

Rapport INRIA 1994 — Programme 4
Epidaure, Projet Images, Diagnostic
Automatique, Robotique

PROJET EPIDAURE

3 mai 1995

PROJET EPIDAURE

Epidaure, Projet Images, Diagnostic Automatique, Robotique

Localisation : *Sophia-Antipolis*

Mots-clés : analyse du mouvement (1, 15), déformation (1, 17), EPIDAURE (1), espace multi-échelle (6), fusion de données (7, 11–14), géométrie (15), géométrie différentielle (5, 6, 14), image volumique (1), imagerie médicale (1, 4), interaction 3D (1), interprétation d'image (1, 5), invariant géométrique (5, 14), maillage adaptatif (7, 15), mécanique des solides (13), mise en correspondance d'images (1, 13), modélisation des tissus (1), modélisation en biologie (15), modélisation géométrique (20, 22), réalité virtuelle (1, 27), recalage d'image (7, 11, 12, 14), reconnaissance des formes (15), robotique médicale (1), simulation (20), simulation chirurgicale (1), singularité (5, 6), surface déformable (11, 20, 22), vision 3D (20, 22), visualisation scientifique (1).

1 Composition de l'équipe

Responsable scientifique

Nicholas Ayache, DR Inria

Secrétariat

Françoise Pezé, SAR

Personnel Inria

Hervé Delingette, CR, depuis le 01/10/94

Grégoire Malandain, CR

Jean-Philippe Thirion, CR

Ingénieur expert

Fabienne Betting

Chercheurs invités

Mike Brady, Professeur (Oxford), depuis le 01/09/94

Chercheurs extérieurs

Laurent Cohen, CNRS-Paris Dauphine 9

Jean-Marie Rocchisani, Hôpital Avicenne, Bobigny

Chercheurs post-doctorants

Chahab Nastar, à partir du 01/11/94 au M.I.T, USA

Chercheurs doctorants

Éric Bardinnet, MESR

Serge Benayoun, INRIA

Morten Bro-Nielsen, TUD, Danemark depuis le 01/09/94

Stéphane Cotin, MESR, depuis le 01/10/94

Jérôme Declerck, PACA-INRIA, depuis le 01/10/94

Hervé Delingette, jusqu'au 30/09/94

Jacques Feldmar, MESR

Marta Fidrich, MESR

Alexis Gourdon, MESR

Chahab Nastar, PONTS-INRIA, jusqu'au 30/10/94

Xavier Pennec, DRET, X

Gérard Subsol, INRIA

Sara Vidal-Fernández, HCM

Stagiaires de DEA

Benoît Hozjan, du 14/02/94 au 30/06/94

Luc Soler, du 12/03/94 au 21/10/94

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 décrivent les propriétés physiques ou physiologiques de chaque point d'un *volume*.

Les objectifs visés sont : le calcul de paramètres quantitatifs utiles au diagnostic, le recalage spatial d'images monomodales (évolution temporelle) ou multimodales (complémentarité des sources d'imagerie), la superposition avec un atlas anatomique informatisé, l'analyse des mouvements déformables, la simulation d'opérations chirurgicales, le couplage de l'*imagerie médicale* avec la *robotique médicale*. La problématique scientifique s'articule autour de 5 grands thèmes :

- 1. Segmentation volumique :** dans la continuation des travaux précédemment effectués par le projet sur les méthodes de segmentation véritablement tridimensionnelles, l'accent a été mis cette année sur la segmentation automatique des images du cerveau pour le recalage d'images multimodales, et sur la squelettisation robuste de formes volumiques.
- 2. Représentations géométriques et anatomiques :** nous avons poursuivi la recherche d'invariants géométriques différentiels à la fois caractéristiques et robustes, incluant les lignes de courbures extrémales. Une étude multi-échelle de ces invariants est en cours. Nous étudions la construction d'un atlas anatomique des lignes de crêtes dans les images de la tête, et la mise en correspondance de cet atlas avec des images anatomiques. Un algorithme original de simplification des représentations polyédriques a été découvert et implémenté avec succès. Par ailleurs, une modélisation des images mammographiques a été entreprise pour faciliter le diagnostic précoce du cancer du sein.
- 3. Recalage rigide et déformable :** l'effort de recherche a été poursuivi pour automatiser complètement les algorithmes de recalage rigide de formes tridimensionnelles dans le cas d'images monomodales et multimodales, et permettre leur transfert industriel.

De nouvelles méthodes ont été introduites pour recalculer de manière non-rigide des formes anatomiques complexes, tout en préservant la mise en correspondance des régions de fortes courbures qui correspondent souvent à des invariants anatomiques. De nouveaux outils de recalage de surfaces et de courbes spatiales avec des images planes ont également été découverts et appliqués dans le

cadre d'applications en réalité augmentée pour la chirurgie et la radiologie interventionnelle.

4. **Analyse du mouvement:** il s'agit d'analyser des séquences spatio-temporelles d'images IRM, de médecine nucléaire et échographiques du cœur en mouvement. Le projet consacre depuis 3 ans un effort important sur ce sujet, et des résultats importants ont été obtenus pour du calcul local du mouvement et l'extraction de paramètres globaux. Nous avons utilisée une approche variationnelle, des modèles paramétriques déformables, et l'analyse modale et spectrale.
5. **Simulation chirurgicale:** nous étudions l'introduction de modèles déformables et d'outils de *réalité virtuelle* pour réaliser un *simulateur d'intervention chirurgicale*; La recherche a porté principalement sur la modélisation géométrique et physique de certaines structures anatomiques.

3 Action de recherche

3.1 Segmentation volumique

3.1.1 Segmentation automatique du cerveau dans les images IRM

Participant : Grégoire Malandain

Lors de la fusion de données multimodales (paragraphe 3.3.3), nous postulons que nous disposons d'une segmentation des objets à recalcr. Cet outil ayant une application privilégiée dans le cadre de l'imagerie cérébrale, l'objet à segmenter est le cerveau. Si les images sont fonctionnelles (*Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT)* ou *Positron Emission Tomography (PET)*) la segmentation peut se faire par un simple seuillage. Par contre, la segmentation des images anatomiques (généralement de l'imagerie par résonance magnétique (IRM)) est beaucoup plus difficile. Cette difficulté est encore accrue par la diversité des machines et des protocoles d'acquisition. Nous avons exploré une première approche consistant à :

1. trouver automatiquement la plage de niveaux de gris où se trouve le cerveau (malheureusement, après seuillage le cerveau se trouve encore connecté à d'autres structures),
2. mettre en oeuvre ensuite des outils topologiques et morphologiques permettant de sélectionner exclusivement le cerveau : là encore, les éléments structurants et les relations de voisinage utilisés sont choisis automatiquement.

