

---

# Projet EPIDAURE

## Epidaure, Projet Images, Diagnostic, AUtomatique, RobotiqueE

---

**Localisation :** *Sophia-Antipolis*

**Mots-clés :** imagerie médicale, image volumique, interprétation d'image, mise en correspondance d'images, analyse du mouvement, déformation, modélisation des tissus, interaction 3D, simulation chirurgicale, visualisation scientifique, réalité virtuelle, robotique médicale.

### 1 Composition de l'équipe

#### **Responsable scientifique**

Nicholas Ayache, Directeur de Recherche INRIA

#### **Assistante administrative**

Françoise Pezé, SAR

#### **Personnel Inria**

Hervé Delingette, Chargé de Recherche INRIA  
Grégoire Malandain, Chargé de Recherche INRIA  
Jean-Philippe Thirion, Chargé de Recherche INRIA

#### **Chercheurs invités**

Mike Brady, Oxford University, depuis le 1/09  
Vicente Cervera, Universidad Jaume I, Espagne, du 01/07 au 30/09  
Saito Toyofumi, Nagoya University, jusqu'au 30/01

#### **Ingénieur expert**

Gérard Subsol

#### **Chercheurs post-doctorants**

Eric Bardin, Max Planck Institute, Leipzig jusqu'au 31/08  
Lewis Griffin, Guy's Hospital-Londres, jusqu'au 30/08  
Jacques Feldmar, Oxford University, depuis le 02/01  
Allen Sanderson, Salt Lake University, depuis le 02/01

### Chercheurs doctorants

Stéphane Cotin, MESR  
Jérôme Declerck, PACA-INRIA  
Márta Fidrich, MESR  
Xavier Pennec, DRET, X  
Luc Soler, MESR  
Sara Fernández-Vidal, HCM, jusqu'au 13/09  
Johan Montagnat, ENS  
Karl Krissian, ENS

### Stagiaires

Pierre-Yves Bondiau, université Toulouse III  
Guillaume Calmon, école des mines de Paris  
Alexandre Guimond, ESSI  
Frédéric Nahon, X

### Collaborateurs extérieurs

Jean-Marie Clément, IRCAD, Strasbourg  
Laurent Cohen, Ceremade, université Paris IX, Dauphine  
Olivier Dourthe, cabinet de radiologie, Sophia-Antipolis  
Jean-Marie Rocchisani, hôpital Avicenne, Bobigny

## 2 Présentation du projet

L'objectif du projet est de concevoir et réaliser des outils généraux permettant l'analyse automatique des *images volumiques* (scanner, IRM, échographie, médecine nucléaire, etc.). Ces images ont la particularité d'être représentées par une matrice tridimensionnelle de *voxels*, qui décrit les propriétés physiques ou physiologiques de chaque point d'un *volume*.

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 comparaison interpatients) ou multimodales (complémentarité des sources d'imagerie), la construction d'atlas anatomique informatisé, l'analyse du mouvement, la simulation d'opérations chirurgicales.

Nous détaillons maintenant l'ensemble de ces points.

## 3 Actions de recherche

### 3.1 Segmentation d'images volumiques

#### 3.1.1 Extraction des lignes sulcales

*Participants* : Sara Fernández-Vidal, Grégoire Malandain

*Mots-clés* : segmentation, topologie.

Nous nous sommes intéressés à l'extraction des lignes sulcales du cerveau. Ces lignes sont situées sur l'enveloppe du cortex, au-dessus des sillons, et peuvent servir de représentation pour la description du cerveau ou la construction d'un atlas anatomique (voir figure 1) [444].

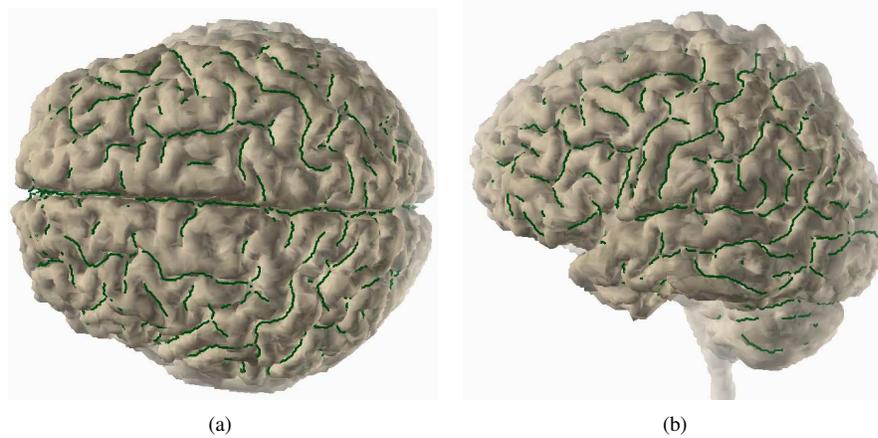


Figure 1: Lignes sulcales extraites d'un cerveau superposées sur la représentation 3D du cerveau.

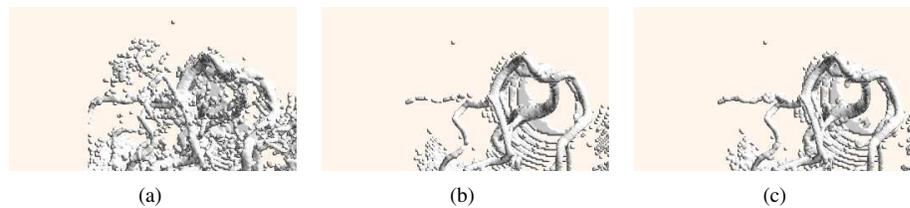


Figure 2: (observer le vaisseau horizontal en haut à gauche) (a) Iso-surface avec un seuil bas : la topologie est bonne mais il y a trop de détails ; (b) Isosurface avec un seuil haut : la visualisation est esthétique, mais la topologie n'est pas bonne ; (c) Résultat du seuillage par hystérésis avec des contraintes homotopiques : les avantages des deux seuils sont cumulés.

### 3.1.2 Algorithme de squelettisation

*Participants* : Sara Fernández-Vidal, Grégoire Malandain

*Mots-clés* : segmentation, topologie.

Différentes méthodes de squelettisation ont été étudiées, et tout d'abord, une méthode pouvant être appliquée en dimension quelconque [444]. Cette méthode générale peut être améliorée en dimension 2 ou 3 par l'ajout de contraintes homotopiques [464, 485].

### 3.1.3 Segmentation des angiographies 3D

*Participants* : Grégoire Malandain, Sara Fernández-Vidal

*Mots-clés* : segmentation, topologie.

Dans le cadre d'un contrat avec General Electric Medical Systems Europe, nous nous sommes intéressés à la segmentation des angiographies 3D réalisées par le morphomètre. À cette fin, nous avons développé un seuillage par hystérésis avec des contraintes homotopiques (voir figure 2) [444].

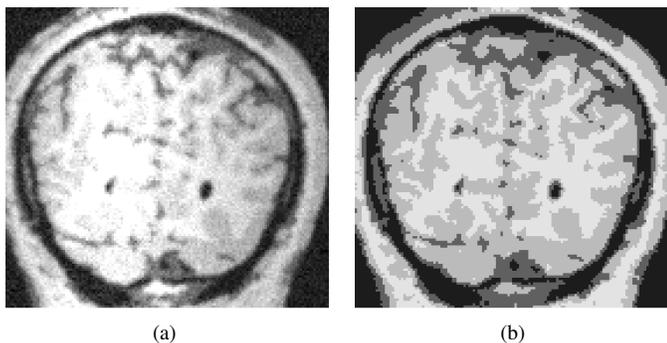


Figure 3: (a) Image IRM cérébrale bruitée et biaisée; (b) Segmentation après diffusion anisotrope.

### 3.1.4 Diffusion anisotrope et algorithme EM

*Participants* : Karl Krissian, Nicholas Ayache, Grégoire Malandain

*Mots-clés* : segmentation, topologie.

Nous avons expérimenté différentes méthodes de diffusion anisotrope dans le cadre du traitement des images médicales multidimensionnelles, en particulier dans le but d'améliorer la segmentation de la matière blanche et de la matière grise dans les images cérébrales IRM [487].

Pour cela, nous avons comparé différentes fonctions de diffusion et évalué l'apport de la diffusion anisotrope comme prétraitement avant un algorithme de segmentation (voir figure 3). Les algorithmes de segmentation utilisés ont été l'algorithme EM pour les images IRM du cerveau, le seuillage (extraction d'isosurface) et un algorithme de propagation pour des angiographies 3D du cerveau.

### 3.1.5 Utilisation des BDDs en topologie discrète

*Participants* : Grégoire Malandain, Luc Robert

*Mots-clés* : segmentation, topologie.

Nous avons mis au point les outils permettant d'utiliser les diagrammes de décision binaire (BDD) pour générer automatiquement des procédures en C calculant de façon optimale une condition booléenne évaluée sur un 26-voisinage (un voisinage 3x3x3 autour d'un point)[490].

### 3.1.6 Initialisation de modèles déformables pour la segmentation d'images médicales

*Participant* : Hervé Delingette

*Mots-clés* : modélisation géométrique, surface déformable, vision 3D, imagerie médicale, image volumique.

La segmentation d'une structure anatomique (organe, tumeur, os) dans une image volumique (scanner ou IRM) est souvent une tâche difficile à effectuer. Tout d'abord, ces entités peuvent être de forme et de topologie très complexes.

Lorsque les structures anatomiques ne peuvent être extraites à l'aide d'isosurfaces, on peut procéder en ajustant un modèle déformable sur l'image volumique. La difficulté de cette méthode est essentiellement liée au processus d'initialisation. Lorsqu'on ne dispose pas de modèles a priori de l'organe à segmenter, comme décrit dans la section 3.1.7, il s'agit d'initialiser le modèle déformable au plus proche pour éviter l'influence de points aberrants. Nous proposons deux méthodes d'initialisation.

La première suppose que l'on ait des données complètes de l'objet à segmenter. Dans ce cas, la méthode construit une représentation en cuberilles de l'objet, et par l'intermédiaire d'une méthode de caractérisation topologique des voxels, crée un maillage simplexe ayant la bonne topologie (voir figure 4). La seconde méthode consiste à initialiser des modèles de topologie fixée. Pour l'instant, trois topologies sont utilisées : plane, sphérique et cylindrique.

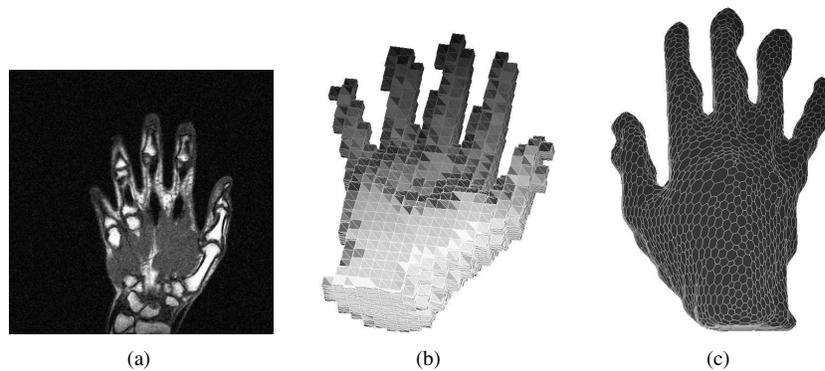


Figure 4: (a) Image IRM d'une main; (b) Triangulation de la représentation en cuberilles; (c) Maillage simplexe initial.

### 3.1.7 Segmentation du foie à base de modèles déformables

*Participants* : Johan Montagnat, Hervé Delingette

*Mots-clés* : modélisation géométrique, surface déformable, segmentation d'image, reconstruction 3D.

L'une des étapes préliminaires de la construction d'un outil de simulation de chirurgie hépatique est l'extraction automatique du foie dans les images scanner de l'abdomen. Nous utilisons un modèle déformable du foie obtenu à partir des données de la NLM (National Library of Medicine). Ce modèle est déformé pour s'adapter aux points de contour de l'image. Nous avons introduit des contraintes de forme et à base de transformations globales pour régulariser les déformations. La figure 5 montre le modèle simplexe du foie utilisé pour la segmentation (à gauche) ainsi que la trace de ce modèle après déformation sur l'une des coupes scanner d'un patient (à droite).

