans le cadre d'un contrat de recherche de 12 mois entre le projet Epidaure et la société Elf Atochem, nous avons étudié, d'une part, la segmentation et l'étiquetage des bulles d'air dans des mousses de polymères à l'aide d'outils topologiques et morphologiques et, d'autre part, le calcul de quelques paramètres morphométriques sur les bulles extraites.

7.3 General Electric Medical Systems

Participants : Karl Krissian, Régis Vaillant, Yves Troussel, Grégoire Malandain, Nicolas Ayache.

Des outils de segmentation et de mesure de diamètre des vaisseaux dans les arbres vasculaires ont été étudiés dans le cadre d'un contrat et d'un externat industriel (voir section 6.1.6).

7.4 Sanofi-Synthelabo

Participants : Gérard Subsol, Franck Buisson, Johan Montagnat.

[GLM96] S. GOTTSCHALK, M. LIN, D. MANOCHA, « Obb-tree: A hierarchical structure for rapid interference detection », *Computer Graphics, Proceedings of SIGGRAPH'96*, août 1996, p. 171-180, <http://www.cs.unc.edu/~geom/OBB/OBBT.html>.

Mots clés : arthrite, micro-IRM, segmentation.

Ce contrat de recherche de 12 mois, qui a débuté en mars 1999, rassemble trois partenaires : le Projet EPIDAURE, le laboratoire de RMN biologique du CNRS à Gif-sur-Yvette et la société Sanofi-Synthelabo. Le but de cette étude est d'étudier l'évolution du cartilage de l'articulation fémoro-tibiale dans des séquences d'images micro-IRM. Des premiers résultats ont été obtenus dans le cadre d'un stage de D.E.S.S. (voir Section 6.1.5 et [70]).

7.5 INSERM-Medtronic

Participants : Gérard Subsol, Sébastien Ourselin.

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

Ce contrat de recherche de 3 ans qui a débuté fin 1998 rassemble trois partenaires : le projet EPIDAURE, le service de neuro-radiologie et l'unité INSERM U289 de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière de Paris et la société américaine 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 et d'un atlas anatomique.

Les tout premiers résultats de ces recherches ont été présentés à la « First Medtronic European Neuroscience Fair » qui s'est déroulée à Maastricht en février 1999 [59].

7.6 Data Proxima

Participant : Hervé Delingette.

Mots clés : modèle déformable, 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 informatique regroupe des algorithmes de contours et de surfaces déformables tridimensionnelles. Elle sera utilisée dans le cadre de ce contrat à la conception de pièces mécaniques profilées respectant des contraintes de variation de courbure moyenne.

7.7 Philips - ATL

Participants : Hervé Delingette, Pascal Cachier, Nicholas Ayache.

Mots clés : modèle déformable, reconstruction 3D, échocardiographie cardiaque 3D.

Un contrat de mise à disposition de logiciel a été signé avec les *Laboratoires d'Electronique Philips S.A.S.* début 1998 pour le transfert, pendant une durée de 2 ans, de la bibliothèque **libsimplex** regroupant des algorithmes de modèles déformables.

Par ailleurs, une collaboration avec la société ATL (filiale de Philips depuis 1999) a porté sur l'analyse d'images échographiques cardiaques en 4D (3 dimensions spatiales plus le temps), en particulier dans le cadre d'un externat industriel de 3 mois de P. Cachier.

7.8 Focus Imaging

Participants : Nicholas Ayache, Jean-Philippe Thirion, Grégoire Malandain.

Nous avons poursuivi notre action de transfert industriel avec l'entreprise Focus Imaging, qui s'est délocalisée de Grenoble à Sophia Antipolis en octobre 97, et qui a recruté J.P. Thirion comme directeur technique R&D. L'entreprise a acquis des licences auprès de l'INRIA pour industrialiser et commercialiser plusieurs logiciels issus de recherches du projet, en particulier dans le domaine cardiaque.

Grégoire Malandain a participé à l'encadrement d'une stagiaire de DESS (6 mois d'avril à septembre) sur la réorientation automatique du ventricule gauche du coeur.

8 Actions régionales, nationales et internationales

8.1 Actions régionales

8.1.1 Bourses de thèse régionales

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

8.1.2 Protonthérapie des tumeurs oculaires

Participants : Nicolas Lambert, Grégoire Malandain, Pierre-Yves Bondiau.

Les outils de modélisation géométrique de l'œil à partir d'images tridimensionnelles développée par le Dr. Bondiau ont été intégrés dans une interface utilisateur pour leur transfert au cyclotron du centre anti-cancer Antoine Lacassagne (Nice).

8.2 Actions nationales

8.2.1 Action de recherche coopérative simulation de chirurgie (AISIM)

Participants : Jean-Christophe Lombardo, Guillaume Picinbono, Hervé Delingette, Nicholas Ayache.

Une Action de Recherche Coopérative pour la simulation de chirurgie (*AISIM*) regroupant les projets EPIDAURE (Sophia Antipolis), iMAGIS (INRIA Rhône-Alpes), MACS (Rocquencourt), M3N (Rocquencourt), SINUS (Sophia Antipolis) et SHARP (INRIA Rhône-Alpes) a débuté en novembre 1997 et s'est achevée en novembre 1999. Cette action est coordonnée par le projet EPIDAURE. De plus amples précisions sur le déroulement de cette action sont disponibles sur le site WWW de l'action <http://www.inria.fr/epidaure/AISIM>, qui permet également aux différentes équipes de communiquer entre elles (serveur privé).

Cette année plusieurs réunions et conférences ont permis d'approfondir les différents problèmes scientifiques posés par la simulation de chirurgie endoscopique en général :

- **Conférence de Fiona Carter le 2 avril 1999 sur la caractérisation mécanique des tissus mous.** Fiona Carter fait partie de l'équipe du Pr Cushieri à l'université

de Dundee et elle travaille sur des méthodes *in vitro* et *in vivo* de caractérisation biomécanique des tissus mous. En particulier, elle a présenté des résultats concernant les propriétés biomécaniques du foie qui ont particulièrement intéressé les membres de l'action AISIM.