Cette approche donne de bons résultats préliminaires : le cerveau a été segmenté avec succès dans des images provenant de différentes machines (plus de 10 images traitées).

Cependant la plage de niveaux de gris associée à un tissu peut varier dans l'image (le long des coupes) ce qui perturbe notre approche. Nous cherchons actuellement à résoudre ce problème.

3.1.2 Squelettisation d'objets 3D

Participants : Grégoire Malandain, Sara Fernández-Vidal

Le squelette est un outil qui sert à décrire les propriétés globales des objets, en particulier leur forme. En imagerie médicale, ce type de représentation devient de plus en plus utilisé pour l'identification, la reconnaissance et la mise en correspondance des objets médicaux. La plupart des techniques mises au point pour trouver le squelette des objets 2D ne sont pas adaptées au cas tridimensionnel. Nous avons développé une méthode pour obtenir le squelette d'objets de dimension quelconque. Notre approche est basée sur la carte des distances euclidiennes, grâce à laquelle nous pouvons connaître, pour chaque point de l'objet, le vecteur qui pointe vers le point du contour le plus proche. Nous pouvons faire une caractérisation locale des points du squelette, en étudiant le comportement local de ces vecteurs. Nous avons défini deux paramètres qui peuvent nous aider à régler le niveau de détail du squelette et qui introduisent un espace-échelle naturel pour celui-ci.

3.2 Représentations géométriques et anatomiques

3.2.1 Images 3D, Surfaces et Géométrie Différentielle

Participant : Jean-Philippe Thirion



Figure 1 : Squelette d'un objet tridimensionnel. À la différence de squelettes obtenus par amincissements successifs, celui-ci est invariant par transformation rigide.

Nous avons poursuivi nos travaux concernant l'extraction d'invariants géométriques à partir d'images tri-dimensionnelles ([9], [36], [34]). A la suite de nos travaux concernant l'extraction de courbes caractéristiques (lignes de crêtes), et de points caractéristiques (points extrémaux) [35], nous avons :

- défini un nouvel invariant des surfaces 3D appelé *extrémalité Gaussienne* (E_g).
- montré comment cet invariant permet de définir et d'extraire un maillage de la surface, invariant par transformations rigides, que nous avons nommé *maillage extrémal*.
- démontré, sur des exemples synthétiques et réels, la stabilité de ce maillage.

Nous espérons, dans un proche avenir, utiliser ce maillage extrémal pour l'interprétation de surfaces d'organes (crâne, cerveau, ventricules, coeur), pour la construction d'atlas anatomiques, et pour le recalage inter-patients.

3.2.2 Géométrie Différentielle et Espace Multi-échelle

Participants : Marta Fidrich, Jean-Philippe Thirion

Nous avons mis au point une technique permettant l'extraction automatique des orbites de singularités dans l'espace multi-échelle [41]. Nous avons appliqué cette technique à l'extraction des "points de coins" (points du contour d'un objet ayant une courbure extrême), dans le cas d'études multi-échelle d'images 2D.

Nous avons également étudié plusieurs critères pour déterminer la stabilité de ces singularités à travers les différentes échelles d'étude, utilisant

les orbites de ces singularités dans l'espace multi-échelle (ici un espace 3D: 2D + échelle).

Nous concentrons maintenant nos efforts sur l'application de cette technique au cas des images 3D (espace multi-échelle 4D: 3D + échelle), avec comme objectif la réalisation d'outils automatiques de recalage d'images de patients différents, basés sur une approche multi-échelle.

3.2.3 Création automatique d'un atlas anatomique

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

Nous nous sommes intéressés au problème de la construction automatique d'un atlas anatomique à partir d'images médicales. L'atlas est formé de lignes de crête. En effet, nous avons pu constater que les lignes de crête sont d'une part une représentation simplifiée de l'objet étudié et d'autre part, qu'elles possèdent des propriétés de stabilité anatomique. Nous extrayons les lignes de crête de plusieurs images (scanner pour le crâne, résonance magnétique pour le cerveau) et nous essayons de les mettre en correspondance afin de trouver un jeu moyen de lignes communes et des paramètres de variabilité. Le recalage est effectué suivant une méthode globale fondée sur des transformations polynomiales itérées.

Les premiers résultats nous ont permis de créer les structures topologiques d'atlas de lignes de crête du crâne et du cerveau. Nous travaillons actuellement sur des algorithmes de moyenne et d'étude des variabilités des lignes de crête afin d'obtenir des atlas précis et quantitatifs.

Ces travaux ont donné lieu à deux publications dans des conférences internationales [32], [33] et un rapport de recherche [43].

3.2.4 Simplification de maillages surfaciques quelconques

Participant : Alexis Gourdon

Il n'est pas rare qu'une image médicale 3D comporte plus d'une centaine de plans avec une résolution de 256x256 voire 512x512 pour chaque plan. L'extraction brute d'une iso-surface dans une telle image 3D par l'algorithme du "*Marching Cubes*" peut alors comporter plusieurs centaines de milliers de polygones. Même sur les stations de travail graphiques

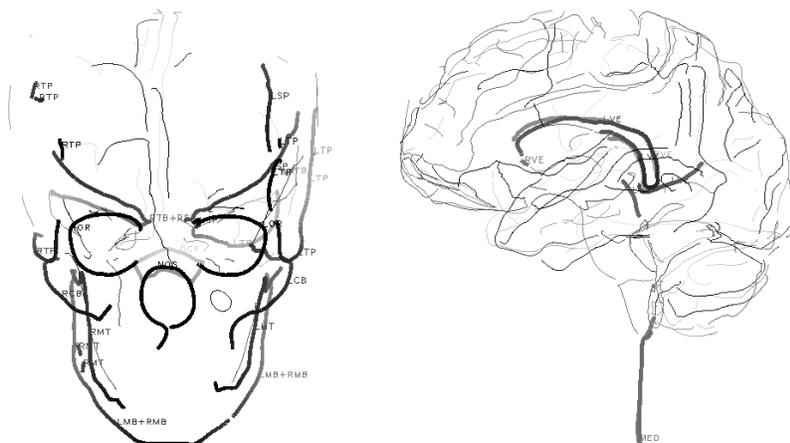


Figure 2 : À gauche, les lignes de crête anatomiquement stables d'un crâne sont automatiquement détectées et étiquetées (par exemple, les orbites, les tempes, la ligne mandibulaire ou le foramen occipital). À droite, le même algorithme appliqué aux lignes de crête du cerveau permet, en particulier, de détecter et d'étiqueter la moelle épinière et les deux ventricules.

les plus modernes, cela peut provoquer des problèmes de stockage, et la vitesse du rendu peut devenir excessivement lente.