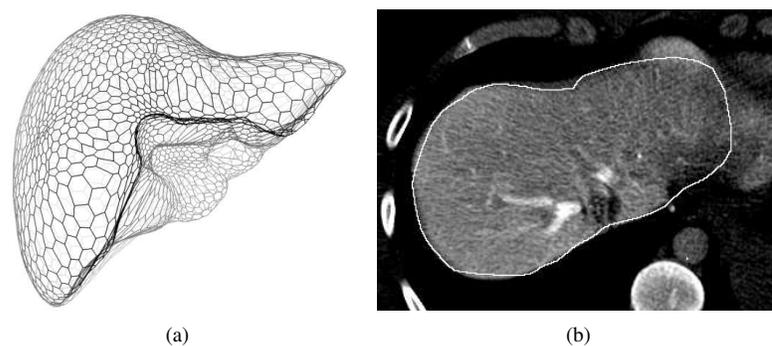


Figure 5: (a) Modèle simplexe du foie; (b) Résultat de la segmentation.

Ce travail a été réalisé au cours d'un stage de DEA[488].

### 3.1.8 Segmentation anatomique du foie à partir du réseau vasculaire

*Participant* : Luc Soler

*Mots-clés* : segmentation.

Le but de ces travaux est de définir un algorithme calculant automatiquement les différents segments anatomiques du foie. Pour atteindre cet objectif, nous avons dans un premier temps réalisé une segmentation automatique du réseau vasculaire à partir d'angiographies tridimensionnelles (radiographie des vaisseaux après injection d'un liquide opaque aux rayons X). Contrairement aux angiographies du cerveau, les angiographies du foie sont sans soustraction numérique et fortement anisotropes. Ces deux différences fondamentales expliquent que les méthodes de segmentation utilisées dans les angiographies classiques ne sont pas utilisables ici. Nous proposons une nouvelle méthode combinant une analyse de l'histogramme des niveaux de gris et des opérations de morphologie mathématique. Une analyse locale permet d'affiner le résultat et d'obtenir la vascularisation du foie.

De bons résultats sont également obtenus sur les angiographies par soustraction numérique du cerveau (voir Fig.6)

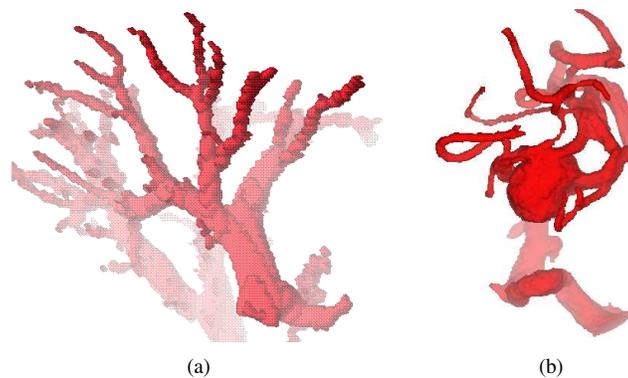


Figure 6: (a) Résultat d'une segmentation automatique du réseau vasculaire du foie; (b) Résultat de la segmentation d'un anévrisme cérébral.

### 3.1.9 Reconstruction tridimensionnelle de l'œil

*Participants* : Pierre-Yves Bondiau, Grégoire Malandain

*Mots-clés* : reconstruction 3D, segmentation.

*Cette action de recherche est menée en collaboration avec le Dr Chauvel du centre de protonthérapie du centre Lacassagne de Nice*

La simulation et le contrôle de la protonthérapie des tumeurs oculaires sont fondamentales, d'une part dans la guérison de ces tumeurs, et d'autre part dans le maintien de la fonction visuelle. Aussi, est-il important d'obtenir la meilleure précision possible pour la modélisation de l'œil à traiter [457].

Notre travail a consisté en la réalisation d'un modèle tridimensionnel de l'œil à partir d'images scanner, IRM et de fundographie [456, 481]. Dans les images scanner tridimensionnelles sont segmentés le globe oculaire, le nerf optique, le cristallin, le massif osseux et les clips de tantale qui sont posés par un chirurgien autour de la tumeur oculaire à traiter. La méthode utilisée est une transformée de Hough adaptée à chacune de ces structures.

Nous faisons de même avec les images IRM, puis nous mettons en correspondance les deux images à l'aide de la méthode de recalage développée par Jacques Feldmar.

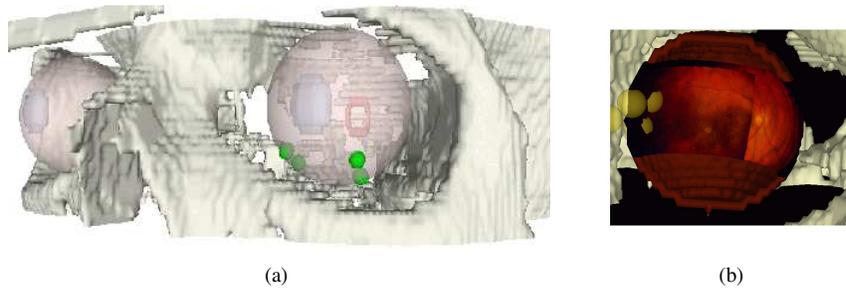


Figure 7: (a) Résultat de la segmentation des diverses structures; (b) Projection du fond d'œil sur le modèle 3D.

Enfin, nous utilisons le fond d'œil qui nous permet d'ajouter une information textuelle à notre reconstruction. Pour cela, il nous a fallu établir les équations de projection du fond d'œil.

Les résultats obtenus (voir figure 7) permettent d'obtenir un modèle précis pour chaque patient et ainsi de mieux simuler et contrôler la protonthérapie.

### 3.1.10 Extraction d'isosurfaces en 4D avec des applications à la théorie multiéchelle

*Participant* : Márta Fidrich

*Mots-clés* : reconstruction 3D, topologie, espace multiéchelle.

Nous avons étudié la stabilité des extrema de courbure des images bi-dimensionnelles dans l'espace multiéchelle. La méthode est fondée sur des techniques d'isosurfaces en utilisant l'algorithme tridimensionnel «Marching Lines». En effet, nous devons associer aux deux dimensions spatiales une dimension échelle, ce qui justifie l'utilisation de techniques tridimensionnelles.

Pour étendre ce travail aux images tridimensionnelles, nous avons développé un outil [465] qui extrait des isosurfaces ainsi que leurs intersections en 4D. C'est une extension importante de l'algorithme «Marching Lines», avec de nouveaux résultats sur l'orientation des surfaces et sur l'implémentation. En pratique, cette méthode est utilisée pour suivre efficacement, dans l'espace multiéchelle, des courbes spatiales définies par des invariants différentiels. La figure 8 présente le changement des lignes paraboliques le long de l'espace échelle.

Cela va permettre de chercher des lignes de crête et des points extrémaux invariants à la fois par toute transformation rigide ou affine et par tout changement faible de la résolution. L'étude du comportement de ces caractéristiques dans l'espace multiéchelle est prometteur pour améliorer le recalage automatique d'images médicales tridimensionnelles.

## 3.2 Recalage rigide et déformable

### 3.2.1 Recalage d'une angiographie par résonance magnétique 3D avec des angiographies 2D par rayons X

*Participants* : Jacques Feldmar, Grégoire Malandain, Nicholas Ayache, Sara Fernández-Vidal

*Mots-clés* : recalage d'image, segmentation.

Dans le cadre d'un contrat avec General Electric Medical Systems Europe, nous nous sommes intéressés à la mise en correspondance d'une angiographie par résonance magnétique 3D avec des angiographies 2D par rayons X. Cette mise en correspondance s'appuie sur les lignes centrales des vaisseaux. La segmentation de ces lignes centrales est donc la première étape à réaliser [444].

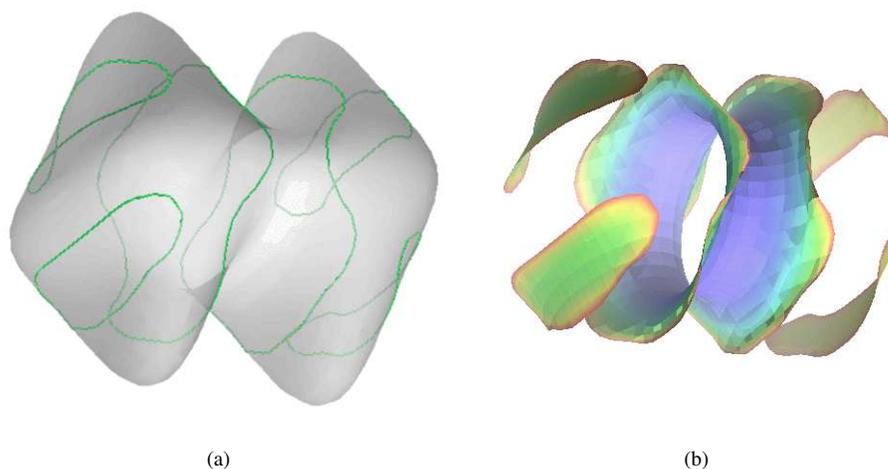


Figure 8: (a) Visualisation des lignes paraboliques extraites à une échelle fine; (b) Développement de ces lignes le long de l'espace échelle; la couleur rouge correspond à l'échelle la plus fine, la couleur violette correspond à l'échelle la plus grande.

- Dans le cas des angiographies 2D par rayons X, la ligne centrale est obtenue par un algorithme de filtrage non-linéaire multiéchelle. Après seuillage, elle est amincie par un algorithme d'amincissement 2D.
- Dans le cas de l'angiographie par résonance magnétique 3D, le réseau vasculaire est obtenu par un seuillage par hystérésis et est ensuite aminci par un algorithme d'amincissement 3D.

Dans les deux cas, un algorithme de caractérisation topologique supprime les jonctions afin de ne conserver que les courbes élémentaires.

Enfin, la mise en correspondance des courbes élémentaires est réalisée par une extension de l'algorithme ICP qui prend en compte non seulement la position des points mais aussi la tangente à la ligne centrale.

### 3.2.2 Extension de l'algorithme ICP au recalage non-rigide basé sur l'intensité

*Participants* : Jacques Feldmar, Grégoire Malandain, Jérôme Declerck, Nicholas Ayache

*Mots-clés* : recalage d'image.

Nous avons étendu l'algorithme ICP au cas du recalage non-rigide basé sur l'intensité [463].

Pour cela, nous construisons d'abord une représentation de l'image par un pavage adaptatif. Sur chaque pavé, l'intensité de l'image est approximée par l'équation d'un hyperplan : si cette approximation n'est pas satisfaisante, le pavé est à nouveau découpé.

Les points servant au recalage sont les barycentres des pavés élémentaires avec leur intensité associée. La distance se calcule entre ces points et les hyperplans d'intensité.

### 3.2.3 Statistiques sur les primitives géométriques

*Participants* : Xavier Pennec, Nicholas Ayache

*Mots-clés* : géométrie différentielle, modélisation statistique.

Il est souvent utile en traitement d'image de ne conserver qu'un ensemble restreint de primitives censées représenter la plus grande partie de l'information de l'image. Ces primitives sont usuellement plus

complexes que de simples points et constituent des variétés, qui ne sont (généralement) pas des espaces vectoriels, et sur lesquelles agit un groupe de transformations qui modélise les différentes « prises de vue possibles » de l'image.

La gestion de ces primitives comme de simples points conduit à des paradoxes[469] mais, sur des bases de géométrie riemannienne et en se restreignant aux variétés homogènes ayant une métrique invariante pour le groupe considéré, nous avons pu développer une notion de moyenne cohérente[470, 489], puis de matrice de covariance. D'autres opérations statistiques peuvent alors être généralisées aux variétés, telles que la distance de Mahalanobis et le test du  $\chi^2$ .

Nous avons ensuite montré comment cette théorie peut être appliquée et implémentée en machine dans une structure orientée objet ne dépendant pas du type de primitive considéré. Ceci permet de construire des algorithmes de haut niveau, tels que la reconnaissance et le recalage, qui sont génériques et peuvent s'appliquer à des problèmes aussi différents que le recalage d'images médicales et la recherche de structures communes dans les protéines en biologie moléculaire[445].

### 3.2.4 Validation de la précision d'un recalage rigide 3D

*Participants* : Xavier Pennec, Jean-Philippe Thirion

*Mots-clés* : recalage d'image, traitement d'erreur, géométrie, validation d'algorithme, imagerie médicale.