- **Conférence de M. Bro-Nielsen et S. Cotin sur leur expérience industrielle de la simulation chirurgicale respectivement les 29 juillet et 15 octobre 1999.**
- **3^e réunion plénière.** La troisième réunion plénière a eu lieu les 11 et 12 mai 1999 à l'unité de recherche de Rocquencourt et a rassemblé les quatre équipes INRIA ainsi que des participants de l'IRCAD (Strasbourg) et du laboratoire de biomécanique LAB (Pontoise).
- **4^e réunion plénière.** La dernière réunion plénière a eu lieu les 9 et 10 septembre 1999 à Sophia-Antipolis. Lors de cette réunion de clôture, l'ensemble des travaux effectués au cours de cette action ont été présentés lors de plusieurs exposés. De plus, deux intervenants extérieurs, Christophe Chaillou de l'université de Lille, et Yohan Payan du groupe TIMC de Grenoble ont présenté les activités de leur laboratoire de recherche autour de la simulation de chirurgie.

8.2.2 Groupe de travail « Réalité virtuelle »

Participant : Gérard Subsol.

Gérard Subsol co-anime depuis six ans le Groupe de Travail « Réalité Virtuelle » qui est sous la tutelle transversale de trois GDR (CNRS/Ministère de l'Éducation nationale, de la Recherche et de la Technologie): ALP, I3 et ISIS. Les 7^{es} journées de travail du Groupe se sont déroulées sous la forme d'un colloque international scientifique « Virtual Reality and Prototyping » qui s'est tenu le 3 et 4 juin 1999 dans le cadre des « Rencontres Internationales de la Réalité Virtuelle de Laval ». Ce colloque, parrainé scientifiquement par l'INRIA, a réuni plus de 110 personnes. Les actes [58] sont disponibles sur le site Web du colloque: <http://www-sop.inria.fr/epidaure/GT-RV/JT-GT-RV7/>. À cette occasion, le projet Epidaure a reçu le trophée « Laval Virtuel » dans la catégorie Réalité Virtuelle et Médecine.

D'autre part, le contact a été maintenu entre les membres du groupe par l'intermédiaire de la lettre d'informations RÊVERIES (155 abonnés) et du site Web: <http://www-sop.inria.fr/epidaure/GT-RV/>.

Enfin, un numéro spécial « Réalité Virtuelle » de la revue « Traitement du Signal », composé d'articles présentés lors des 5^{es} et 6^{es} journées de travail, a été publié en 1999 [20].

8.2.3 Action de recherche coopérative Ultrasons 3D

Participants : Grégoire Malandain, Nicholas Ayache, Pascal Cachier, Olivier Dourthe.

Les ultrasons 3D risquent de bouleverser dans les prochaines années le diagnostic médical de nombreuses maladies (en particulier les maladies cardio-vasculaires, première cause de mortalité dans les pays développés), ainsi que le contrôle en temps réel de nombreuses interventions chirurgicales. Il a paru stratégique de développer à l'INRIA une compétence dans ce domaine très prometteur.

Le but de cette action est de coordonner les travaux effectués dans différents projets de l'INRIA (Epidaure, Isa, Vista) et de donner les moyens à l'Institut de fournir une contribution majeure pour aider à l'exploitation des images échographiques tridimensionnelles, ceci afin d'améliorer le diagnostic et le suivi thérapeutique (cf <http://www.irisa.fr/vista/Ultrason3D/>).

Dans le cadre de cette action, Pascal Cachier a passé 3 mois chez ATL à Seattle pour travailler sur la correction du mouvement respiratoire corrompant l'acquisition des séquences d'échocardiographies dites 2D 1/2 avec une sonde rotationnelle (voir section 6.2.2). Nous avons par ailleurs obtenu divers jeux de données d'ATL de fantômes et de patients, principalement cardiaques.

8.2.4 Modèles probabilistes de sillons corticaux

Participant : Grégoire Malandain.

En collaboration avec l'IRISA/URA 227, le laboratoire SIM de Rennes et l'université MNI-McGill de Montréal, le projet Epidaure a obtenu une réponse favorable au projet Modèles probabilistes de sillons corticaux : application à l'interprétation de localisations en MEG présenté en réponse à un appel d'offres du GIS Cognition.

8.2.5 Collaboration avec Realviz

Participant : Grégoire Malandain.

Des outils issus du domaine de l'imagerie médicale ont été mis à disposition gracieusement auprès de la société Realviz afin de les évaluer dans le cadre de l'interpolation d'images couleur. Des adaptations sont actuellement expérimentées pour mieux répondre aux spécificités de l'application industrielle.

8.2.6 Conseil scientifique

N. Ayache est conseiller scientifique auprès de Matra Systèmes & Information, ainsi que de l'ISM (Institute of Applied Sciences in Medicine) à Munich (Allemagne), dirigé par le Pr. Auer, neurochirurgien. Il est membre du conseil scientifique de l'unité CNRS qui regroupe les activités de recherche du laboratoire TIMC à Grenoble (dirigé par le Pr. J. Demongeot) et membre pour 4 ans du conseil scientifique de l'action « Cognitive » (action multidisciplinaire entre neurosciences, informatique et sciences humaines) dirigée par le Ministère de la Recherche depuis 1998.

Hervé Delingette est conseiller scientifique auprès des *Laboratoires d'Electronique Philips S.A.S.*, de la société data Proxima et de l'Institut Français du Pétrole.

Grégoire Malandain est conseiller scientifique auprès de la société Focus Imaging et de la société Elekta-IGS.

Xavier Pennec est conseiller scientifique auprès de la société AREALL (ex Space Master).

8.2.7 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 et la section 8.3.4 pour le projet européen Master).

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

Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, Paris Le Dr. J. Yelnik (INSERM U289) et Pr. D. Dormont (service de neuroradiologie) sont nos partenaires dans le contrat de recherche INSERM-Medtronic (voir section 7.5).

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

Laboratoire d'histo-pathologie de Cagnes-sur-Mer Dr. Sattouet : alignement automatique de coupes histo-pathologiques et reconstruction tridimensionnelle (voir section 6.2.6).

Centre anti-cancer Antoine Lacassagne, Hôpital Pasteur, Nice Le Pr. Jacques Darcourt est co-directeur de la thèse de Marie-Laure Tabary (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 SID². 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.