Une nouvelle approche pour diminuer le nombre de points et de facettes sur des maillages surfaciques orientables (qui ne sont pas nécessairement des triangulations) est en cours de développement. Elle consiste à enlever des sommets et des arêtes du maillage dans des régions de faible courbure, tout en préservant la topologie du maillage. Pour cela le nombre de composantes connexes du maillage ainsi que sa caractéristique d'Euler ($\chi = F - A + S$ où F , A et S désignent respectivement le nombre de facettes, arêtes et sommets du maillage) doivent être conservés. Quand un pourcentage relativement important des points est éliminé, les facettes deviennent très irrégulières. Cet inconvénient peut être réduit grâce à une étape de régularisation qui consiste à déplacer les points du maillage (voir figure 3). Sur des données provenant d'images médicales, plus de la moitié des points peuvent être enlevés tout en gardant une qualité satisfaisante (voir figures 4 et 5).

Un article a été soumis sur ce sujet à la conférence internationale CVRMed'95.

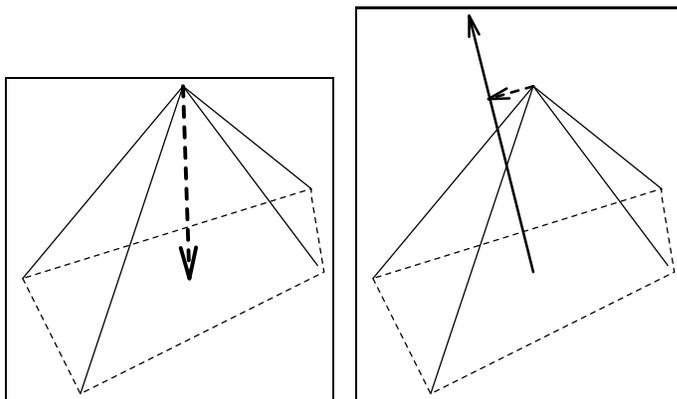


Figure 3 : À gauche : régularisation sans contrainte de forme, le point est déplacé vers le barycentre de ses voisins. À droite : notre régularisation, on projette le point sur la normale définie par ses voisins

3.2.5 Traitement des images mammographiques pour un diagnostic précoce du cancer du sein

Participant : Mike Brady

Nous avons développé un modèle du processus d'acquisition des images mammographiques et de l'anatomie du sein. De ce modèle dérivent les algorithmes de traitement que nous mettons en oeuvre.

La modélisation de l'anatomie du sein est une image H_{int} , donnant en chaque point la proportion de graisse relative aux tissus intervenant lors de la formation des tumeurs. Nous avons ensuite développé des algorithmes pour la reconstruction automatique de cette image H_{int} à partir d'une acquisition mammographique, et pour son analyse. La figure 6 montre une telle image H_{int} : la hauteur en avant et à gauche est une tumeur que l'on peut détecter avec des algorithmes développés par l'équipe Epidaure.

La modélisation du processus d'acquisition des images mammographiques nous permet également de les reconstruire en éliminant le bruit. En particulier, nous avons développé un algorithme pour éliminer la composante de radiation dispersive qui donne un aspect flou aux images. Ensuite, nous détectons les structures curvilignes (SCL) correspondant aux vaisseaux sanguins, aux canaux galactophores et aux fibres. L'éli-

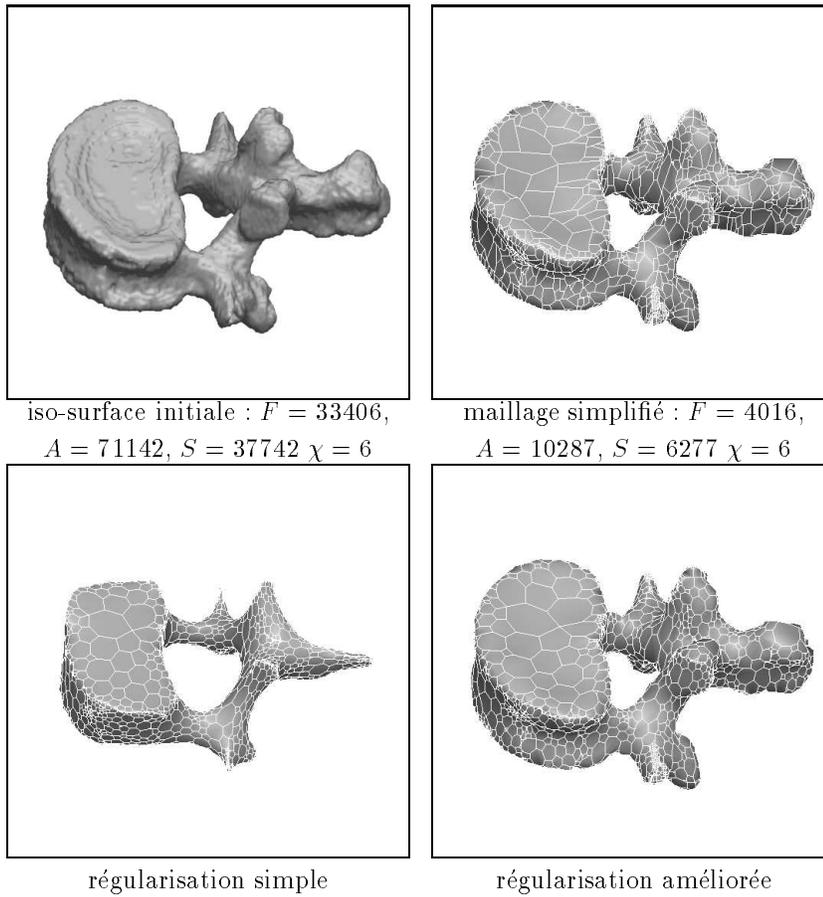


Figure 4 : Simplification et régularisation sur l'iso-surface d'une vertèbre; les points ont été enlevés dans les régions de faible courbure

mination de ces structures permet d'identifier des tumeurs potentielles pour une classification ultérieure.