Nous avons approfondi et systématisé les résultats des travaux précédents (voir le rapport d'activité 95), et nous avons en particulier développé des techniques statistiques permettant de valider l'estimation de l'incertitude sur la transformation rigide estimée.

### 3.2.5 Recalage multiple : modèle et forme moyenne

*Participant* : Xavier Pennec

*Mots-clés* : recalage d'image, modélisation géométrique, imagerie médicale, modélisation moléculaire.

Nous nous sommes intéressés dans cette action aux algorithmes permettant de recalculer plusieurs ensembles de points  $n$ -D ensemble, simultanément et sans privilégier l'un d'eux. On peut alors fusionner les différents objets en un seul modèle qui représente la forme moyenne. L'intérêt de l'approche proposée est qu'elle permet de gérer de nombreux points manquants (occultation), et fournit une indication de la stabilité géométrique des points du modèle par une matrice de covariance, mais aussi de leur stabilité « topologique » par la probabilité d'observation. Ces résultats ont donné lieu à une publication dans[471].

### 3.2.6 Recalage rigide et recalage interpatients

*Participants* : Gérard Subsol, Jean-Philippe Thirion

*Mots-clés* : imagerie médicale, images volumiques, recalage d'image.

Nous avons poursuivi de manière intensive nos études théoriques sur le recalage rigide (voir [491, 454, 453]), et sur le recalage non-rigide interpatients. En particulier, pour le recalage interpatients, nous explorons deux voies parallèles, l'une utilisant les lignes de crêtes déformables (voir [477]) et l'autre directement l'information d'intensité de l'ensemble des voxels (voir [478]). Des applications cliniques de ces méthodes de recalage non-rigide sont en cours d'élaboration en collaboration avec le Pr. Jim Frost, Johns Hopkins University, Baltimore, pour les images PET et avec le Pr. Jacques Darcourt, centre Antoine Lacassagne, Nice, pour les images SPECT.

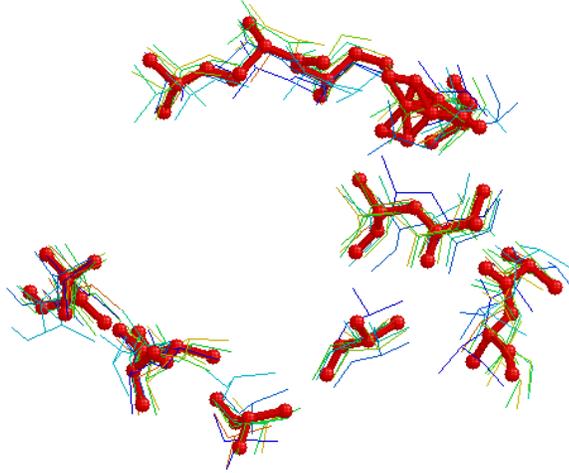


Figure 9: Les 16 acides aminés de 9 globines qui participent au site actif liant le hème sont représentés par les 4 atomes de leur squelette. Le modèle du motif calculé après recalage multiple est en rouge. En haut à droite de la figure, un groupe d'atomes compact représente deux positions alternatives et exclusives de l'un des acides aminés.

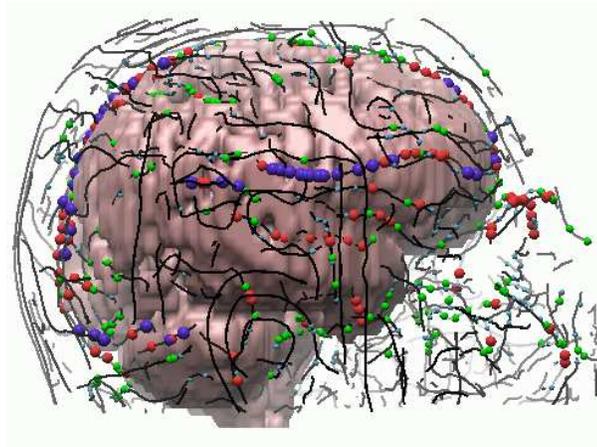


Figure 10: Modèle moyen basé sur les points extrémaux d'un patient à partir de 24 images 3D. On a superposé la surface du cerveau et les lignes de crête extraits de l'une des images et les points extrémaux les plus stables du modèle, représentés par des sphères de couleur pourpre, rouge, verte et bleue en ordre de stabilité décroissante.

### 3.3 Bases de données et atlas anatomiques

#### 3.3.1 Outils d'exploration de bases de données d'images 3D

*Participants* : Alexandre Guimond, Gérard Subsol, Johan Montagnat, Jean-Philippe Thirion

*Mots-clés* : imagerie médicale, images volumiques, recalage d'image.

De nombreuses bases de données d'images médicales 3D voient maintenant le jour, avec d'une part, des quantités de données à traiter considérables (des dizaines de mégaoctets par patient, et des centaines de patients), et, de l'autre, des problématiques médicales, comme l'association d'une pathologie à la morphologie d'un organe. Une question typique est la possibilité de pouvoir associer le diagnostic de

maladies comme l'Alzheimer, l'épilepsie ou la schizophrénie, à des traits morphologiques particuliers comme la forme des ventricules cérébraux, de l'hippocampe ou l'agencement de la matière blanche dans les lobes temporaux. Nous avons mis au point un outil d'exploration de bases de données d'images 3D qui permet de déterminer rapidement, pour un patient donné et pour une région précise de son anatomie, la liste triée des patients les plus « similaires » à celui-ci, dans la région désignée. La méthode repose sur l'utilisation intensive des outils de recalage non-rigide pour lesquels l'équipe EPIDAURE possède une grande expertise. Cette étude se poursuit dans le cadre d'une collaboration étroite avec l'université de Montréal (département d'informatique et recherche opérationnelle) et le MARIARC (université de Liverpool). Les publications et soumissions associées à ce travail sont : [486, 450].

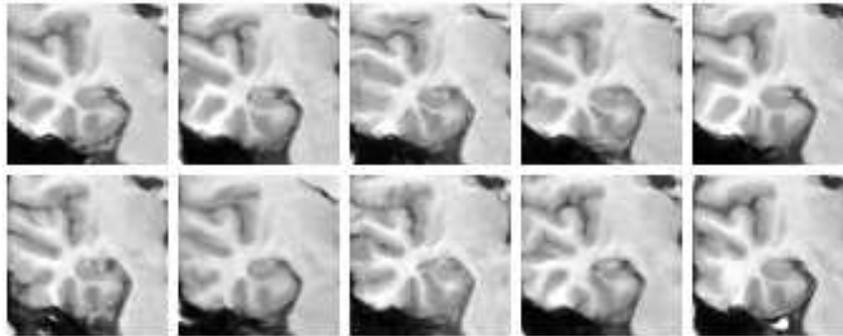


Figure 11: Comparaison automatique des lobes temporaux de 10 patients différents.

### 3.3.2 Construction d'atlas anatomiques

*Participants* : Gérard Subsol, Jean-Philippe Thirion, Nicholas Ayache

*Mots-clés* : fusion de données, recalage d'image, image volumique, imagerie médicale.

Nous avons continué à travailler sur la construction automatique d'atlas anatomiques à partir d'images médicales tridimensionnelles. Cette année, nous nous sommes plus particulièrement intéressés au cerveau. Nous avons ainsi appliqué le schéma général que nous avons développé - extraction de lignes caractéristiques dans une base de données d'images de patients sains, recherche des lignes communes par mise en correspondance non-rigide, calcul de leurs positions moyennes, estimation de leurs variabilités - et obtenu un modèle moyen de lignes de crête du cerveau à partir de 10 images IRM de la tête. Ce modèle nous a permis d'étudier qualitativement et quantitativement les déformations des ventricules latéraux cérébraux d'un patient atteint d'une lésion dans l'hémisphère gauche.

Nous comptons maintenant valider médicalement ces premiers résultats dans le cadre de la collaboration avec le MARIARC de Liverpool et du projet européen BIOMORPH.

D'autre part, nous avons continué à travailler sur le crâne en étendant la base de données et en développant de nouvelles applications comme l'étude de la croissance, la comparaison avec un crâne fossile et la quantification des différences morphologiques entre les hommes et les femmes.

Enfin, nous avons apporté plusieurs améliorations et extensions au schéma, en particulier, en introduisant l'analyse en composantes principales dans l'étude de la variabilité et en utilisant un autre type de ligne obtenue par squelettisation discrète.

Tous ces travaux sont décrits dans une thèse[446] et des publications[475, 473, 474, 476].

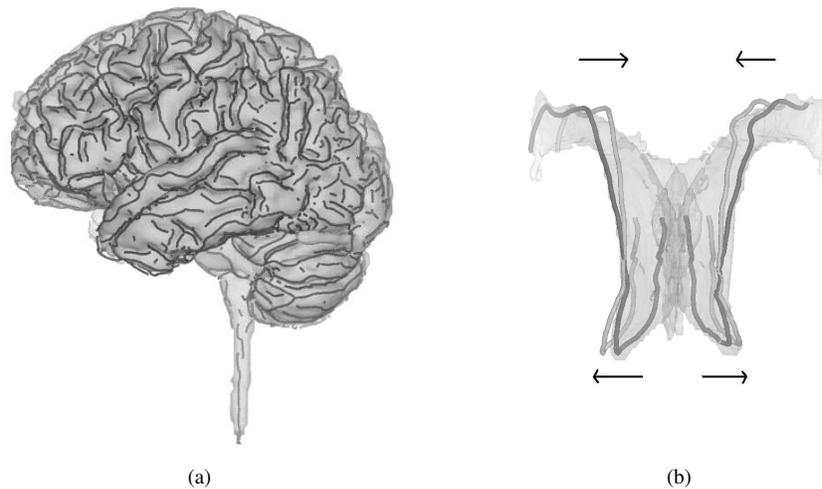


Figure 12: (a) Nous voyons que les lignes de crête suivent les bosses des circonvolutions et les creux des sillons ; (b) Les lignes de crête extraites sur les deux ventricules latéraux cérébraux permettent de quantifier la déformation des ventricules d'un patient (en clair) par rapport à une position moyenne (en foncé) calculée automatiquement à partir d'une base de données de patients sains. Les paramètres ainsi obtenus permettent d'envisager des applications en assistance au diagnostic.

## 3.4 Analyse du mouvement

### 3.4.1 Étude de l'évolution de lésions dans des images médicales 3D

*Participants* : Guillaume Calmon, Jean-Philippe Thirion

*Mots-clés* : imagerie médicale, images volumiques, recalage d'image.

Aujourd'hui, le praticien a besoin d'outils qui guident son regard pour mieux analyser la masse de données constituée par une image volumique médicale. Dans ce but, nous avons développé des méthodes pour :

- automatiser autant que possible la détection de lésions dans le cerveau;
- calculer la variation de volume de ces lésions.

Ces méthodes s'appuient sur un recalage rigide de deux images successives du patient, le calcul du champ de déformations induit par la croissance de la lésion et l'analyse de ce champ de déformation. En particulier, elles ne nécessitent pas de segmentation de la lésion.

La figure 13 montre une application à l'étude de la sclérose en plaques. Les deux images du haut correspondent à deux instants successifs. L'image en bas à gauche correspond à la soustraction des deux images précédentes après recalage rigide, et en bas à droite nous avons une représentation du champ de déformation entre les deux mêmes instants. Dans cette dernière image, la lésion croissante ressort avec beaucoup de contraste. En outre, cette méthode permet de mettre en évidence des croissances de lésions sans variation d'intensité. Ce travail entre dans le cadre du projet européen BIOMORPH ainsi que dans la collaboration avec le MARIARC, Liverpool (sclérose en plaques), et se poursuit par une collaboration avec le Pr. Marsault, de l'hôpital de la Pitié-Salpêtrière, pour des études d'efficacité de thérapie génique. Publications associées : [482].