Dr. Bondiau : au cours du stage de DESS de Nicolas Lambert, nous avons pu mettre en œuvre le transfert des outils portant sur le planning de protonthérapie pour les tumeurs oculaires (voir également la section 6.2.5).

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

Hôpital des Armées Laveran, Marseille Dr. A. Silvestre (Service de Radiologie) : étude morphométrique du crâne en paléo-anthropologie (voir section 6.3).

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

8.3 Actions européennes

8.3.1 Projet Européen ROBOSCOPE

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

Nous participons au projet européen ROBOSCOPE (Ultrasound-Image-Guided Manipulator-Assisted system for Minimally Invasive Endo-Neurosurgery, Telematics, HC 4018) qui a débuté au mois de juin 1998 pour deux ans.

Ce projet se propose d'assister des opérations neurochirurgicales à l'aide d'images médicales et d'un bras manipulateur. L'opération est planifiée sur une image IRM pré-opératoire. Lors de l'intervention, on acquiert des images ultrasonores qu'il faut recalculer avec l'image pré-opératoire et fusionner avec la position du bras manipulateur pour localiser en temps réel la position de l'instrument chirurgical et la déformation des structures anatomiques. Les travaux principaux ont porté cette année sur le recalage IRM / ultrasons 3D (section 6.2.4) et sur le recalage déformable d'images ultrasonores 3D (section 6.2.1).

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

8.3.2 Projet Européen BIOMORPH

Participants : Nicholas Ayache, Sylvain Prima, David Rey, Gérard Subsol.

Nous participons au projet européen BIOMORPH (BIOMED 2, projet numéro 95084) depuis mai 1996 qui regroupe des partenaires informaticiens et cliniciens des universités de Canterbury, d'Oxford, de Louvain et de Zürich. Les recherches portent sur la morphométrie de structures anatomiques cérébrales à partir d'images IRM pour l'étude de la sclérose en plaques et de la schizophrénie. Cette année, nous avons obtenu de nouveaux résultats sur la détection et l'analyse de lésions évolutives (voir section 6.4.1). Le projet BIOMORPH s'est terminé en juin 1999.

8.3.3 Projet Européen QAMRIC

Participants : Nicholas Ayache, Sébastien Ourselin, Sylvain Prima, Gérard Subsol.

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 seront testés sur une base de données européenne qui sera rassemblée par les partenaires des universités de Canterbury, Edinburgh, Göttingen et Louvain. Plus de renseignements sont disponibles sur le site Web du projet (<http://www.inria.fr/epidaure/Collaborations/QAMRIC/qamric.html>).

8.3.4 Projet européen MASTER

Participants : Nicholas Ayache, Hervé Delingette, Luc Soler, Johan Montagnat, Guillaume Picinbono, Jean-Christophe Lombardo.

Depuis 1995, le projet Epidaure est sous-contractant de l'Institut de Recherche contre le Cancer de l'Appareil Digestif (IRCAD) dans le cadre du projet EUREKA MASTER³. Ce projet européen regroupe 12 partenaires sur 5 pays membres (Allemagne, Finlande, France, Italie et Royaume-Uni). Sur une période de 5 ans (1994 à 1999), ce partenariat regroupe des industriels (Alcatel Business Systems, Dornier Medizintechnik, GEC Marconi, Immi Medical Robots, Lasermatic OY), des instituts de recherches (INRIA, IRCAD, Fraunhofer Gesellschaft IAO & IPA et le centre de recherche de Karlsruhe FZK), des centres cliniques (Dundee, Rome et Tübingen) ainsi qu'un CHU (CHU de Strasbourg représenté par l'IRCAD).

Dans le cadre de ce projet Européen, nous travaillons sur l'aide à la planification de la chirurgie du foie ainsi qu'à la simulation informatique de cette chirurgie. Pour cela, nous avons mis au point des algorithmes permettant de reconstruire, à partir d'images scanners, l'enveloppe du foie, les éventuelles lésions hépatiques, l'arbre portal ainsi que les segments hépatiques. D'autre part, les travaux sur l'élaboration d'un simulateur de chirurgie hépatique ont été poursuivis dans le cadre de l'action incitative AISIM (voir sections 8.2.1 et 6.5).

8.3.5 Collaboration avec le MARIARC, Liverpool, Royaume Uni

Participants : Alexandre Guimond, Neil Roberts, Sylvain Prima.

Notre collaboration avec le Magnetic Resonance and Image Analysis Research Center de Liverpool sur l'étude de l'atrophie de l'hippocampe à partir d'images de résonance magnétique s'est poursuivie. Elle a consisté principalement en de nombreuses visites de part et d'autre, permettant une analyse approfondie des données acquises l'année précédente. Cette recherche s'est concrétisée par la publication d'un article de revue [34]. Nous avons également entamé des recherches portant sur l'étude de la variation des ventricules cérébraux. Cette nouvelle collaboration s'est reflétée dans la publication d'un article de conférence [38].

Sylvain Prima a effectué un séjour d'une semaine au MARIARC en juillet 99, dans le but d'établir un protocole d'étude de la dissymétrie cérébrale chez les schizophrènes sur une base de données d'IRM.

3. MASTER : Minimal Access Surgery by Telecommunications and Robotics.

8.3.6 Collaborations avec des hôpitaux européens

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

Hôpital de Louvain (Belgique) Dr. Philippe Demaerel : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.3).

UMDS Guy's and St. Thomas's Hospitals (Angleterre) Dr. Alan Colchester : partenaire des projets européens BIOMORPH et QAMRIC (voir sections 8.3.2 et 8.3.3).

Hôpital de Göttingen (Allemagne) Dr. Michael Finkenstaedt : partenaire du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.3).

Western General Hospital, Edinburgh (Écosse) Dr. James Ironside, Dr. Joanna Wardlaw, Dr. Robert Will : partenaires du projet européen QAMRIC (voir section 8.3.3).

Queen's Medical Centre, Nottingham, Royaume Uni Pr. Blumhart, Dr. Turner, et Dr. Redmond collaborent sur l'étude des lésions de sclérose en plaques dans des IRM pondérées en T1, appelées "trous noirs" (voir section 6.4.1).