Nous étudions maintenant, *inter alia*, la fusion des données mammographiques avec d'autres images, en particulier IRM, en utilisant des algorithmes développés par le projet Epidaure.

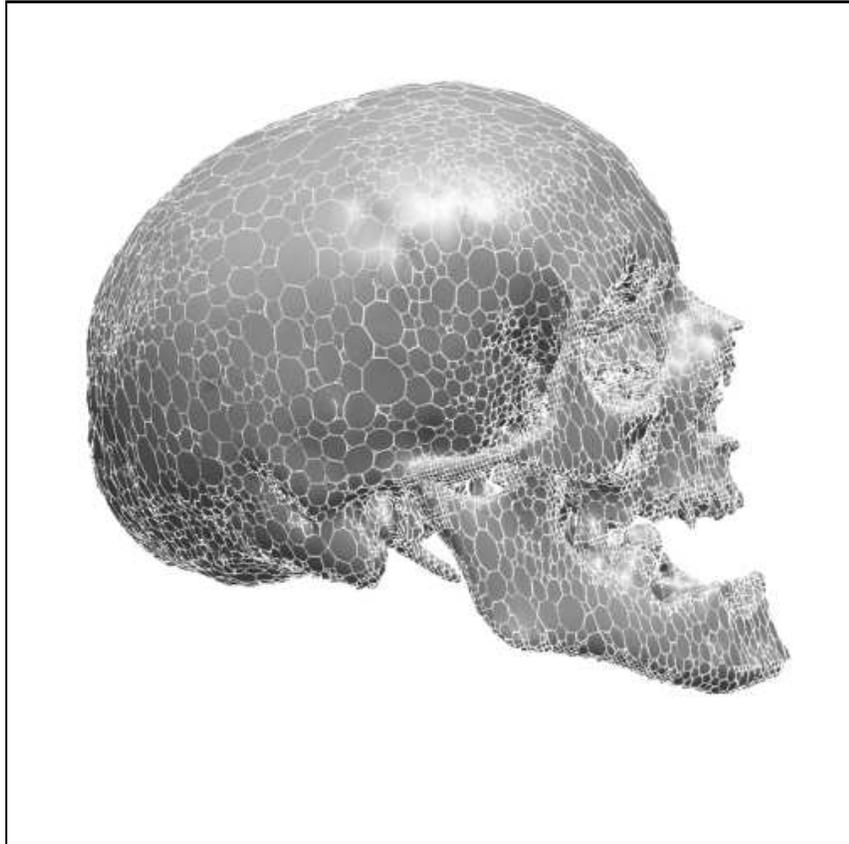


Figure 5 : Maillage simplifié et régularisé d'un crâne (plus de la moitié des sommets du maillage ont été enlevés du maillage initial de l'iso-surface).

3.3 Recalage rigide et déformable

3.3.1 Appariement non rigide de formes 3D

Participants : Jacques Feldmar, Nicholas Ayache, Jérôme Declerck

Étant données deux surfaces tridimensionnelles provenant, soit d'un même organe chez deux patients différents (cerveaux, crânes), soit d'un organe déformable à deux instants différents (coeur), le problème est de trouver la correspondance point à point entre les deux surfaces. L'algorithme est itératif et tend à rapprocher les points de forme locale

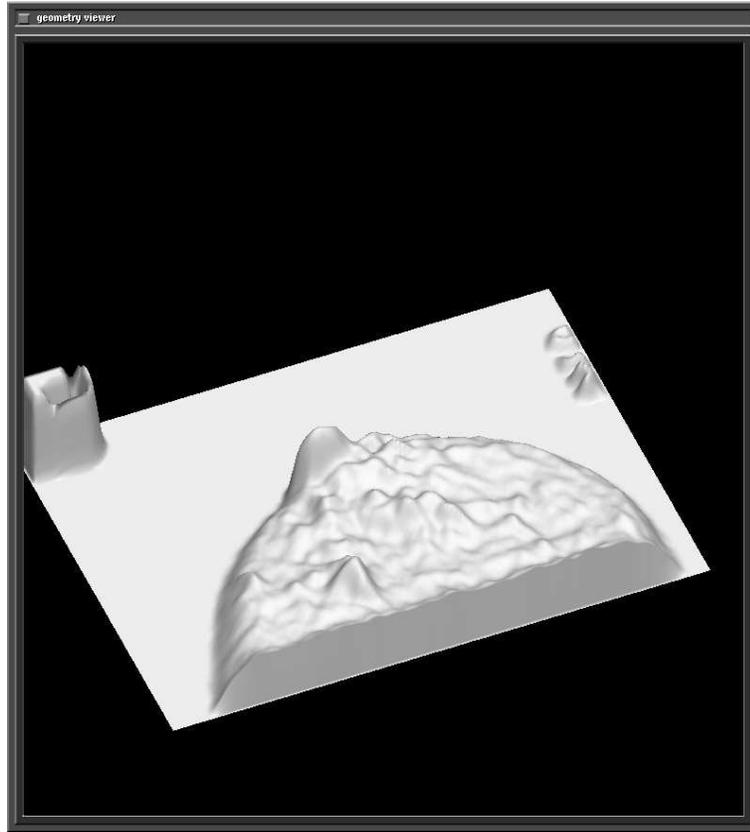


Figure 6 : L'image H_{int} calculée automatiquement à partir d'une mammographie, après lissage par un filtre Gaussien de taille 5.

similaire en déformant une des deux surfaces grâce à une transformation *localement affine* ou une transformation *spline* [21, 20, 6].

Une des applications importante de cet algorithme est la mise en correspondance d'images nucléaires 3D du coeur au repos et à l'effort.

3.3.2 Appariement d'une forme 3D et d'une projection 2D

Participants: Jacques Feldmar, Nicholas Ayache, Fabienne Betting, Frédéric Devernay (Robotvis)

Étant données une image volumique (CT/IRM) pré-opératoire d'un patient, et une image 2D de ce patient (vidéo ou radiographie) le problème

est de trouver la transformation projective qui superpose l'image 3D sur l'image 2D. Le principe est de trouver d'abord une estimée de la transformation en utilisant des invariants semi-différentiels, puis de minimiser une distance que nous définissons entre l'objet 3D et l'image 2D.