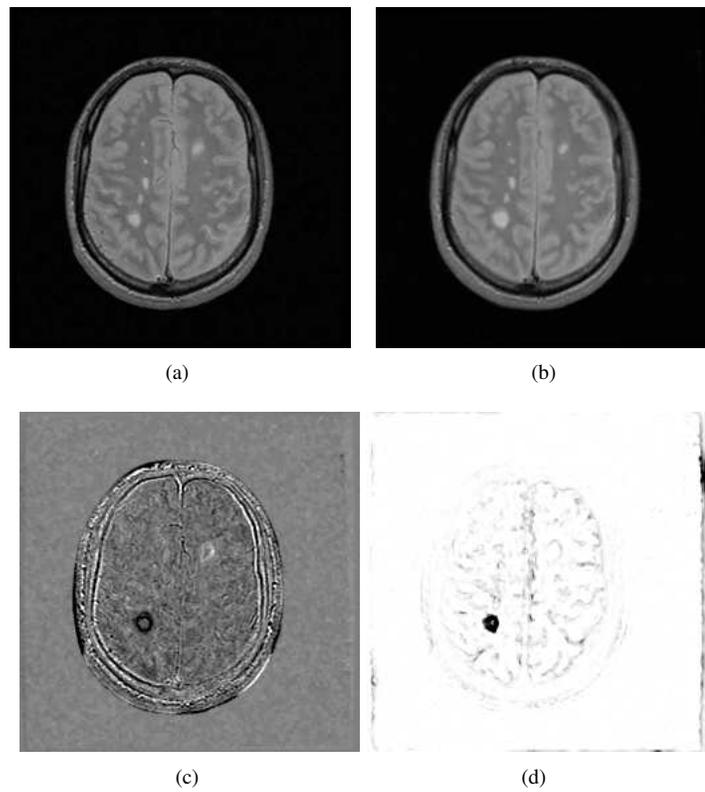


Figure 13: Évolution d'une lésion de sclérose en plaques. Les images volumiques IRM ont été préalablement recalées automatiquement en 3D, avec une grande précision, sans l'utilisation de marqueurs externes.

### 3.4.2 Examen de cardiologie nucléaire repos-effort

*Participants* : Jérôme Declerck, Jacques Feldmar

*Mots-clés* : fusion de données, recalage d'image, déformation élastique, image volumique, imagerie médicale.

Nous nous sommes intéressés au problème de la comparaison des images de cardiologie nucléaire obtenues lors de l'examen clinique repos-effort pour la détection et l'évaluation de zones du myocarde ischémiques ou infarctés. Les images sont des volumes tridimensionnels dont la densité est proportionnelle à la perfusion sanguine de la zone contenue dans le voxel. Une région musculaire normale reçoit autant de sang qu'il faut pour fournir l'effort qui lui est demandé, une région infarctée ne reçoit pas de sang et une zone ischémisée ne reçoit assez de sang que si l'effort est peu important. La comparaison d'images de perfusion myocardique prises au repos et lors d'un effort important permet une classification des régions du myocarde selon ces trois états.

La méthode traite les images volumiques repos et effort de façon à créer deux nouvelles images représentant des cartes de perfusion 3D superposées sur une forme modèle. La création de ces images se fait en deux étapes :

- les images repos et effort sont d'abord recalées entre elles en cherchant la transformation affine qui transforme le cœur effort en le cœur repos ; ce calcul s'appuie sur la mise en correspondance de points caractéristiques détectés automatiquement dans les deux images,
- le cœur effort est recalé avec un cœur modèle en cherchant la transformation spline qui transforme le cœur modèle en le cœur repos ; les images repos et effort sont ensuite rééchantillonnées dans la géométrie du modèle (fig. 14).

Les images rééchantillonnées peuvent être donc comparées entre elles dans un repère absolu ; une position géométrique dans l'image correspond à une région anatomique précise du cœur, quels que soient le patient et le type d'image (repos ou effort).

L'étude et le développement de la méthode ont été réalisés en collaboration avec Focus Médical (Grenoble) et le Pr. Michael L. Goris, professeur de radiologie au Stanford University Hospital (Californie). Depuis Janvier 1996, le Pr. Goris travaille sur la validation clinique sur une large base de données. Une validation partielle a déjà été obtenue[467].

Un logiciel exploitant la méthode[462, 484] a été présenté à la conférence Computed Assisted Radiology CAR'96 à Paris.

### 3.4.3 Analyse de la déformation cardiaque

*Participants* : Eric Bardinnet, Laurent Cohen, Nicholas Ayache

*Mots-clés* : modélisation, analyse du mouvement.

L'analyse du mouvement cardiaque, et en particulier l'étude de la déformation du ventricule gauche, est un problème particulièrement important dans le domaine de l'imagerie médicale.

Le développement et l'application d'un modèle paramétrique déformable à l'analyse du mouvement du ventricule gauche a fait l'objet d'une thèse[441]. Nous avons conclu ce travail par une étude quantitative de la déformation cardiaque. En particulier, après avoir défini un modèle synthétique dynamique affecté d'un mouvement de torsion important, nous avons, à l'aide de notre modèle, retrouvé la déformation complète, y compris l'information de torsion (voir figures 15 et 16).

L'ensemble de ces travaux a donné lieu à des publications[455, 447, 447, 480].

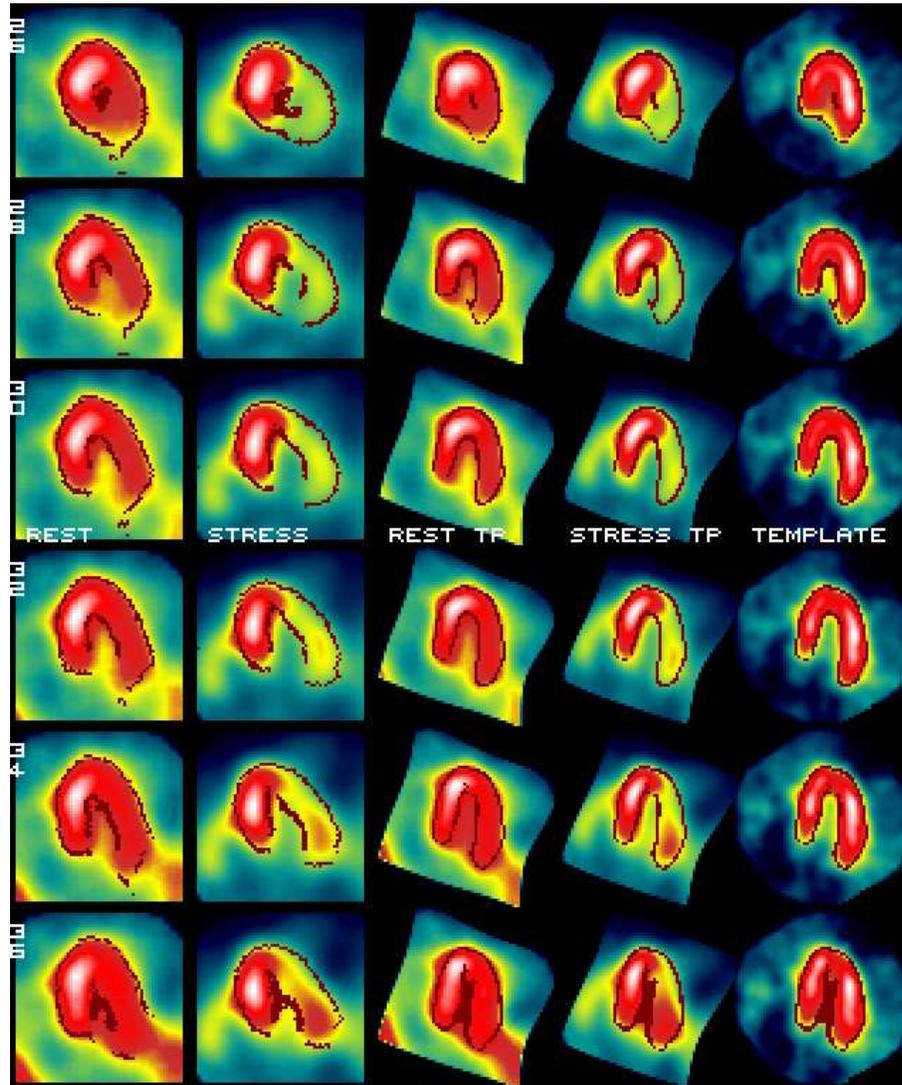


Figure 14: Une représentation des images 3D avant et après traitement pour un patient donné (RYALMPA). Les deux premières colonnes montrent le cœur au repos et à l'effort tels qu'on les visualise sur les interfaces de médecine nucléaire usuelles (l'apex est en haut, la base en bas). Les contours rouge sombre sont des points caractéristiques détectés automatiquement. Les 2 images des troisième et quatrième colonnes montrent les images originales (repos et effort, respectivement) rééchantillonnées dans la géométrie du cœur modèle avec les points caractéristiques de ce dernier. Le cœur modèle est montré sur l'image de droite.

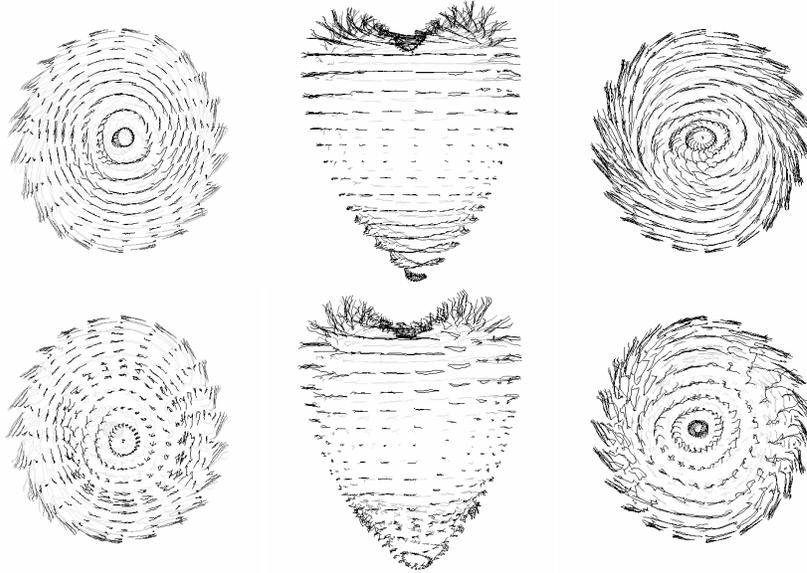


Figure 15: Trajectoires sur un exemple synthétique. En haut : trajectoires originales. En bas : trajectoires retrouvées. À gauche : vue de l'apex. Au milieu : vue de face. À droite : vue de la base.

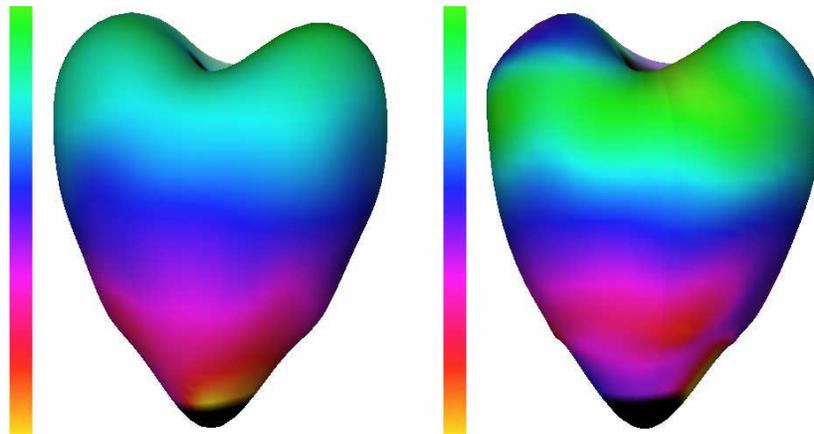


Figure 16: Estimation de la composante de torsion sur un exemple synthétique. À gauche : valeurs réelles. À droite : valeurs retrouvées.

### 3.4.4 Étude de la dynamique cardiaque

*Participants* : Jérôme Declerck, Jacques Feldmar, Nicholas Ayache

*Mots-clés* : analyse du mouvement, contrainte temporelle, déformation élastique, image volumique, imagerie médicale.

Nous nous sommes intéressés au suivi du mouvement cardiaque dans les images tridimensionnelles et à son analyse en vue de définir des paramètres quantitatifs représentatifs d'une pathologie.

Nous définissons d'abord une transformation 4D continue de l'espace et du temps (éventuellement périodique dans le temps), qui déforme l'espace à l'instant initial (pris à la fin de la diastole) pour faire se correspondre au cours du cycle cardiaque des points caractéristiques extraits dans chacune des images qui composent la séquence. Cette transformation de  $\mathbb{R}^3 \times [0, T]$  dans  $\mathbb{R}^3$  est définie par un nombre assez

faible de paramètres pour contraindre la déformation. Le processus de suivi du mouvement est réalisé grâce à une adaptation de l'algorithme du point le plus proche itératif (Iterative Closest Point)[483].