8.4 Réseaux et groupes de travail internationaux

8.4.1 Collaboration avec des hôpitaux internationaux

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

Brigham and Women's Hospital et Harvard Medical School, Boston, États Unis Dr. Ron Kikinis, W. Wells et C. Guttmann : analyse des images IRM cérébrales.

La collaboration a été poursuivie cette année avec l'analyse de la dissymétrie d'images IRM du cerveau pour une étude du vieillissement. Par ailleurs, Alexandre Guimond commence son stage post-doctoral dans l'équipe du Dr. Guttmann en novembre 1999.

Sheba Medical Centre, Tel Hashomer, Israël Le Pr. Achiron et le Dr. Miron collaborent sur l'étude de l'évolution temporelle des lésions de sclérose en plaques dans des IRM de la moelle épinière (voir section 6.4.1).

Johns Hopkins Hospital, Baltimore, États Unis Elliot McVeigh : imagerie cardiaque (IRM marquée).

Cette collaboration a été marquée par la fin du séjour post-doctoral de J. Declercq et par des publications [41, 42] (voir aussi la section 6.4.2).

8.5 Accueils de chercheurs étrangers

Canada Alexandre Guimond, financé par une bourse de thèse FCAR du Québec.

9 Diffusion de résultats

9.1 Animation de la Communauté scientifique

9.1.1 Comités de rédaction de revues

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

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

International Journal on Computer Vision N. Ayache est membre du comité de rédaction de cette revue publiée par Kluwer.

Medical Image Technology N. Ayache est membre du conseil scientifique international de cette revue japonaise.

Videre : a journal of Computer Vision Research N. Ayache est membre du *Editorial Advisory Board* de cette revue entièrement électronique publiée par MIT-Press.

Journal of Computer Assisted Surgery N. Ayache est membre du comité de rédaction de cette revue publiée par Wiley.

Traitement du Signal Gérard Subsol est coéditeur du numéro spécial « Réalité Virtuelle » qui a été publié en 1999 [20].

9.1.2 Participation à l'organisation de conférences

MICCAI'99 et 2000 Nicholas Ayache fait partie du comité exécutif, Grégoire Malandain et Jean-Philippe Thirion font partie du comité scientifique.

Virtual Reality and Prototyping Gérard Subsol a organisé le colloque international scientifique « Virtual Reality and Prototyping » qui s'est tenu le 3 et 4 juin 1999 dans le cadre des « Rencontres Internationales de la Réalité Virtuelle de Laval ». Ce colloque, parrainé scientifiquement par l'INRIA, a réuni plus de 110 personnes. Les actes [58] sont disponibles sur le site Web du colloque : <http://www-sop.inria.fr/epidaure/GT-RV/JT-GT-RV7/>.

Journées « Réalité Virtuelle et Cognition » Gérard Subsol est membre du comité scientifique de ces journées organisées en décembre 1999 à Paris (voir le site Web : <http://www.enst.fr/~revico/>).

Nicholas Ayache est membre du comité de programme de **WBIR'99**, **CVPR'99**, **ICCV'99**, **IWISPA 2000**, **ICPR 2000** et **ECCV 2000**.

G. Malandain est membre du comité de programme de **RFIA 2000** et **CVPR 2000**.

9.2 Enseignement universitaire

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

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

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

DESS Génie Biomédical de Nice Grégoire Malandain est responsable d'un cours « traitement des images médicales » de 24 heures. Gérard Subsol a assuré 3 heures de cours sur la morphométrie, H. Delingette 3 heures de cours sur la réalité virtuelle en médecine, N. Ayache et A. Roche y ont donné chacun 3 heures de cours sur le recalage.

DEA ARAVIS Grégoire Malandain est responsable d'un cours « imagerie volumique » de 15 heures. N. Ayache a assuré 3 heures de cours sur le recalage et S. Prima 3 heures de cours sur la segmentation. Nicholas Ayache est responsable d'un module de cours sur les outils avancés en traitement numérique des images médicales (15h) à partir de la rentrée 1999.

ESINSA Grégoire Malandain a assuré 3 heures de cours sur la morphologie mathématique en 5^e année. J. Montagnat a assuré 100h de TP de JAVA en première année et 3h de cours d'imagerie médicale en section VIM. David Rey a assuré 36h de TP de java en 1^{ère} année. K. Krissian a assuré 40 heures de TP de C en 3^e année et 36 de TP d'UNIX en 2^e année.

ESSI J. Montagnat a assuré 3h de cours d'imagerie médicale en section VIM. K. Krissian a donné 16 heures TD de C++ en DESS.

MICCAI'99 Nicholas Ayache a été co-organisateur d'un tutorial sur l'imagerie échographique 3-D lors de la conférence MICCAI'99 (Cambridge, Royaume Uni, 19 septembre) au cours duquel H. Delingette a fait une présentation d'une heure.

Siggraph'99 Nicholas Ayache a été invité à participer à l'enseignement d'un cours d'une journée sur la simulation de chirurgie organisé dans le cadre de la conférence Siggraph99 (Los Angeles, États Unis, 10 août).

9.3 Thèses et Stages

9.3.1 Thèses soutenues en 1999

1. Alexandre Guimond, *Construction et utilisation de modèles anatomiques*, université de Nice-Sophia Antipolis, université de Montréal, soutenance prévue le 22 décembre. Jury pressenti: J. Meunier (co-directeur de thèse), J.-P. Thirion, (co-directeur de thèse), P. Poulin (président), O. Faugeras et L. Collins.

2. Karl Krissian, *Analyse multi-échelle: applications à l'imagerie médicale et à la détection tridimensionnelle de vaisseaux*, université de Nice-Sophia Antipolis, soutenance prévue en janvier 2000. Jury pressenti : N. Ayache (directeur), G. Gerig (rapporteur), I. Bloch (rapporteur), G. Malandain, R. Deriche, R. Vaillant.
3. Johan Montagnat, *Modèles déformables pour la segmentation et la modélisation d'images médicales 3D et 4D*, Université de Nice-Sophia Antipolis, soutenance prévue en décembre 1999. Jury pressenti : P. Cinquin (rapporteur), I. Magnin (rapporteur), H. Delingette, J.P. Thirion (directeur), N. Ayache, J.P. Rigault (président), D. Terzopoulos et L. Cohen.