Une application importante de ce recalage est la réalité augmentée pour l'extraction des tumeurs en neurochirurgie. Il s'agit de superposer sur une image vidéo de la tête du patient, le cerveau du patient (ainsi que la tumeur) avec un effet de transparence. Le but est de fournir au neurochirurgien l'impression de voir "à travers" la tête du patient et de l'aider à planifier son opération (figure 7). Une autre application est la mise en correspondance entre une image 3D des vaisseaux du cerveau et une angiographie de ces vaisseaux (figure 8).



Figure 7 : La connaissance de la transformation géométrique entre l'image IRM de la tête de Grégoire Malandain et une image vidéo de ce chercheur permet d'une part de colorer l'image IRM (à gauche) et d'autre part de voir en transparence son cerveau (à droite).

3.3.3 Recalage 3D d'images multimodales

Participants : Grégoire Malandain, Sara Fernández-Vidal, Jean-Marie Rocchisani

Nous avons poursuivi et approfondi les travaux précédents (RA92 et RA93). En particulier, nous présentons une nouvelle heuristique permettant d'éviter encore mieux les minima locaux de l'énergie à minimiser [24, 25].

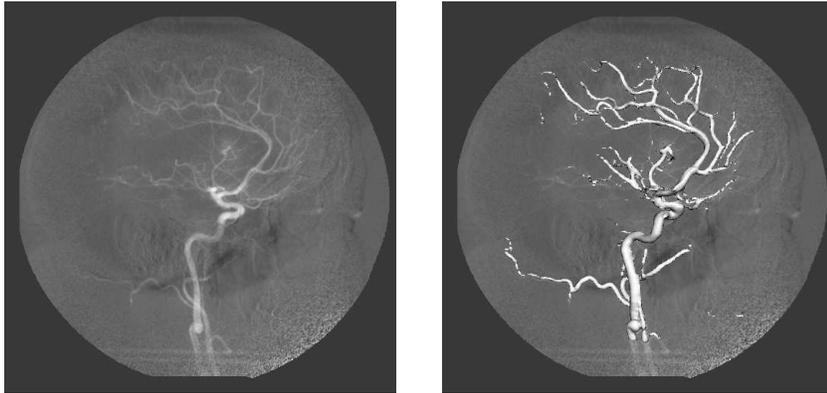


Figure 8 : La superposition du modèle 3D des vaisseaux du cerveau sur l'angiographie (à droite) permet de mieux comprendre la forme 3D des vaisseaux que l'angiographie seule (à gauche).

Ce travail va être publié en tant que rapport de recherche et soumis à une revue internationale.

3.3.4 Recalage d'une courbe sur une surface

Participants : Alexis Gourdon, Nicholas Ayache

Nous avons poursuivi et approfondi les travaux précédents (RA93). Ces travaux ont donné lieu à une publication dans une conférence internationale [22].

3.3.5 Identification automatique de structures anatomiques

Participants : Jérôme Declerck, Gérard Subsol, Jean-Philippe Thirion, Nicholas Ayache

Nous avons utilisé l'algorithme de mise en correspondance décrit dans le paragraphe 3.2.3 pour trouver des appariements de points entre des images volumiques de deux patients différents. Nous modélisons alors un champ de déformations tridimensionnel à l'aide de produits tensoriels de B-splines (voir l'action de recherche *Recalage de points 3D et déformations* dans le rapport d'activité 93) afin de superposer une image sur l'autre.

Si nous appliquons cette méthode entre une image IRM du cerveau d'un patient et un atlas anatomique, nous pouvons identifier automatiquement certaines structures cérébrales.

Un article a été accepté sur ce sujet à la conférence internationale CVRMed'95.

3.3.6 Recalage de sous-structures 3D dans les protéines

Participants : Xavier Pennec, Nicholas Ayache

La plupart des actions biologiques des protéines dépendent de parties précises de leur structure 3D que l'on nomme *motifs*. La découverte automatique de motifs 3D se correspondant entre protéines apparaît comme un problème de reconnaissance classique en vision par ordinateur.

L'action a consisté à développer un nouvel algorithme de reconnaissance et recalage de sous-structures 3D basé sur des techniques de hachage géométrique, pouvant s'appliquer à la fois aux protéines et aux images médicales. Le point clé de la méthode est l'introduction d'une *base euclidienne* 3D attachée à chaque acide aminé (ou à chaque point extrémal), ce qui permet l'utilisation de 6 invariants et l'obtention d'une méthode de faible complexité (quadratique dans le nombre de "points"). Une analyse précise de la propagation des erreurs dans l'étape de prétraitement et l'introduction du filtre de Kalman étendu assurent l'efficacité et la robustesse lors de la reconnaissance. Les étapes de regroupement des appariements compatibles et de vérification itérative augmentent encore la robustesse globale de l'algorithme. Nos résultats expérimentaux, tant sur les protéines qu'avec les points extrémaux, confirment la validité de l'approche et la stabilité remarquable des 6 invariants utilisés pour le recalage [42, 31].

3.4 Analyse du mouvement

3.4.1 Calcul local du mouvement 2D et 3D

Participant : Serge Benayoun

Le calcul local du mouvement dans des séquences d'images spatio-temporelles constitue un des objectifs les plus attractifs en vision par ordinateur et un enjeu médical de première importance. Le calcul de ca-

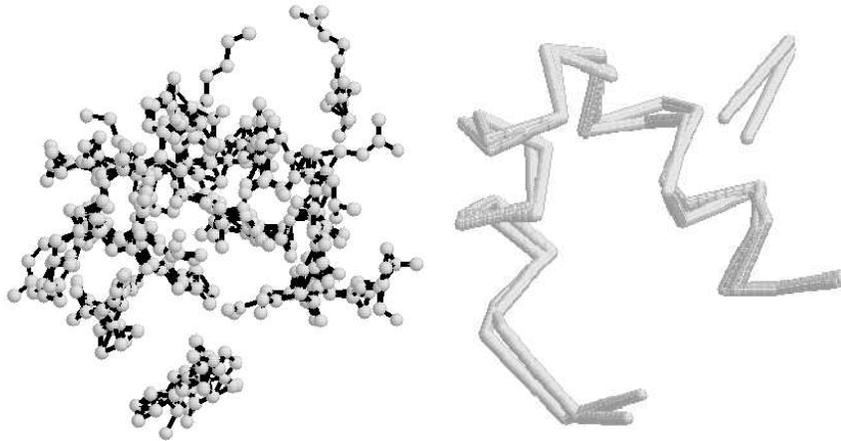


Figure 9 : Comparaison des protéines 2CRO (63 acides aminés) et 2WRP (108 acides aminés). Seules les parties mises en correspondance sont présentées, soit 27 acides aminés. La vue de droite est une représentation synthétique des squelettes des protéines.

ractéristiques différentielles sur ces images (gradient, courbure) fournit des hypothèses de correspondance pour le suivi des points.