Des paramètres peuvent être extraits de la déformation en vue d'une analyse quantitative ou comparative (décomposition du mouvement en trois mouvements canoniques). La figure 17 illustre cette décomposition locale sur un exemple synthétique construit à partir d'un mouvement réel.

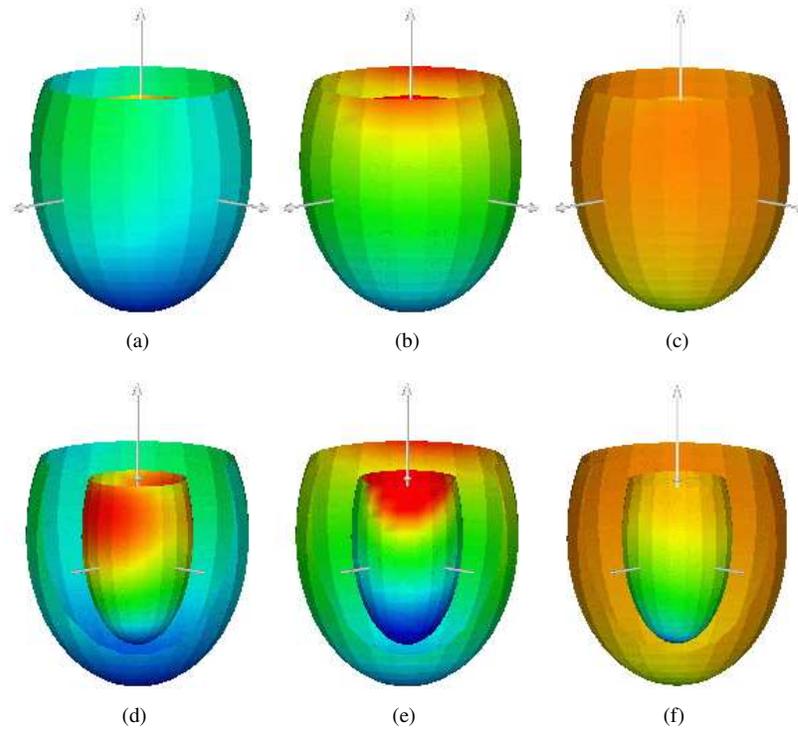


Figure 17: Différentes vues d'un cœur synthétique en fin de diastole dont la surface a été coloriée en fonction de l'amplitude des paramètres du mouvement (l'échelle des amplitudes varie des couleurs froides (bleu, vert) aux couleurs chaudes (jaune, rouge)). A gauche, contraction centripétale, au milieu, rotation autour de l'axe long (twist) et à droite, élévation.

## 3.5 Simulation d'opérations chirurgicales

### 3.5.1 Simulation de chirurgie laparoscopique

*Participants* : Stéphane Cotin, Hervé Delingette

*Mots-clés* : simulation chirurgicale, réalité virtuelle, modélisation.

*Cette action de recherche est menée en collaboration avec le Pr. Marescaux de L'IRCAD à Strasbourg.*

La chirurgie endoscopique est une technique chirurgicale récente permettant d'opérer un patient de façon non traumatisante tout en réduisant les complications postopératoires. Le chirurgien visualise le champ opératoire à l'aide d'une caméra reliée à une fibre optique et manipule différents instruments spécialisés introduits à l'intérieur du corps par de petits orifices. Les principales difficultés de cette technique sont liées aux problèmes de coordination œil-main ainsi qu'à la limitation des mouvements à l'intérieur du champ opératoire. L'intérêt d'un simulateur chirurgical par rapport aux possibilités actuelles de formation est multiple. Un tel outil permettrait une évaluation objective de l'habileté du chirurgien ainsi qu'une fréquence d'entraînement plus importante qu'à l'heure actuelle. De plus, il sera possible de simuler différents cas pathologiques rarement rencontrés dans la réalité.

Ces travaux sont réalisés en collaboration avec l'IRCAD<sup>1</sup>. Actuellement, nous disposons de plusieurs modèles géométriques du foie. Afin de pouvoir calculer, en fonction des contraintes appliquées, les déformations d'un modèle ainsi que les forces résultant de ces déformations, une modélisation physique est nécessaire[458, 460, 461]. Un maillage volumique est tout d'abord construit sur la base du maillage surfacique décrivant l'anatomie du foie. Ensuite, une loi de déformation lui est associée. Cette loi doit lier l'amplitude des déformations à l'intensité de la force à appliquer au système de retour de forces (voir figure 3.5.1). Pour l'instant, notre modélisation physique repose sur la théorie de l'élasticité linéaire. Cette loi, bien qu'elle reste une approximation de la réalité, a l'avantage de permettre le calcul des déformations et des forces en temps réel, grâce à un algorithme de précalcul[459].

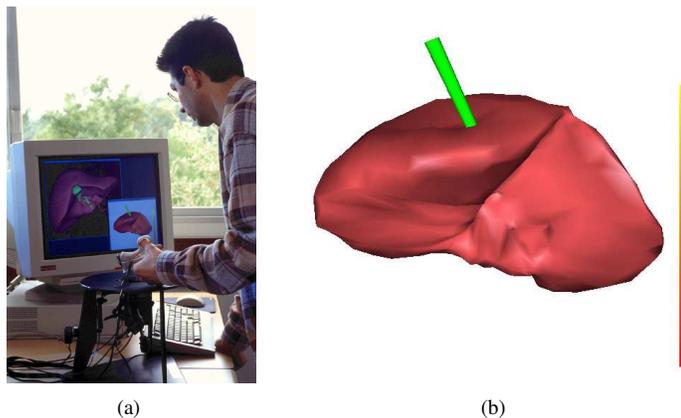


Figure 18: (a) le simulateur de chirurgie laparoscopique qui inclut un système mécanique à retour d'effort et une station graphique ; (b) visualisation de la déformation temps réel d'un modèle du foie avec le calcul des forces exercées en retour.

Cette année, les développements ont essentiellement porté sur l'intégration du système de retour de forces dans le processus de déformation. Un algorithme de détection de collision a été développé de manière à calculer en temps réel le point de contact entre l'instrument et l'organe virtuel. Les forces exercées aux points de contact entre le modèle et l'instrument sont ensuite restituées de façon mécanique via un système de retour d'efforts [459]. Les résultats actuels montrent clairement l'apport de la sensation de forces lors des déformations.

### 3.5.2 Décimation d'isosurfaces à l'aide de modèles déformables

*Participant* : Hervé Delingette

*Mots-clés* : modélisation géométrique, surface déformable, vision 3D, imagerie médicale, image volumique.

L'extraction d'isosurfaces permet la représentation de structures anatomiques avec une précision sub-voxel. Cependant, la méthode des *Marching Cubes* crée énormément de triangles, ce qui rend nécessaire le remaillage des isosurfaces. La méthode que nous proposons permet de créer des maillages ayant des propriétés topologiques et géométriques. Ces maillages pourront ensuite être utilisés pour du calcul scientifique (calcul de résistance mécanique ou d'écoulement), ou de la visualisation.

Dans notre méthode, une isosurface est représentée comme un maillage simplexe. Lors du processus de décimation, on garantit à la fois une distance maximale à l'isosurface originale ainsi que la qualité géométrique et topologique du maillage (voir figure 19). De plus, il est possible d'ajuster un paramètre de lissage afin d'éliminer les effets de marches d'escalier.

<sup>1</sup>IRCAD, Institut de recherche contre le cancer de l'appareil digestif, hôpitaux universitaires de Strasbourg, 1 place de l'Hôpital, 67 091 Strasbourg Cedex

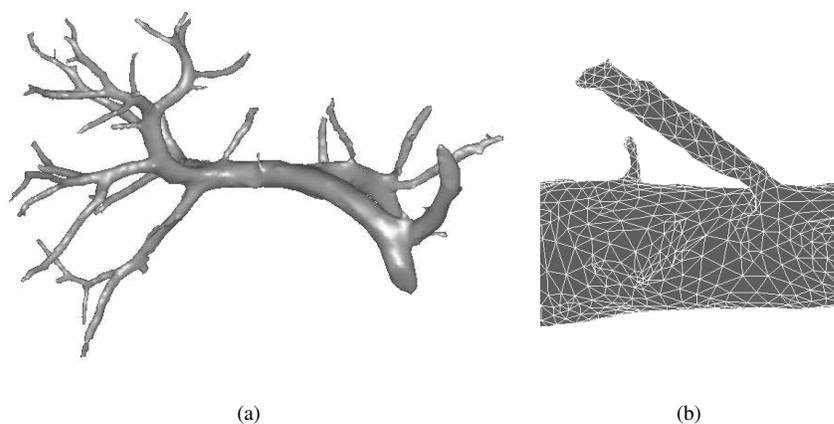


Figure 19: (a) Modèle d'une veine porte décimée à 85% correspondant à une distance maximale égale à 20% de la distance intercoupe; (b) Détail du maillage triangulé.

## 4 Actions industrielles

### 4.1 Focus Médical

Nous avons poursuivi notre action de transfert industriel avec l'entreprise Focus Médical (Grenoble), avec qui l'INRIA a passé un accord de licence pour l'industrialisation et la commercialisation de certains logiciels. Cette entreprise a vendu en 1996 plusieurs logiciels de recalage rigide d'images volumiques, et un nouvel accord a porté sur un logiciel de recalage non rigide d'images cardiaques. Cette action de transfert a été récompensée par un prix européen (voir ci-après).

### 4.2 Prix transfert industriel

Le projet EPIDAURE a reçu un «**prix d'excellence dans le transfert de la recherche vers l'industrie**» pour ses réalisations dans le domaine du recalage des images médicales.

Ce prix a été décerné par le réseau européen ECVnet qui regroupe les meilleures équipes de vision par ordinateur en Europe. Il a été remis à Nicholas Ayache, responsable scientifique de l'équipe EPIDAURE, pendant la conférence européenne sur la reconnaissance de formes (ICPR) qui s'est déroulée à Vienne (Autriche) en Août 1996.

Le prix récompensait tout particulièrement trois logiciels de recalage d'images médicales, conçus et développés dans le projet EPIDAURE, puis industrialisés par Focus-Medical (voir ci-dessus) :

- **Crest-Match** permet la mise en correspondance d'images médicales de même modalité en extrayant les lignes de crête des structures anatomiques. Principaux auteurs : Jean-Philippe Thirion et Alexis Gourdon
- **Voxel-Match** permet la fusion des données volumiques obtenues par différentes modalités d'imagerie médicale (IRM, Scanner, échographie, ...) à l'aide d'une méthode de minimisation d'énergie. Principal auteur : Grégoire Malandain
- **Cardio-Match** réalise la mise en correspondance des images cardiaques tridimensionnelles saisies par tomographie d'émission monophotonique (SPECT) pour les études de perfusion myocardiques au repos et à l'effort. Principaux auteurs : Jérôme Declerck, Jacques Feldmar, Grégoire Malandain et Fabienne Betting.

### 4.3 Bourse Glaxo-Wellcome

Pierre-Yves Bondiau a reçu la bourse d'encouragement à la recherche de 100 000 FF attribuée par les laboratoires Glaxo-Wellcome pour ses travaux sur la modélisation de l'œil. Ce travail a été présenté lors de la soutenance de thèse de P.-Y. Bondiau dont N. Ayache et G. Malandain étaient membres du jury.

### 4.4 Institut Français du Pétrole

Nous avons poursuivi la mise à disposition d'un logiciel auprès de l'Institut Français du Pétrole pour résoudre le problème de l'édition de surfaces géologiques ainsi que l'extraction de modèles géométriques à partir d'images scanner. Cette collaboration a principalement impliqué Hervé Delingette.

### 4.5 General Electric Medical Systems Europe

Nous avons poursuivi notre collaboration contractuelle avec General Electric Medical Systems Europe qui a porté cette année sur deux points :

- la mise en correspondance d'images dans le cadre de la radiologie interventionnelle, entre des angiographies cérébrales pré-opératoires 3D et des angiographies per-opératoires 2D. Nous avons, en collaboration avec les hôpitaux de Karolinska (Suède) et Nancy, adapté la méthode de recalage au cas des angiographies bi-plans, et évalué de manière quantitative la précision et la robustesse du recalage.
- la segmentation d'images angiographiques vasculaires cérébrales 3D. Nous avons étudié la possibilité de combiner des outils de segmentation par seuillage, avec des outils de topologie discrète, pour construire une carte des vaisseaux 3D. Nous avons également étudié l'introduction de modèles déformables.