9.3.2 Thèses en cours

1. Pascal Cachier, *Recalage non rigide d'images ultrasonores et IRM 3D. Application à l'étude de la dynamique cardiaque et à la neurochirurgie endoscopique*, ENS Cachan.
2. 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. Sébastien Ourselin, *Mise en correspondance automatique de sections histologiques avec des images médicales tridimensionnelles*, université de Nice-Sophia Antipolis.
5. Guillaume Picinbono, *Modèles géométriques et physiques pour la simulation d'interventions chirurgicales*, université de Nice-Sophia Antipolis.
6. Sylvain Prima, *Analyse statistique en traitement d'images médicales*, université Paris-Sud (Orsay).
7. David Rey, *Détection et quantification automatiques de processus évolutifs dans les images médicales tridimensionnelles*, université de Nice-Sophia Antipolis.
8. Alexis Roche, *Recalage d'images multimodales utilisant des critères statistiques*, université de Nice-Sophia Antipolis.
9. Maxime Sermesant, *Étude d'un modèle biomécanique du coeur pour l'analyse d'images cardiaques*, université de Nice-Sophia Antipolis.
10. Marie-Laure Tabary, *Diagnostic précoce de la maladie d'Alzheimer par imagerie fonctionnelle*, École des Mines de Paris.

9.3.3 Participation à des jurys

Nicholas Ayache a été membre du jury et rapporteur de l'habilitation à diriger des recherches de Christian Barillot (Université de Rennes, 10 septembre).

Nicholas Ayache a été membre examinateur, directeur, ou rapporteur des jurys de thèses suivants :

- Maureen Clerc (examinateur, École Polytechnique, 17 septembre),
- Bruno Robert, (rapporteur, ENST, Paris, 28 octobre),
- Yann Cointepas (examinateur, ENST, Paris, 28 octobre),
- Fabrice Poupon (examinateur, CEA, Orsay, 7 décembre),

- Johan Montagnat (examineur, Sophia-Antipolis, 9 décembre),
- P.R. Andresen (rapporteur, Copenhague, Danemark, 13 décembre),
- Karl Krissian (directeur, Sophia-Antipolis, 6 janvier 2000),
- Erwan Kerrian (rapporteur, Nancy, 10 janvier 2000).

Hervé Delingette a participé au jury de thèse de Stéphane Valente (institut EURECOM).

Grégoire Malandain a participé au jury de thèse de Fabien Feschet (université de Lyon).

9.3.4 Stages effectués dans le projet

1. *Segmentation et quantification du cartilage de l'articulation fémoro-tibiale de rat à partir d'images micro-IRM*, Franck Buisson (D.E.S.S. de Génie Biomédical, Université de Nice Sophia Antipolis, 6 mois).
2. *Modélisation de l'œil pour le planning de protonthérapie des tumeurs oculaires*, Nicolas Lambert (DESS de Génie Biomédical de l'université de Nice, 5 mois).
3. *Traitement d'images scanographiques appliqué à l'étude tridimensionnelle de l'évolution de la forme du crâne humain*, Denis Méline.
4. *Optimisation locale de la qualité d'un maillage tétraédrique*, Julien Péquignot (projet de 3ème année de l'ESSI, 4 mois à mi-temps). Stage commun avec le projet SINUS.
5. *Diffusion anisotrope et segmentation par modèles déformables sur des images échographiques 4-D du cœur*, Maxime Sermesant (stage de fin d'études de l'École Centrale Paris, 6 mois).
6. *Optimisation topologique et géométrique des maillages simplexes*, Nicolas Scapel, Stage de DEA Mathématique Vision Perception (ENS Cachan) et de fin d'étude de l'École Centrale de Paris (5 mois).
7. *Outils de recalage 2D/3D et réalité augmentée pour l'aide à la chirurgie*, Alejandro Ribes (DEA ARAVIS de l'université de Nice, 5 mois).

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 des conférences invitées au cours des événements suivants :

- Cycle de conférences « la recherche en direct », Cité des sciences, (La Villette, 31 mars),
- Medical Research Seminar, Sheba Medical Center (Tel-Aviv, Israël, 2 mai),
- Symposium on Computer-Aided Surgery, Medical Robotics and Medical Imaging, (Jérusalem, Israël, 6 mai),
- Séance sur l'analyse des images (Académie des Sciences (Paris, 3 juin),
- Scandinavian Conference on Image Analysis, (Groenland, 9 juin),
- Forum « Nouvelles technologies, nouveaux usages, nouveaux métiers », Fondation Sophia Antipolis (21 juin),

- Conférence Siggraph99 (Los Angeles, États Unis, 10 août),
- Séminaire du Service Hospitalier Frédéric Joliot, CEA (Orsay, 1er octobre),
- International Conference on Image Analysis and Processing , ICIAP99 (Venise, Italie, 28 septembre),
- Cycle de conférences « La recherche en direct », (INRIA Sophia Antipolis, 8 octobre),
- Visite du Président de la République, (INRIA Rocquencourt, 28 octobre),
- Journées TIC-Relations internationales (INRIA Sophia Antipolis, 19 novembre).

Hervé Delingette a été invité à effectuer une présentation lors des cycles de conférences sur les Sciences et technologies de l'information (STIC) à la Cité des Sciences et à Sophia Antipolis). Il a également été invité à présenter ses travaux aux dixième congrès hollandais de chirurgie digestive, aux deuxièmes journées nationales de la recherche en robotique, aux premières journées de l'informatique et des images de Nancy.

Grégoire Malandain a été invité à faire une présentation au colloque TAIMA'99 (Tunis) sur les techniques de recalage d'images volumiques au service de l'imagerie médicale.

Xavier Pennec a été invité à faire une présentation à la Conférence NSIP'99 (Non-Linear Signal and Image Processing), qui s'est tenue en juin 1999 à Antalya (Turquie), sur les statistiques dans les variétés différentielles. Il a également été invité à faire un séminaire sur le même sujet au département d'informatique et d'intelligence artificielle de l'université de Grenade les 2 et 3 décembre 1999.

Sylvain Prima a effectué une présentation sur *l'apport de l'imagerie à l'étude des structures et des fonctions du cerveau* le 17 novembre 1999 à Barcelone, dans le cadre de la semaine de la Science, organisée par l'ambassade de France et l'Institut Français de Barcelone.