Nous avons développé une méthode de suivi local qui évite une modélisation préalable des objets traités. Elle est basée sur la résolution d'une équation aux dérivées partielles sur l'espace des fonctions de correspondance.

L'absence de modélisation nous oblige à appliquer un traitement numérique sur une image entière, ce qui entraîne un volume de calcul important. Pour le réduire, nous utilisons un maillage adaptatif, lequel conserve les propriétés topologiques et géométriques de l'image originale. Avec ces maillages non réguliers, et contrairement à la méthode des différences finis, la méthode des éléments finis permet d'approximer de manière satisfaisante la solution de l'équation sus-nommée.

Une fois le mouvement calculé, nous l'analysons par extraction des modes propres de déformation. Cette analyse permet d'obtenir une approximation à la fois fidèle et compacte du champ de vecteurs initial. Elle se révèle très utile pour comparer et classifier différentes séquences de cycle cardiaque [27].

Nous présentons des résultats expérimentaux sur des séquences temporelles d'images médicales 2D et 3D.

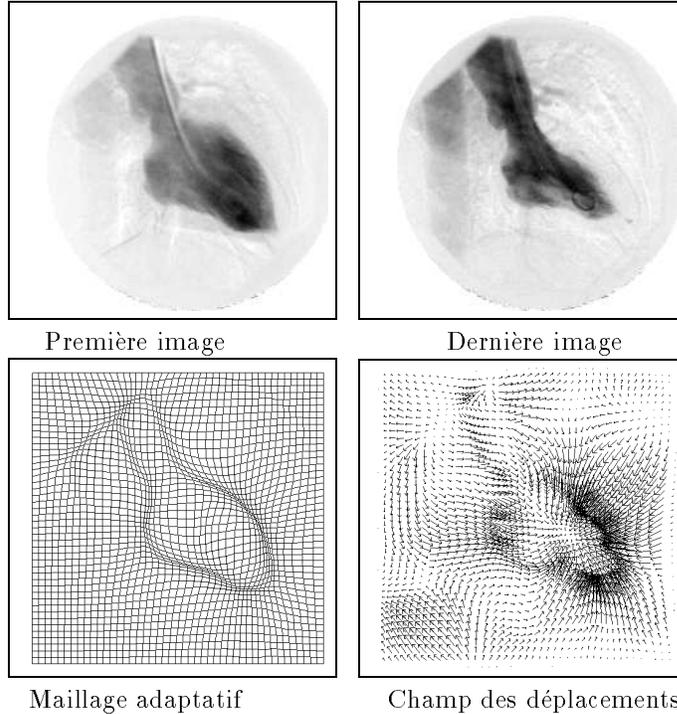


Figure 10 : Calcul du mouvement sur une séquence cardiaque 2D

3.4.2 Ajustement et suivi de données 3D par un modèle paramétrique déformable

Participants : Éric Bardinnet, Laurent Cohen, Nicholas Ayache

La représentation et le suivi de formes complexes dans des séquences d'images spatio-temporelles est une tâche difficile. Dans le domaine médical, l'imagerie cardiaque permet d'obtenir des séquences d'images 3D du ventricule gauche pendant un cycle cardiaque complet, et l'analyse de ces images peut conduire à une meilleure compréhension et surtout une meilleure prévention des accidents cardiaques.

Nous avons développé une méthode de représentation de ces images à l'aide de modèles paramétriques déformables. Nous supposons que

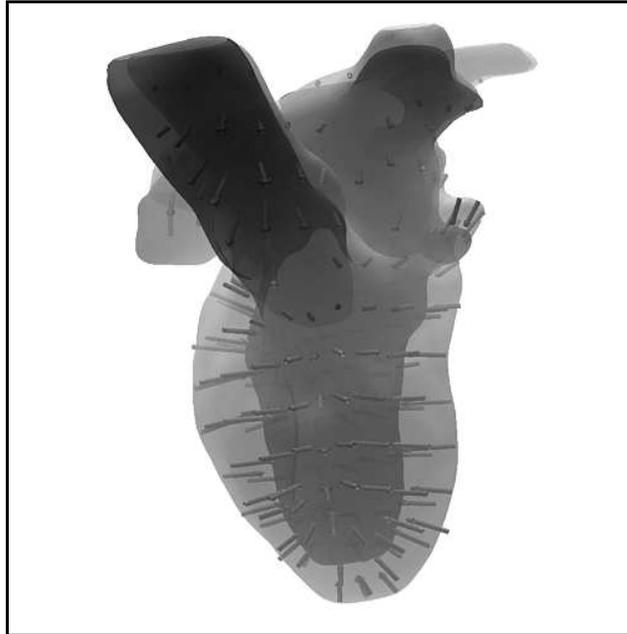


Figure 11 : Calcul du mouvement correspondant à la diastole sur une séquence cardiaque 3D

les images médicales originales, issues de la médecine nucléaire ou de l'IRM, ont déjà été segmentées, et que l'on dispose donc d'un ensemble de points 3D représentant par exemple la paroi externe du ventricule gauche. Notre algorithme se résume en deux étapes :

1. Ajustement d'une superquadrique sur le nuage de points issu des données par minimisation d'un critère aux moindres carrés.
2. Déformation de la superquadrique par déformations libres pour minimiser la distance de cette dernière aux données.

La première étape permet de disposer d'une surface paramétrée définie par 5 coefficients, auxquels s'ajoutent les 6 coefficients représentant la position spatiale (transformation rigide). Une fois cette initialisation effectuée, on calcule le champ de déplacement entre la superquadrique et les données, et la technique des déformations libres, introduite en synthèse d'images, permet de déformer la surface initiale pour approximer au mieux les données. Cette technique consiste à plonger la surface initiale dans une boîte de points de contrôle, et à déformer cette boîte

pour minimiser un critère donné. La surface est reliée à la boîte par un produit tensoriel de fonctions splines.