La première partie de cette collaboration a impliqué principalement J. Feldmar en post-doc INRIA à Oxford, G. Malandain et N. Ayache. Un rapport a été préparé, et un article soumis à la conférence CVRMed-MRCAS'97.

La seconde partie de cette collaboration a impliqué principalement G. Malandain, avec des contributions de S. Fernández-Vidal, L. Griffin, H. Delingette, J. Montagnat et K. Krissian.

### 4.6 Elf-Aquitaine, Sanofi et Noesis

Nous avons organisé deux journées d'étude à Sophia-Antipolis avec Elf-Aquitaine, Sanofi et Noesis pour étudier la possibilité d'activités de recherche et développement en commun.

### 4.7 Conseil scientifique pour l'industrie

N. Ayache, et J.-P. Thirion ont participé à des actions de conseil scientifique chez **Focus Médical**.

N. Ayache est consultant chez **Matra Cap Systèmes**.

H. Delingette a participé à des actions de conseil auprès de **l'Institut Français du Pétrole**.

## 5 Actions nationales et internationales

### 5.1 Actions nationales

#### 5.1.1 Groupe de travail « Réalité virtuelle »

*Participants* : Gérard Subsol, Hervé Delingette, Nicholas Ayache,

*Mots-clés* : réalité virtuelle.

Le groupe de travail « Réalité virtuelle », créé mi-janvier 1994 sous l'égide du PRC-Communication homme machine (CNRS / Ministère de l'Éducation Nationale, de l'Enseignement Supérieur et de la Recherche) et prolongé en janvier 1996, est animé par trois membres du projet. Ce groupe rassemble une trentaine d'équipes de recherche dont une dizaine proviennent de l'industrie. Son but est de fédérer les efforts de recherche des équipes travaillant dans les différents domaines d'application de la Réalité virtuelle.

Cette année nous avons co-organisé les quatrièmes et cinquièmes journées de travail à Rennes (29-30 janvier 1996) et à Toulouse (16-17 octobre 1996) qui ont rassemblé une cinquantaine de personnes pour des exposés scientifiques et des démonstrations. Notons que les journées de Toulouse ont reçu un soutien financier d'institutions régionales et d'industriels qui a permis d'éditer des actes décrivant les activités françaises en Réalité virtuelle[440].

D'autre part, nous publions une lettre électronique d'informations, nommée REVERIES, qui compte 85 abonnés au rythme d'un numéro toutes les trois semaines. Les différents numéros sont archivés sur le site Internet à accès anonyme : [zenon.inria.fr/epidaure/gt-rv](http://zenon.inria.fr/epidaure/gt-rv).

Hervé Delingette et Gérard Subsol ont rédigé le chapitre « L'Image dans la Réalité Virtuelle » du rapport de synthèse du Groupe « Nouvelles Interfaces Homme-Machine » de l'Observatoire français des Techniques Avancées[448].

#### 5.1.2 GIS Cognition

Le projet EPIDAURE est membre d'un réseau national de recherche en imagerie cérébrale, coordonné par l'ENST et financé par le Groupement d'Intérêt Scientifique (GIS) « Sciences de la cognition », fondé par le CEA, l'INRIA, le CNRS et le Ministère de la Recherche.

#### 5.1.3 Conseils scientifiques

- **GIS Cognition** N. Ayache fait partie du conseil scientifique du GIS « sciences de la cognition ». Il est assisté dans cette tâche par Grégoire Malandain qui participe activement aux activités du GDR ISIS.
- **CNRS** N. Ayache a été nommé pour 3 ans 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).
- **Police scientifique** N. Ayache est membre du conseil supérieur de la police scientifique et technique.

#### 5.1.4 Collaboration avec des hôpitaux nationaux

Nous regroupons dans cette section une liste des centres de recherche hospitaliers nationaux avec lesquels nous avons une action de recherche commune. Ces actions de recherche sont détaillées par ailleurs.

- **IRCAD, hôpitaux de Strasbourg**, Pr. Marescaux, simulation de chirurgie hépatique.
- **Hôpitaux de Grenoble**, Pr. Cinquin, analyse d'images médicales.

- **Hôpital de la Pitié-Salpêtrière, Paris**, Pr. Marsault, analyse temporelle d'images IRM, thérapie génique du cancer.
- **Centre anti-cancéreux Antoine Lacassagne, Nice**, Pr. Darcourt, recalage interpatients d'images SPECT.
- **Hopitaux de Nice (Archet2, Saint-Roch, Pasteur)** Pr. Bruneton, Pr. Coussement, Dr. Aboulker, recalage temporel d'images scanner; Dr. Quatrehomme reconstruction faciale; Dr. Chauvel, modélisation géométrique de l'œil à partir d'images tridimensionnelles.
- **Hôpitaux de Nancy**, Pr. Picard, recalage d'images angiographiques 3D et 2D.

## 5.2 Actions européennes

### 5.2.1 IRCAD, Projet Master

Nous avons poursuivi notre collaboration contractuelle avec l'**IRCAD** (Institut de Recherche sur les Cancers de l'Appareil Digestif), qui nous associe comme sous-traitant du projet européen **EUREKA Master**, pour la construction d'un simulateur de chirurgie hépatique. Ce travail implique principalement H. Delingette, S. Cotin, L. Soler et N. Ayache.

### 5.2.2 BIOMED, Projet Biomorph

Le projet européen intitulé **BIOMORPH**, déposé dans le cadre de l'appel d'offres européen BIOMED, a été retenu avec un financement communautaire. Ce projet porte sur l'étude morphométrique du cerveau, en collaboration avec le Guy's Hospital (Londres), l'université du Kent, l'université de Zürich (Suisse), l'université de Louvain et l'université d'Oxford. Gérard Subsol a été invité pendant un mois et demi dans le département de neurologie du Guy's Hospital à Londres afin de s'initier aux outils informatiques qui seront utilisés au sein du projet. Dans le cadre de ce projet, la bibliothèque de programmes EPIDAURE va être mise à disposition de l'université de Louvain et l'école Polytechnique de Zürich.

### 5.2.3 Collaboration avec le MARIARC de Liverpool

Nous collaborons activement depuis un an avec le **MAGnetic Resonance and Image Analysis Research Center** de Liverpool sur la segmentation, le recalage et l'étude morphométrique du cerveau à partir d'images obtenus par IRM.

Cette collaboration a déjà donné lieu à des échanges de données (plusieurs dizaines d'images IRM et IRM fonctionnelle à haute résolution nous ont été fournies par le MARIARC), des visites (Gérard Subsol a été invité pendant une semaine au MARIARC, Mike Puddephat du MARIARC est venu pendant une semaine s'initier aux outils du projet EPIDAURE) et la rédaction d'un article pour une revue internationale [452]. Elle va s'étendre très prochainement avec la mise à disposition de la bibliothèque de programmes EPIDAURE et des tests à grande échelle au MARIARC des logiciels de recalage rigide et non-rigide afin de les évaluer cliniquement.

### 5.2.4 Expertise de projets européens

Jean-Philippe Thirion a participé en temps qu'expert européen à l'évaluation du second appel à proposition BIOMED 2 (quatrième programme cadre).

### 5.2.5 Réseau d'excellence ECVNet

Le projet EPIDAURE est un nœud du réseau européen de vision par ordinateur **ECVNet**.

### 5.2.6 Bourses européennes

Le projet a accueilli :

- Mike Brady, Oxford University, comme professeur invité financé par une bourse OTAN et une bourse de ministère de la Recherche,
- Lewis Griffin, Guy's Hospital, financé par une bourse post-doctorale HCM,
- Sara Fernández-Vidal, Universidad de Valencia, financée par une bourse post-doctorale TMR.

### 5.2.7 Actions intégrées

Nous avons obtenu une bourse du Ministère de la Recherche et une bourse OTAN pour le financement du séjour du Pr. Mike Brady pendant 12 mois dans l'équipe.

### 5.2.8 Collaboration avec des hôpitaux européens

Nous regroupons dans cette section une liste des centres de recherche hospitaliers européens avec lesquels nous avons une action de recherche commune. Ces actions de recherche sont détaillées par ailleurs.

- **MARIARC, Liverpool, UK**, Dr. Neil Roberts, analyse d'images IRM anatomiques et fonctionnelles.
- **Guy's Hospital, Londres, UK**, Dr. A. Colchester, morphométrie du cerveau, sclérose en plaques.
- **Oxford Hospital, UK**, Dr. Tim Crow, morphométrie du cerveau, schizophrénie.
- **Karolinska Hospital, Suède**, recalage d'angiographies 3D et 2D.

## 5.3 Actions internationales

### 5.3.1 Projets internationaux

Grégoire Malandain et Xavier Pennec ont participé au *Evaluation of Retrospective Image Registration Project* organisé par le National Institute of Neurological Disorders and Stroke aux Etats-Unis. Ce projet vise à évaluer plusieurs algorithmes de mise en correspondance [479].

### 5.3.2 Bourses internationales

Le projet a accueilli :

- Allen Sanderson, université d'Utah, financé par une bourse post-doctorale Chateaubriand,
- Toyofumi Saito, université de Nagoya, financé par une bourse japonaise,
- Alexandre Guimond, université de Montréal, financé par une bourse de thèse canadienne.

### 5.3.3 Comités de rédaction

Les différents comités de rédaction dans lesquels sont impliqués les membres du projet EPIDAURE sont :

- **Medical Image Analysis** N. Ayache est fondateur et rédacteur en chef avec J. Duncan (Professeur à Yale) d'une nouvelle revue scientifique, *Medical Image Analysis*, éditée par Oxford University Press. J-P. Thirion est membre du comité de rédaction de ce nouveau journal. F. Pezé est assistante éditoriale.
- **IEEE Transactions on Medical Imaging** N. Ayache est rédacteur associé de la revue *IEEE Transactions on Medical Imaging*, éditée par IEEE. F. Pezé l'assiste dans cette tâche.
- **International Journal of Image Understanding** N. Ayache est rédacteur associé de la revue *International Journal of Image Understanding* éditée par Academic Press.
- **International Journal on Computer Vision** N. Ayache est membre du comité de rédaction de la revue *International Journal on Computer Vision* éditée par Kluwer,
- **Videre: a journal of Computer Vision Research** N. Ayache est membre du «Editorial Advisory Board» de la revue (entièrement électronique) *Videre: a journal of Computer Vision Resear*, publiée par MIT-PRESS.

### 5.3.4 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. Ces actions de recherche sont détaillées par ailleurs.

- **Stanford University Hospital, USA**, Prof. Michael Goris, analyse des images cardiaques en médecine nucléaire,
- **Brigham and Women's Hospital et Harvard Medical School, Boston, USA** Dr. Ron Kikinis et W. Wells, analyse des images IRM cérébrales,
- **CaseWestern University, Cleveland, USA**, Dr. David Dean, morphométrie du crâne.
- **John Hopkins Hospital, USA**, Dr. Frost, recalage interpatients d'images PET.

## 6 Diffusion des résultats

### 6.1 Diffusion de produits

L'ensemble du projet participe à l'élaboration d'une bibliothèque de fonctions de traitement d'images N-dimensionnelles, EpidaureLib. Cette bibliothèque, écrite en C, représente actuellement environs 40000 lignes de code. Des accords de commercialisation ont été établis, par exemple avec la société Focus Médical (cf. ci-dessus), pour permettre une large diffusion des travaux de recherches de l'équipe. Cette bibliothèque a été mise à la disposition de plusieurs équipes de recherche, à titre gracieux, en 1996:

- Département d'ingénierie de l'université d'Oxford,
- Magnetic Resonance and Image Analysis Research Center de Liverpool,
- Laboratoire de recherche en imagerie médicale de l'université de Louvain,

- Laboratoire des technologies de la communication de l'ETH-Zentrum de Zürich,
- L'Institut de neuroscience cognitive Max Planck de Leipzig,
- Laboratoire de vision et de visualisation géométrique de l'université de Montréal,
- Département d'anatomie de l'université CaseWestern Reserve de Cleveland,
- Société NOESIS, pour évaluation.