Gérard Subsol a été invité au symposium « Réalité Virtuelle : impact technologique et sociologique » qui s'est déroulé au Japon en décembre 1998. Cet événement organisé par l'ambassade de France s'inscrivait dans le cadre de l'année de la France au Japon (avril 1998 - mars 1999) et avait pour but d'amorcer une réflexion scientifique et philosophique sur ces nouvelles technologies informatiques entre une vingtaine de scientifiques français et japonais.

Alexis Roche a effectué une présentation invitée dans l'équipe ERIC (Équipe de Recherche en Ingénierie des Connaissances, Université Lumière Lyon 2) le 29 mars 1999.

Gérard Subsol a été invité à participer à la « First Medtronic European Neuroscience Fair » qui s'est déroulée à Maastricht en février 1999. Ce colloque réunissait tous les chercheurs européens qui sont impliqués dans des collaborations avec la société Medtronic.

Sébastien Ourselin, Xavier Pennec et Sylvain Prima ont participé à une école sur l'imagerie par résonance magnétique fonctionnelle à Marseille du 22 au 27 novembre 1999.

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. also research report INRIA RR 3535, Oct. 1998, <http://www.inria.fr/rapports/sophia/RR-3535.html>, submitted to *IEEE TMI*.
- [6] J. DECLERCK, *Étude de la dynamique cardiaque par analyse d'images tridimensionnelles*, thèse de doctorat, université Nice-Sophia Antipolis, novembre 1997.
- [7] H. DELINGETTE, « Towards Realistic Soft Tissue Modeling in Medical Simulation », *Proceedings of the IEEE: Special Issue on Surgery Simulation*, avril 1998, p. 512-523.
- [8] H. DELINGETTE, « General Object Reconstruction based on Simplex Meshes », *International Journal of Computer Vision* 32, 2, 1999, p. 111-146.
- [9] J. FELDMAR, N. AYACHE, F. BETTING, « 3D-2D Projective Registration of Free-Form Curves and Surfaces », *Computer Vision and Image Understanding* 65, 3, mars 1997, p. 403-424.
- [10] J. FELDMAR, N. AYACHE, « Rigid, Affine and Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces », *IJCV* 18, 2, mai 1996, p. 99-119.
- [11] A. GUÉZIEC, X. PENNEC, N. AYACHE, « Medical Image Registration using Geometric Hashing », *IEEE Computational Science & Engineering, special issue on Geometric Hashing* 4, 4, 1997, p. 29-41, décembre.
- [12] G. MALANDAIN, G. BERTRAND, N. AYACHE, « Topological segmentation of discrete surfaces », *Int. Journal of Computer Vision* 10, 2, 1993, p. 183-197.
- [13] G. MALANDAIN, S. FERNÁNDEZ-VIDAL, J.-M. ROCCHISANI, « Mise en correspondance d'objets 3D par une approche mécanique : application aux images médicales multimodales », *Traitement du Signal* 11, 6, 1994, p. 541-558.
- [14] X. PENNEC, N. AYACHE, J. THIRION, « Landmark-based registration using features identified through differential geometry », in : *Handbook of Medical Imaging*, Academic Press, 2000, Sous presse.
- [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] 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.
- [17] G. SUBSOL, « Crest Lines for Curve Based Warping », in : *Brain Warping*, A. W. Toga (éditeur), Academic Press, 1998, ch. 13, p. 225-246.
- [18] J.-P. THIRION, « The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces », *Int. Journal of Computer Vision* 19, 2, 1996, p. 115-128.
- [19] 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.

Livres et monographies

- [20] J. L. DUGELAY, G. SUBSOL (éditeurs), *Traitement du Signal - numéro spécial Réalité Virtuelle*, 16, 1, 1999.
- [21] G. SUBSOL (éditeur), *International Scientific Workshop on Virtual Reality and Prototyping*, Laval (France), juin 1999, <http://www-sop.inria.fr/epidaure/GT-RV/JT-GT-RV7>.

Articles et chapitres de livre

- [22] N. AYACHE, G. SUBSOL, « El Cerebro in Cuatro Dimensiones », *Mundo Científico*, 203, juillet 1999, p. 30–33.
- [23] N. AYACHE, G. SUBSOL, « Le cerveau en quatre dimensions », *La Recherche*, 320, mai 1999, p. 46–49, <http://www.larecherche.fr/arch/99/05>.
- [24] N. AYACHE, « Medical Image Analysis and surgery simulation: recent advances and perspectives », *Computer Aided Surgery* 4, 2, 1999, p. 111, Abstracts of the International Symposium on Computer-Aided Surgery, Medical Robotics and Medical Imaging (ISRACAS'99), Jerusalem.
- [25] N. AYACHE, « Imagerie et Robotique Médicales : du microscope informatique au simulateur de chirurgie », *Technique et Science Informatiques (TSI)* 19, 1, 2000, Numéro Spécial Janvier 2000.
- [26] S. COTIN, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « A Hybrid Elastic Model Allowing Real-Time Cutting Deformations and Force-Feedback for Surgery Training and Simulation », *Visual Computer*, 1999, sous presse.
- [27] S. COTIN, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation », *IEEE Transactions On Visualization and Computer Graphics* 5, 1, janvier 1999, p. 62–73.
- [28] J.-L. DUGELAY, K. FINTZEL, S. VALENTE, H. DELINGETTE, « Clonage de visage et spatialisation video : Outils pour la téléconférence virtuelle », *Traitement du Signal* 16, 1, juillet 1999, p. 60–72.
- [29] J. DUNCAN, N. AYACHE, « Medical Image Analysis: Progress Over Two Decades and the Challenges Ahead », *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, 2000, sous presse.
- [30] A. GUIMOND, J. MEUNIER, J.-P. THIRION, « Average Brain Models: A Convergence Study », *Computer Vision and Image Understanding*, 1999, À paraître.
- [31] S. OURSELIN, C. SATTONNET, A. ROCHE, G. SUBSOL, « Automatic alignment of histological sections for 3D reconstruction and analysis », *Analytical Cellular Pathology* 18, 3, 1999, p. 123, Abstracts of the 1999 Annual Meeting of the Association Française de Cytométrie, Dijon, 12-15 octobre 1999.
- [32] J.-P. THIRION, G. CALMON, « Deformation Analysis to Detect and Quantify Active Lesions in Three-Dimensional Medical Image Sequences », *IEEE Transactions on Medical Imaging* 18, 5, 1999, p. 429–441.
- [33] J.-P. THIRION, S. PRIMA, G. SUBSOL, N. ROBERTS, « Statistical Analysis of Normal and Abnormal Dissymmetry in Volumetric Medical Images », *Medical Image Analysis (MedIA)* 4, 2000.
- [34] J. WEBB, A. GUIMOND, N. ROBERTS, P. ELDRIDGE, D. CHADWICK, J. MEUNIER, J.-P. THIRION, « Automatic detection of hippocampal atrophy on magnetic resonance images », *Magnetic Resonance Imaging* 17, 8, avril 1999, p. 1149–1161.