Finalement on obtient une représentation compacte des données, puisque la boîte de points de contrôle définit pleinement notre modèle. De plus ce modèle est paramétrique, ce qui permet de faire des mesures locales de suivi point à point sur la surface externe du ventricule cardiaque, par exemple. Cette modélisation devrait permettre une meilleure analyse du mouvement cardiaque, et à plus long terme conduire à une détection efficace des risques d'incidents.

Nous présentons des résultats expérimentaux d'ajustement et de suivi sur des séquences temporelles 3D.

3.4.3 Analyse modale et spectrale des déformations

Participants : Chahab Nastar, Nicholas Ayache

Le travail décrit dans le rapport d'activité 1993 a été poursuivi cette année, et a permis l'analyse d'images spatiotemporelles en quatre dimensions du ventricule cardiaque. Une thèse a été soutenue à l'École des Ponts et Chaussées [3]. Chahab Nastar effectue un post-doctorat INRIA au MEDIA-LAB du MIT, dans l'équipe du professeur Alex Pentland.

Nous avons amélioré la technique classique de l'analyse modale en développant les expressions analytiques des modes propres, selon différentes topologies du modèle [30].

L'analyse modale ouvre la voie à la représentation spectrale des déformations, qui permet leur comparaison et leur classification à des fins de diagnostic automatique [27]. Couplée à l'analyse de Fourier, elle permet un traitement spatio-temporel efficace du mouvement des surfaces déformables (notamment le mouvement de la paroi ventriculaire), prouvant ainsi l'intérêt de la méthode en analyse et en compression de mouvement [29, 28, 46].

La figure 13 montre l'application de cette méthode à l'analyse du ventricule gauche sur un cycle.

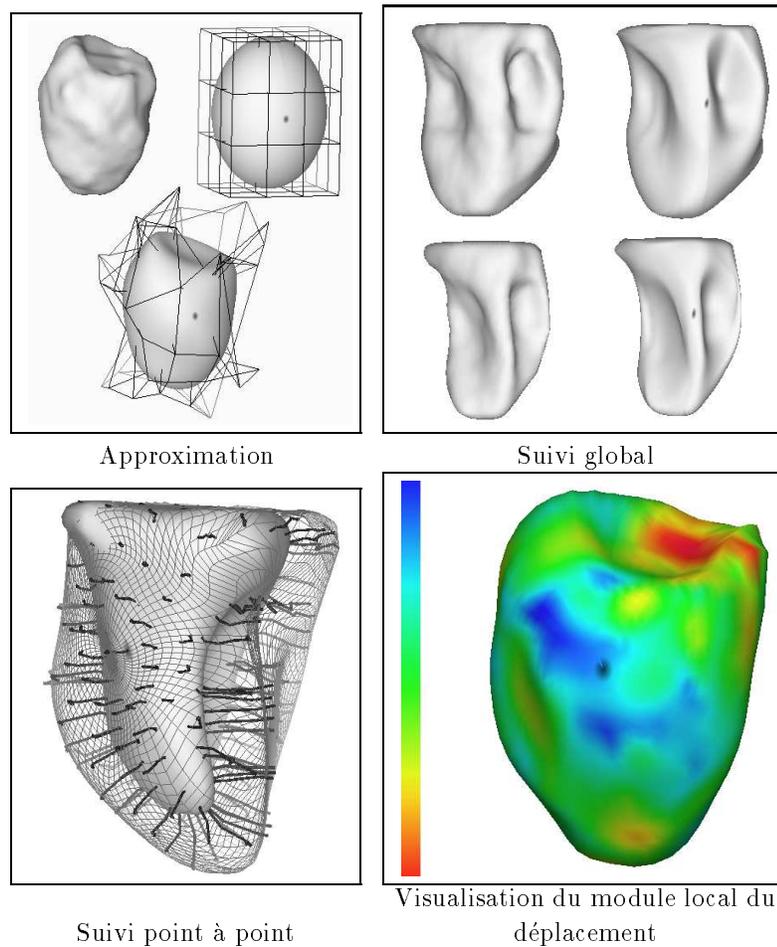


Figure 12 : Analyse du mouvement spatial du ventricule gauche cardiaque.

3.5 Simulation chirurgicale

3.5.1 Simulation de vidéo-chirurgie abdominale

Participants : Hervé Delingette, Luc Soler, Stéphane Cotin

La vidéo-chirurgie abdominale, encore appelée chirurgie endoscopique est une nouvelle technique chirurgicale permettant d'opérer un patient en évitant une ouverture traumatisante. Différents types d'instruments