Deux logiciels d'extraction d'isosurfaces (ISOSURF) et de modèles déformables (SM et XSNAKES), mis au point par H. Delingette, ont été mis à disposition à titre gracieux aux centres de recherche suivant :

- L'Institut Français du Pétrole,
- L'université d'Oxford,
- L'Institut de recherche contre le cancer de l'appareil digestif,
- Société NOESIS.

Un logiciel de visualisation d'images volumiques mis au point par G.Malandain (XVIEWER), a été mis à disposition à titre gracieux aux centres de recherche suivant :

- Département d'anatomie de l'université CaseWestern Reserve de Cleveland,
- L'Institut de recherche contre le cancer de l'appareil digestif,
- Le centre Antoine Lacassagne à Nice.

Les résultats des recherches concernant l'examen de cardiologie nucléaire repos-effort ont été rassemblés dans le logiciel pour le recalage des études de perfusions myocardiques *Cardio-Match*. Ce logiciel est en phase d'industrialisation par Focus-Médical. Ce module a été écrit par Jérôme Declerck, Jacques Feldmar, Grégoire Malandain et Fabienne Betting.

## 6.2 Formation

### 6.2.1 Enseignement universitaire

Le projet est très actif dans ce domaine, puisque tous les chercheurs ont participé à des actions d'enseignement dans des grandes écoles ou à l'université.

- **École Centrale de Paris** : cours de reconnaissance des formes et traitement d'images (24h). Responsable N. Ayache, avec la participation de H. Delingette (5h),
- **École des Mines de Paris** : cours de vision par ordinateur d'une semaine à Sophia-Antipolis. co-responsable N. Ayache, avec la participation de H. Delingette (3h) et J-P. Thirion (3h) (cours commun avec l'ISIA),
- **École des Ponts et Chaussées** : cours de vision pour la robotique (15h). Responsable N. Ayache, avec la participation de H. Delingette (3h),
- **École Nationale Supérieure des Techniques Avancées** : cours de vision par ordinateur d'une semaine organisé à Sophia-Antipolis (21h). Responsable N. Ayache, avec la participation de R. Deriche, H. Delingette (3h), J.-P. Merlet, G. Giraudon, J.P. Thirion(6h),
- **Université Paris-Orsay** : module de vision par ordinateur du DEA d'informatique (33h). Responsable N. Ayache, avec la participation de J-P. Thirion (3h).

- **Institut Eurecom** : participation au cours de modélisation et acquisition de scènes tridimensionnelles : H. Delingette (4h),
- **Université de Nice Sophia-Antipolis** : module de spécialisation sur l'imagerie volumique pour le DEA Aravis. Responsable J.P. Thirion (12h) avec la participation de H. Delingette (3h).
- **École pour les Études et la Recherche en Informatique et Électronique (ERIEE)** : cours d'imagerie médicale (6h). Responsable G. Malandain (6h).

### 6.2.2 Autres enseignements

Grégoire Malandain a enseigné un cours intitulé «Imagerie et Oncologie» (3 heures) au cours de l'École d'été francophone organisée par le centre Antoine Lacassagne.

### 6.2.3 Jurys de thèse

- **N. Ayache** a participé aux jurys des thèses de E. Bainville (TIMB, Grenoble), G. Subsol (Ecole Centrale de Paris), M. Bro-Nielsen (IMM, Danemark), E. Cuchet (General Electric et hôpital de la Pitié-Salpêtrière, Paris), S. Fernández-Vidal (université de Nice Sophia-Antipolis), P. Schroeter (EPFL, Lausanne), L. Launay (Ecole Centrale, Paris), P-Y. Bondiau (thèse de médecine soutenue à l'université de Nice).
- **G. Malandain** a participé au jury de thèse de S. Fernández-Vidal (université de Nice Sophia-Antipolis), P-Y. Bondiau (thèse de médecine soutenue à l'université de Nice).
- **J-P. Thirion** a participé au jury de thèse de G. Subsol (Ecole Centrale de Paris).
- **H. Delingette** a participé au jury de thèse de J-M. Nicod, (Ecole Normale de Lyon).

### 6.2.4 Thèses

- Thèses en cours :
  1. Márta Fidrich, «L'étude multiéchelle des caractéristiques différentielles dans les images médicales 3D», université Paris XI.
  2. Stéphane Cotin, «Aide à l'apprentissage et simulation de chirurgie endoscopique», université de Nice Sophia-Antipolis.
  3. Luc Soler, «Construction d'un atlas électronique du foie destiné à un simulateur chirurgical», université Paris XI.
  4. Jérôme Declerck, «Étude de la dynamique cardiaque par analyse d'images tridimensionnelles», université Nice Sophia-Antipolis.
  5. Johan Montagnat, «Étude de modèles déformables pour la modélisation géométrique et l'analyse statistique de structures anatomiques», ENS Cachan.
  6. Karl Krissian, «Diffusion Anisotrope en trois dimensions, applications à l'extraction de vaisseaux dans les images médicales», ENS Cachan.
- Thèses soutenues en 1996 dans le projet :
  1. Sara Fernández-Vidal «Mise en correspondance d'images 3D médicales multimodales», Université de Nice Sophia-Antipolis. Soutenance le 13 septembre 1996.
  2. Xavier Pennec «L'incertitude dans les problèmes de reconnaissance et de recalage - application en imagerie médicale et biologie moléculaire», Ecole Polytechnique. Soutenance 5 décembre 1996.

### 6.2.5 Stages

Le projet a accueilli les stagiaires suivants :

- Pierre-Yves Bondiau, « Reconstruction informatique du globe oculaire à partir des images scanner, IRM et de fundographie : utilisation pour le traitement des tumeurs oculaires », DEA Rayonnements et imagerie en médecine (université Toulouse III Paul Sabatier), 8 mois,
- Guillaume Calmon, « Analyse de lésions cérébrales », Ecole des Mines de Paris, 3 mois,
- Alexandre Guimond, « Constitution et exploration automatique de bases de données d'images médicales tridimensionnelles », ESSI université de Nice Sophia-Antipolis, 5 mois,
- Karl Krissian, « Diffusion anisotrope d'images cérébrales 3D et segmentation matière blanche / matière grise » DEA d'Informatique de Paris XI (Orsay) en collaboration avec l'ENS-Cachan, 7 mois,
- Johan Montagnat, « Segmentation d'images médicales volumiques à l'aide de maillages déformables contraints », DEA d'Informatique de Paris XI (Orsay) en collaboration avec l'ENS-Cachan, 7 mois,
- Frédéric Nahon, « Recalage d'images par maximisation d'information mutuelle », stage d'option scientifique, école Polytechnique, 3 mois.

### 6.3 Organisation de conférences

N. Ayache a participé au comité d'organisation des conférences suivantes :

- European Conference on Computer Vision, ECCV'96, Cambridge, UK,
- Mathematical Methods in Biomedical Images, MMBIA'96, San-Francisco, USA,
- Visualisation in Biomedical Computing, VBC'96, Hamburgh, Allemagne,
- Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'97, USA,
- NSF workshop, Robotics and Computer Assisted Medical Interventions, Bristol, UK,
- Computer Assisted Radiology, CAR'96, Paris,
- Medecine Meets Virtual Reality, MMVR'96, San Diego, USA,
- Reconnaissance des formes et intelligence artificielle, RFIA'96, Rennes.

N. Ayache, G. Malandain et J-P. Thirion ont participé au comité d'organisation de la conférence Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, et Medical Robotics and Computer Assisted Surgery, CVRMed-MRCAS'97, Grenoble.

J-P. Thirion a participé au comité d'organisation de Eurographics'96, Poitiers, 1996.

H. Delingette a participé au comité de programme de Interface des mondes réels et virtuels, Montpellier, 1996.

## 6.4 Participation à des conférences et colloques

Plusieurs membres du projet EPIDAURE ont été invités à présenter leur travaux lors de conférences ou colloques :

- Gérard Subsol a été invité à présenter les applications médicales de la Réalité virtuelle lors d'une journée d'étude organisée par l'école nationale d'ingénieurs de Brest.
- Grégoire Malandain a été invité par l'institut Max-Planck de Leipzig (Allemagne) des neurosciences cognitives pour une visite de 3 jours et une présentation de ses travaux sur la topologie discrète.
- Hervé Delingette a été invité à faire un exposé sur la réalité virtuelle à l'Institut National de Recherche sur les Transports et leur Sécurité (INRETS) à Arcueil. Il a présenté les applications médicales de la Réalité virtuelle au palais de la découverte lors d'une journée organisée par l'institut cinématographique scientifique.
- Hervé Delingette a été invité au NSF Workshop, «Robotics and Computer Assisted Medical Interventions» qui eu lieu a Bristol, UK.
- Stéphane Cotin a présenté ses travaux lors des quatrièmes journées de travail du groupe de travail «Réalité Virtuelle» (GT-RV) à Rennes.
- Eric Bardinnet a présenté son travail de thèse lors d'une réunion du GT3 «Modèles déformables dynamiques» du GDR-PRC Isis organisée le vendredi 26 janvier 1996 sur le thème «Évolutions non-rigides'».

D'autre part, tous les membres du projet EPIDAURE ont participé à de nombreuses conférences internationales et nationales, dont on trouvera le détail dans la liste des publications.

## 6.5 Divers

Stéphane Cotin, Jean-Marie Clément et Hervé Delingette ont présenté, dans un stand de démonstration, les travaux sur la simulation de chirurgie hépatique, lors de la conférence «Interface des mondes réels et virtuels» à Montpellier[461].

# 7 Publications

## Livres et monographies

- [439] N. AYACHE (réd.), *First international conference on computer vision, virtual reality and robotics in medicine, CVRMed'95*, Nice, France, Springer Verlag, April 1995. Lecture Notes in Computer Science.
- [440] O. BALET, R. CAUBET, J.-P. JESSEL, G. SUBSOL (réd.), *Journées Nationales Réalité Virtuelle*, IRIT, Toulouse (France), octobre 1996.

## Thèses

- [441] E. BARDINET, *Modèles déformables contraints - applications à l'imagerie cardiaque*, thèse de doctorat, université Paris IX Dauphine, décembre 1995.
- [442] P.-Y. BONDIAU, *L'œil virtuel*, thèse de doctorat, université de Nice – Sophia-Antipolis, octobre 1996, thèse de médecine.
- [443] J. FELDMAR, *Recalage rigide, non-rigide et projectif d'images médicales tridimensionnelles*, thèse de doctorat, École Polytechnique, décembre 1995.

- [444] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, *Squelettes et outils de topologie discrète : application à l'imagerie médicale 3D*, thèse de doctorat, université de Nice Sophia-Antipolis, septembre 1996.
- [445] X. PENNEC, *L'Incertitude dans les problèmes de reconnaissance et de recalage – applications en imagerie médicale et biologie moléculaire*, thèse de doctorat, Ecole Polytechnique, Décembre 1996.
- [446] G. SUBSOL, *Construction automatique d'atlas anatomiques morphométriques à partir d'images médicales tridimensionnelles*, thèse de doctorat, École Centrale Paris, décembre 1995.

## Articles et chapitres de livre

- [447] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics», *Medical Image Analysis 1*, 2, 1996, also INRIA Research Report RR-2797, INRIA Sophia-Antipolis, February 1996.
- [448] H. DELINGETTE, G. SUBSOL, «L'Image dans la Réalité Virtuelle», in : *Nouvelles Interfaces Homme-Machine*, ARAGO, 18, Observatoire Français des Techniques Avancées, 1996.
- [449] J. FELDMAR, N. AYACHE, «Rigid, Affine and Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces», *The International Journal of Computer Vision 18*, 2, May 1996.
- [450] A. GUIMOND, G. SUBSOL, J.-P. THIRION, «Automatic MRI Database Exploration and Applications», *Int. J. on Pattern Recognition and Artificial Intelligence (IJPRAI)*, 1996, A paraître.
- [451] C. NASTAR, N. AYACHE, «Frequency-based Nonrigid Motion Analysis: Application to Four Dimensional Medical Images», *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 18*, 11, novembre 1996.
- [452] N. ROBERTS, G. SUBSOL, J. P. THIRION, M. PUDDEPHAT, G. W. WHITEHOUSE, «Automatic Analysis of Deformation of the Cerebral Ventricles», *Magnetic Resonance Material in Physics, Biology and Medicine 4*, 2, 1996, p. 62–63.
- [453] J.-P. THIRION, «The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces», *International Journal of Computer Vision 19*, 2, August 1996, p. 115–128.
- [454] J.-P. THIRION, «New Feature Points based on Geometric Invariants for 3D Image Registration», *International Journal of Computer Vision 18*, 2, May 1996, p. 121–137.