Communications à des congrès, colloques, etc.

- [35] N. AYACHE, « 3-D Modeling for Virtual Surgery », *in: Course on 3-D modeling for Medicine, Siggraph99*, août 1999. Los Angeles.
- [36] N. AYACHE, « Machine Vision for Medical Image Analysis and Virtual Surgery », *in: IEEE Internat. Conference on Image Analysis and Processing, ICIAP99*, septembre 1999. Venise, Italie.
- [37] N. AYACHE, « Medical Image Analysis and Surgery Simulation, a revolution for medicine of 21st Century », *in: Scandinavian Conference on Image Analysis, SCIA99*, juin 1999. Groenland.
- [38] D. BETAL, A. GUIMOND, N. ROBERTS, « Lateral cerebral ventricle volume variability and symmetry in healthy young males and females », *in: NeuroImage (HBM'99)*, Düsseldorf, Allemagne, juin 1999.
- [39] P. Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, K. BENEZERY, A. ROCHE, R. FERRAND, D. PONVERT, J. L. HABRAND, J. N. BRUNETON, « Full Automatic CT Scan and MRI Matching: Use for Brain Tumor Radiotherapy », *in: Proc of RSNA'99*, Chicago, 27 nov au 3 décembre 1999.
- [40] P. Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, K. BENEZERY, A. ROCHE, R. FERRAND, D. PONVERT, J. L. HABRAND, J. N. BRUNETON, « Fusion Scanner / IRM entièrement automatique: perspective d'utilisation pour la radiothérapie », *in: Proc. du XIX Forum de Cancérologie*, Paris, 31 mai au 2 juin 1999.
- [41] J. DECLERCK, N. AYACHE, E. R. 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.
- [42] J. DECLERCK, T. DENNEY, C. ÖZTÜRK, W. O'DELL, E. R. MCVEIGH, « LV motion reconstruction from tagged MRI: a comparison », *in: International Society of Magnetic Resonance in Medicine*, p. 1283, Philadelphia, PA, USA, mai 1999.
- [43] H. DELINGETTE, S. COTIN, N. AYACHE, « Efficient Linear Elastic Models of Soft Tissues for real time surgery simulation », *in: Medecine Meets Virtual Reality VII, Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, IOS Press, p. 139–151, janvier 1999, <http://www.inria.fr/epidaure/personnel/cotin/MMVR4/MMVR4.html>.
- [44] H. DELINGETTE, S. COTIN, N. AYACHE, « A Hybrid Elastic Model Allowing Real-Time Cutting Deformations and Force Feedback for Surgery Training and Simulation », *in: Computer Animation (Computer Animation'99)*, N. Thalmann, D. Thalmann (éditeurs), IEEE Computer Society, p. 70–81, mai 1999.
- [45] H. DELINGETTE, « Simulation d'Interventions Chirurgicales », *in: Deuxièmes Journées de la Recherche en Robotique (JNRR'99)*, E. Dombre, W. Khalil (éditeurs), p. 109–118, Montpellier, septembre 1999.
- [46] J.-C. LOMBARDO, M.-P. CANI, F. NEYRET, « Real-time collision detection for virtual surgery », *in: Computer Animation*, Geneva Switzerland, May 26-28 1999.
- [47] J. MONTAGNAT, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, « Cylindrical Echocardiographic Images Segmentation based on 3D Deformable Models », *in: Proc. of 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, C. Taylor, A. Colchester (éditeurs), LNCS, 1679, Springer Verlag, p. 168–175, Cambridge, UK, septembre 1999.
- [48] S. OURSELIN, A. ROCHE, G. SUBSOL, X. PENNEC, « Automatic Alignment of Histological Sections », *in: International Workshop on Biomedical Image Registration, WBIR'99*, F. Pernuš, S. Kovačič, H. Stiehl, M. Viergever (éditeurs), p. 1–13, Bled (Slovénie), août 1999.
- [49] X. PENNEC, P. CACHIER, P. AYACHE, « Understanding the “Demon’s Algorithm”: 3D Non-Rigid registration by Gradient Descent », *in: Proc. of 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, C. Taylor, A. Colchester (éditeurs), LNCS, 1679, Springer Verlag, p. 597–605, Cambridge, UK, septembre 1999.