## Communications à des congrès, colloques, etc.

- [455] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Tracking medical 3D data with a deformable parametric model», in : *4th European Conference on Computer Vision (ECCV'96)*, R. Cipolla (réd.), vol 1, Cambridge, avril 1996.
- [456] P.-Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, P. CHAUVEL, «Projet de reconstruction tridimensionnelle de l'œil à partir des images scanners, IRM et de fundographie. Utilisation pour la protonthérapie des tumeurs oculaires», in : *35<sup>ème</sup> Congrès de la société française des physiciens d'hôpital*, Toulouse, France, 6-8 juin 1996.
- [457] P. CHAUVEL, W. SAUERWEIN, N. BORNFIELD, W. FRIEDRICHS, N. BRASSART, A. COURDI, J. HÉRAULT, J.-P. PIGNOL, P.-Y. BONDIAU, G. MALANDAIN, «Clinical and Technical Requirements for Proton Treatment Planning of Ocular Diseases», in : *First International Symposium on Special Aspects of Radiotherapy*, Berlin (Germany), May 3–6 1996.
- [458] S. COTIN, H. DELINGETTE, N. AYACHE, «Real Time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation», in : *Visualization in Biomedical Computing, Proceedings, Lecture Notes in Computer Science, 1131*, Springer Verlag Heidelberg-New York, septembre 1996.
- [459] S. COTIN, H. DELINGETTE, J.-M. CLEMENT, V. TASSETTI, J. MARESCAUX, N. AYACHE, «Volumetric Deformable Models for Simulation of Laparoscopic Surgery», in : *Proceedings of the International Symposium on Computer and Communication Systems for Image Guided Diagnosis and Therapy, Computer Assisted Radiology (CAR), International Congress Series, 1124*, Elsevier, juin 1996.

- [460] S. COTIN, H. DELINGETTE, J.-M. CLÉMENT, V. TASSETTI, J. MARESCAUX, N. AYACHE, «Geometric and Physical Representations for a Simulator of Hepatic Surgery», in : *Medecine Meets Virtual Reality IV, Interactive Technology and the New Paradigm for Healthcare*, IOS Press, p. 139–151, janvier 1996.
- [461] S. COTIN, H. DELINGETTE, J.-M. CLÉMENT, V. TASSETTI, J. MARESCAUX, N. AYACHE, «Simulation de chirurgie hépatique avec système de retour de forces», in : *Interface to Real and Virtual Worlds*, AJIIMD, p. 139–148, mai 1996.
- [462] J. DECLERCK, J. FELDMAR, M. GORIS, F. BETTING, «Automatic Registration and Alignment on a Template of Cardiac Stress & Rest SPECT Images», in : *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, juin 1996. (Aussi Rapport de Recherche INRIA numéro 2770).
- [463] J. FELDMAR, G. MALANDAIN, J. DECLERCK, N. AYACHE, «Extension of the ICP Algorithm to Non-Rigid Intensity-Based Registration of 3D Volumes», in : *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, San Francisco, California, USA, June 21-22 1996.
- [464] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, G. MALANDAIN, «Squelettes euclidiens d'objets  $n$ -dimensionnels», in : *10ème Congrès Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle (RFIA'96)*, AFCET - AFIA, Rennes, France, 16-18 janvier 1996.
- [465] M. FIDRICH, «Iso-surface Extraction in 4D with Applications related to Scale Space», in : *Discrete Geometry for Computer Imagery*, Lyon, nov 1996.
- [466] S. GILLES, M. BRADY, J.-P. THIRION, N. AYACHE, «Bias Field Correction and Segmentation of MR Images», in : *Visualization in Biomedical Computing, VBC'96*, Hamburg (D), September 1996.
- [467] M. GORIS, J. DECLERCK, J. FELDMAR, N. AYACHE, W. PACE, «Quantification of myocardial perfusion studies after a morphological match to a template», in : *Western Regional Meeting, Society of Nuclear Medicine*, juillet 1996.
- [468] O. MIGNECO, J.-P. THIRION, M. BENOIT, G. MALANDAIN, P. ROBERT, N. AYACHE, J. DARCOURT, «Une étude TEMP d'activation mnésique réalisée grâce à des recalages d'images 3D», in : *Actes du congrès sur la Méthodologie en imagerie fonctionnelle cérébrale*, Lyon, France, décembre 1996.
- [469] X. PENNEC, N. AYACHE, «Quelques problèmes posés par la gestion des primitives géométriques en vision par ordinateur», in : *Journées ORASIS*, May 1996.
- [470] X. PENNEC, N. AYACHE, «Randomness and Geometric Features in Computer Vision», in : *IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'96)*, San Francisco, California, USA, June 1996.
- [471] X. PENNEC, «Multiple Registration and Mean Rigid Shape - Application to the 3D case», in : *Image Fusion and Shape Variability Techniques (16th Leeds Annual Statistical Workshop)*, university of Leeds, UK, July 1996.
- [472] R. RÖNNINGREN, M. LILJENSTAM, J. MONTAGNAT, R. AYANI, «Transparent Incremental State Saving in Time Warp Parallel Discrete Event Simulation», in : *10th Workshop on Parallel And Distributed Simulation*, mai 1996.
- [473] G. SUBSOL, J. P. THIRION, N. AYACHE, «A General Scheme for Automatically Building 3D Morphometric Anatomical Atlases: application to a Skull and a Brain Atlas», in : *16th L.A.S.R. Workshop Image Fusion And Shape Variability Techniques*, p. 115–122, Leeds (UK), juillet 1996.
- [474] G. SUBSOL, J. P. THIRION, N. AYACHE, «Application of an Automatically Built 3D Morphometric Brain Atlas: Study of Cerebral Ventricle Shape», in : *VBC'96*, K. H. Höhne (éd.), *Lecture Notes in Computer Science*, Springer-Verlag, Hamburg (D), septembre 1996.
- [475] G. SUBSOL, J. P. THIRION, N. AYACHE, «Some applications of an automatically built 3D morphometric skull atlas», in : *Computer Assisted Radiology*, H. Lemke, K. Inamura, A. Farman, F. Vannier (éd.), p. 339–344, Paris (France), juin 1996.
- [476] G. SUBSOL, J. P. THIRION, N. AYACHE, «Une méthode générale pour construire automatiquement des atlas anatomiques morphométriques : application à un atlas du crâne», in : *Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle, 1*, AFCET/AFIA, p. 159–168, Rennes, janvier 1996.

- [477] J.-P. THIRION, G. SUBSOL, D. DEAN, «Cross Validation of Three Inter-Patients Matching Methods», in : *Visualization in Biomedical Computing, VBC'96*, Hamburg (D), September 1996.
- [478] J.-P. THIRION, «Non-Rigid Matching using Demons», in : *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'96*, San Francisco, California, USA, June 1996.
- [479] J. WEST, M. FITZPATRICK, M. WANG, B. DAWANT, C. MAURER, R. KESSLER, R. MACIUNAS, C. BARRILLOT, D. LEMOINE, A. COLLIGNON, F. MAES, P. SUETENS, D. VANDERMEULEN, P. VAN DEN ELSSEN, P. HEMLER, S. NAPEL, T. SUMANAWEEERA, B. HARKNESS, D. HILL, C. STUDHOLME, G. MALANDAIN, X. PENNEC, M. NOZ, G. MAGUIRE, M. POLLACK, C. PELIZZARI, R. ROBB, D. HANSON, R. WOODS, «Comparison and evaluation of retrospective intermodality image registration techniques», in : *Medical Imaging 1996: Image Processing, SPIE proceedings series, 2710*, Newport Beach, California, USA, February 10-15 1996.

## Rapports de recherche et publications internes

- [480] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Analyzing the deformation of the left ventricle of the heart with a parametric deformable model», *Research report n°2797*, INRIA, Sophia-Antipolis, février 1996.
- [481] P.-Y. BONDIAU, *Reconstruction informatique du globe oculaire à partir des images scanner, IRM et du FO : utilisation pour le traitement des tumeurs oculaires*, Mémoire, DEA de l'université de Toulouse III Paul Sabatier, septembre 1996.
- [482] G. CALMON, *Détection et mesure de variation de volume de lésions cérébrales dans des images médicales 3D*, stage ingénieur de l'école des mines de paris, École des Mines de Paris, septembre 1996.
- [483] J. DECLERCK, J. FELDMAR, N. AYACHE, «Definition of a 4D continuous polar transformation for the tracking and the analysis of LV motion», *rapport de recherche n°3039*, INRIA, novembre 1996.
- [484] J. DECLERCK, J. FELDMAR, M. GORIS, F. BETTING, «Automatic Registration and Alignment on a Template of Cardiac Stress & Rest SPECT Images», *rapport de recherche n°2770*, INRIA, février 1996.
- [485] S. FERNÁNDEZ-VIDAL, G. MALANDAIN, «Squelettes euclidiens d'objets discrets n-dimensionnels», *rapport de recherche n°2771*, INRIA, 2004 route des Lucioles BP 93, 06902 Sophia Antipolis Cedex, France, janvier 1996, soumis à *Image and Vision Computing*.
- [486] A. GUIMOND, *Constitution et exploration automatique de bases de données d'images médicales tridimensionnelles*, Mémoire, DEA de l'université de Nice Sophia Antipolis, juin 1996.
- [487] K. KRISIAN, *Diffusion anisotrope d'images cérébrales 3D et segmentation matière blanche / matière grise*, Mémoire, DEA de l'université de Paris IX, septembre 1996.
- [488] J. MONTAGNAT, *Segmentation d'images médicales volumiques à l'aide de maillages déformables contraints*, Mémoire, DEA de l'université d'Orsay et Ecole Normale Supérieure de Cachan, septembre 1996.
- [489] X. PENNEC, N. AYACHE, «Randomness and Geometric Features in Computer Vision», *rapport de recherche n°2820*, INRIA, March 1996.
- [490] L. ROBERT, G. MALANDAIN, «Fast Binary Image Processing Using Binary Decision Diagrams», *rapport de recherche n°3001*, INRIA, 2004 route des Lucioles BP 93, 06902 Sophia Antipolis Cedex, France, octobre 1996.

## Divers

- [491] J.-P. THIRION, N. AYACHE, O. MONGA, A. GOURDON, «Device for processing Three-Dimensional Image Information with Extraction of Significant Lines», US Patent, number 5499322, March 1996.

## 8 Abstract

### 8.1 Aims

The goal of the Epidaure project is the automatic interpretation of volume (3D) images.

Main applications are in the medical field. They concern the automatic diagnosis and the simulation and control of complex medical gestures (neurosurgery, endoscopy, radiotherapy, etc. . .).

### 8.2 Research actions

3D images are mainly produced by the CT Scanner, Magnetic Resonance Imagery (MRI), ultrasound echography, or nuclear medicine tomography. They describe physical and physiological properties of points within a **volume**.

Automatic processing is required to help spatial registration of images taken at different times (evolution of a pathology), fusion of multimodality images (which are complementary), analysis of deformable motion (e.g. the heart), registration with anatomical atlases (e.g. the brain), extraction of useful quantitative parameters for diagnosis, simulation of surgery and coupling of medical imagery with medical robotics.

The theoretical problems addressed are the following: surface active edges, discrete 3D topology, non-polyhedral complex 3D shape modelling, matching rigid and non-rigid 3D shapes, analysis of motion and textures, geometric tomography, interactive 3D visualisation, eye-hand interaction and virtual reality. We also address the problem of software and hardware integration.

### 8.3 Industrial actions

The project has industrial relationships with numerous partners, including General-Electric Medical Systems. A company in Grenoble, Focus Médical, is transferring part of our research software towards industry.

Moreover, scientific collaborations exist within National, European and International contracts, with the hospitals in Nice, Marseille (La Timone), Strasbourg (IRCAD), Grenoble (TIMC), London (Guy's hospital) and Boston (Harvard Medical school), with the universities of Oxford (England), USC (California), MIT (Boston), and Stanford.