- [50] X. PENNEC, « Probabilities and Statistics on Riemannian Manifolds: Basic Tools for Geometric Measurements », in : *Proc. of Nonlinear Signal and Image Processing (NSIP'99)*, A. Çetin, L. Akarun, A. Ertuzun, M. Gurcan, Y. Yardimci (éditeurs), 1, IEEE-EURASIP, p. 194–198, June 20-23, Antalya, Turkey, 1999.
- [51] G. PICINBONO, J.-C. LOMBARDO, « Extrapolation: a Solution for Force Feedback? », in : *International Scientific Workshop on Virtual Reality and Prototyping*, p. 117–125, Laval France, June 3-4 1999.
- [52] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Automatic Detection and Segmentation of Evolving Processes in 3D Medical Images: Application to Multiple Sclerosis », in : *Information Processing in Medical Imaging, IPMI'99*, A. Kuba, M. Sámal, A. Todd-Pokropek (éditeurs), LNCS, Springer, p. 154–167, Visegrád, Hongrie, juin 1999, <http://link.springer.de/link/service/series/0558/bibs/1613/16130154.htm>.
- [53] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Using Continuum Mechanics Operators for detection and Quantification of Evolving Processes in 3D Medical Images », in : *EUROMECH'99*, IPPT PAN, p. 185–188, Varsovie, Pologne, mai 1999.
- [54] A. ROCHE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, S. PRIMA, « Towards a Better Comprehension of Similarity Measures used in Medical Image Registration », in : *Proc. of 2nd Int. Conf. on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI'99)*, C. Taylor, A. Colchester (éditeurs), LNCS, 1679, Springer Verlag, p. 555–566, Cambridge, UK, septembre 1999.
- [55] L. SOLER, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, O. DOURTHE, J. MARESCAUX, « An Automatic Virtual Patient Reconstruction from CT-Scans for Hepatic Surgical Planning », in : *Medicine Meets Virtual Reality (MMVR'2000)*, IOS Press, Los Angeles, janvier 2000.
- [56] L. SOLER, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, O. DOURTHE, D. MUTTER, J. MARESCAUX, « Planification Chirurgicale Hépatique Assistée par Ordinateur », in : *Journées de la société française de Chirurgie Digestive*, Paris, décembre 1999.
- [57] L. SOLER, H. DELINGETTE, G. MALANDAIN, J. MONTAGNAT, N. AYACHE, J.-M. CLÉMENT, C. KOEHL, O. DOURTHE, D. MUTTER, J. MARESCAUX, « Fully Automatic Anatomical, Pathological and Fonctionnal Segmentation from CT-scans for Hepatic Surgery », in : *Medical Imaging 2000, Image Processing*, K. M. Hanson (éditeur), 3979, SPIE Press, San Diego, février 2000. Proceedings of SPIE.
- [58] G. SUBSOL, B. MAFART, D. MÉLINE, M. A. DE LUMLEY, « Traitement d'images scanographiques appliqué à l'étude tridimensionnelle de l'évolution de la forme du crâne humain », in : *L'identité humaine en question, nouvelles problématiques et nouvelles technologies en paléontologie humaine et en paléanthropologie biologique*, p. 21–22, Créteil (France), mai 1999. À paraître dans un numéro spécial de la Collection Paléanthropologie et paléopathologie osseuse, Artcom.
- [59] G. SUBSOL, « Three-dimensional image processing for assistance in localizing the deep cerebral structures », in : *First Medtronic European Neuroscience Fair*, Maastricht (Pays-Bas), février 1999.

Rapports de recherche et publications internes

- [60] P. CACHIER, X. PENNEC, N. AYACHE, « Fast Non-Rigid Matching by Gradient Descent: Study and Improvements of the "Demons" Algorithm », *Rapport de recherche n° 3706*, INRIA, juin 1999, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3706.html>.
- [61] A. GUIMOND, J. MEUNIER, J.-P. THIRION, « Average Brain Models: A Convergence Study », *rapport de recherche n° 3731*, INRIA, Sophia-Antipolis, France, juillet 1999, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3731.html>.

- [62] A. GUIMOND, A. ROCHE, N. AYACHE, J. MEUNIER, « Multimodal Brain Warping Using the Demons Algorithm and Adaptive Intensity Corrections », *rapport de recherche n° 3796*, INRIA, Sophia-Antipolis, France, novembre 1999, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3796.html>.
- [63] K. KRISIAN, G. MALANDAIN, N. AYACHE, R. VAILLANT, Y. TROUSSET, « Model Based Detection of Tubular Structures in 3D Images », *Rapport de recherche n° 3736*, INRIA, juillet 1999, <http://www.inria.fr/rapports/sophia/RR-3736.html>.
- [64] S. OURSELIN, A. ROCHE, G. SUBSOL, X. PENNEC, C. SATTONNET, « Automatic Alignment of Histological Sections for 3D Reconstruction and Analysis », *rapport de recherche n° 3595*, INRIA, décembre 1998, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3595.html>.
- [65] G. PICINBONO, J.-C. LOMBARDO, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Anisotropic Elasticity and Forces Extrapolation to Improve Realism of Surgery Simulation », *Rapport de recherche*, INRIA, 1999.
- [66] S. PRIMA, S. OURSELIN, N. AYACHE, « Computation of symmetry planes in 3D medical images », *Rapport de recherche*, INRIA, décembre 1999, à paraître.
- [67] D. REY, G. SUBSOL, H. DELINGETTE, N. AYACHE, « Automatic detection and segmentation of evolving processes in 3D medical images: application to multiple sclerosis », *rapport de recherche n° 3559*, INRIA, novembre 1998, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3559.html>.
- [68] A. ROCHE, G. MALANDAIN, N. AYACHE, « Unifying Maximum Likelihood Approaches in Medical Image Registration », *Rapport de recherche n° 3741*, INRIA, juillet 1999, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3741.html>.
- [69] M.-L. TABARY, N. AYACHE, J. DARCOURT, G. MALANDAIN, « Analyse statistique d'images médicales : étude et utilisation du logiciel SPM », *Rapport de recherche n° 3802*, INRIA, novembre 1999, <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3802.html>.

Divers

- [70] F. BUISSON, *Segmentation et quantification du cartilage de l'articulation fémoro-tibiale de rat à partir d'images micro-IRM*, Mémoire, DESS Génie Biomédical pour l'Ingénieur - Université de Nice, 1999.
- [71] B. MAFART, D. MÉLINE, A. SILVESTRE, G. SUBSOL, « Imagerie 3D et paléontologie: les différences de forme entre le crâne de l'Homme Moderne et de l'Homme de Tautavel », vidéo INRIA, septembre 1999.
- [72] A. RIBES, *Un système semi-automatique pour le recalage projectif - Une application médicale*, Mémoire, DEA ARAVIS, Université de Nice, 1999.
- [73] N. SCAPEL, *Optimisation topologique et géométrique d'un maillage surfacique dynamique: application à la segmentation des images médicales volumiques*, Mémoire, Ecole Centrale de Paris, 1999.
- [74] M. SERMESANT, *Diffusion anisotrope et segmentation par modèles déformables sur des images échographiques 4-D du coeur*, Mémoire, Ecole Centrale Paris, 1999.