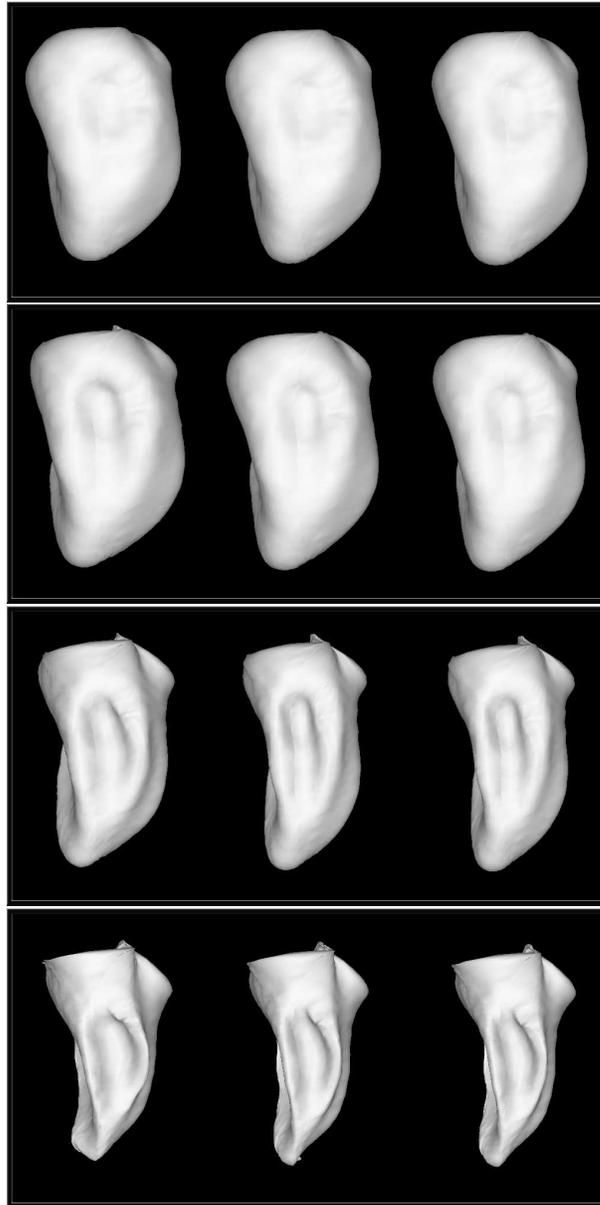


Figure 13 : Évolution spatio-temporelle du ventricule gauche: à gauche les données originales; au centre le mouvement synthétisé avec les modes spatiaux principaux; à droite à partir des modes spatio-temporels principaux (compression d'un facteur 1000).

sont introduits à l'intérieur du corps par de petits orifices (1 cm de diamètre maximum). Le chirurgien visualise le champ opératoire à l'aide d'une caméra reliée à une fibre optique. Outre le confort physique et esthétique du patient, cette nouvelle technique opératoire réduit les complications postopératoires et les coûts hospitaliers. Cependant, la difficulté opératoire est accrue par une visibilité et une accessibilité réduite de la zone à opérer.

Le but du simulateur de vidéo-chirurgie est par conséquent de faciliter l'apprentissage de cette technique opératoire notamment en permettant d'acquérir la nécessaire coordination oeil-main. L'intérêt d'un tel simulateur ne réside pas tant dans une modélisation photoréaliste de la cavité abdominale que dans l'interaction intuitive entre les différents instruments chirurgicaux et les modèles anatomiques. Nous avons isolé 5 gestes opératoires pouvant être simulés dans un premier temps, tels que le déchirement d'un tissu par ouverture de la pince, ou la suture après découpe.

La réalisation d'un tel simulateur nécessite une modélisation complexe des organes. Nous avons opté pour l'utilisation de *modèles volumiques déformables* appelés **3-maillages simplexes**. Ces maillages sont caractérisés par le fait que chaque sommet a 4 voisins, et ont une structure duale de celle des tétraèdrisations. Ces modèles volumiques ont été préférés à l'utilisation de modèles déformables surfaciques parce qu'ils permettent de modéliser de manière plus réaliste la déformabilité des organes. De plus deux opérations topologiques élémentaires ont été implémentées sur ces maillages volumiques permettant par combinaisons successives de simuler la suture ou le déchirement de tissus.

Les maillages volumiques sont initialisés comme des objets de topologie sphérique (voir figure 14(a)). Ils sont ensuite déformés pour modéliser fidèlement la forme d'un organe (voir paragraphe 3.5.2). Des capteurs tridimensionnels sont positionnés sur des instruments chirurgicaux, et permettent une interaction avec l'organe virtuel.

3.5.2 Extraction de modèles anatomiques à l'aide de modèles déformables

Participants : Hervé Delingette, Benoît Hozjan

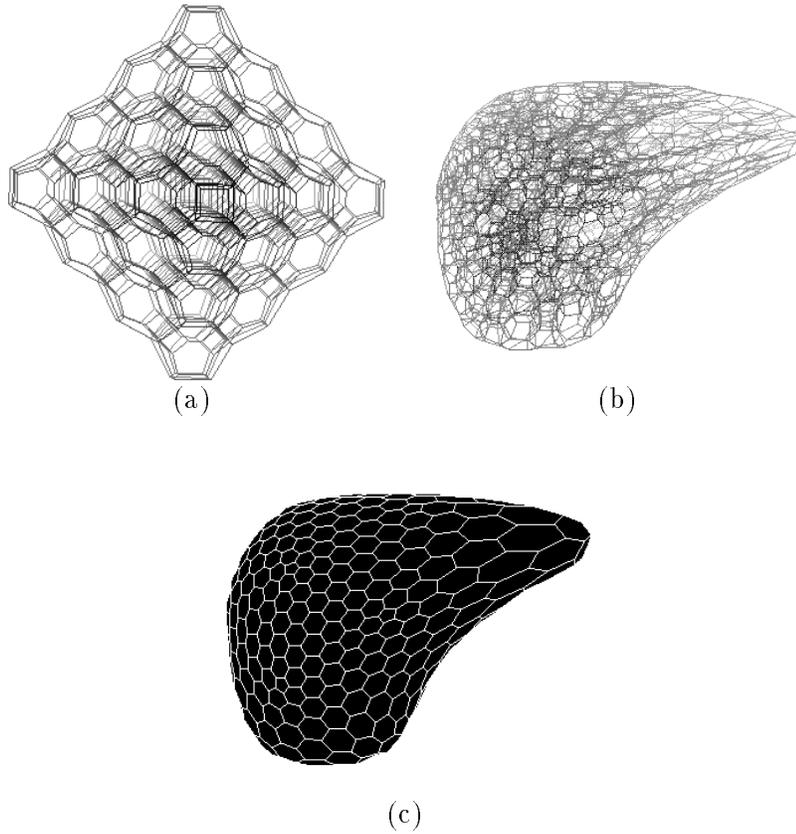


Figure 14 : (a) Un 3-maillage simplexe générique de topologie sphérique. (b) un modèle volumique de foie. (c) La surface du maillage volumique précédent. Le bord d'un 3-maillage simplexe est un 2-maillage simplexe.

La segmentation d'une entité 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 complexe. De plus, le contraste dans une image, est généralement insuffisant pour extraire ces surface à l'aide d'une isovaleur. Nous proposons une méthode de segmentation qui utilise la connaissance a priori sur la forme de l'objet à segmenter.

Dans un premier temps, on crée un modèle anatomique générique à partir d'une image fortement contrastée. Ces modèles sont représentés à l'aide de maillages simplexes surfaciques ou volumiques. Après d'éven-

tuelles opérations de morphologie mathématique sur l'image, le modèle anatomique est extrait à partir d'une isosurface. Une décimation du maillage simplexe est effectuée aux endroits de faible courbure. Un procédé itératif garantit à la fois la proximité du maillage aux données originales et la régularité topologique du maillage (voir figure 15).

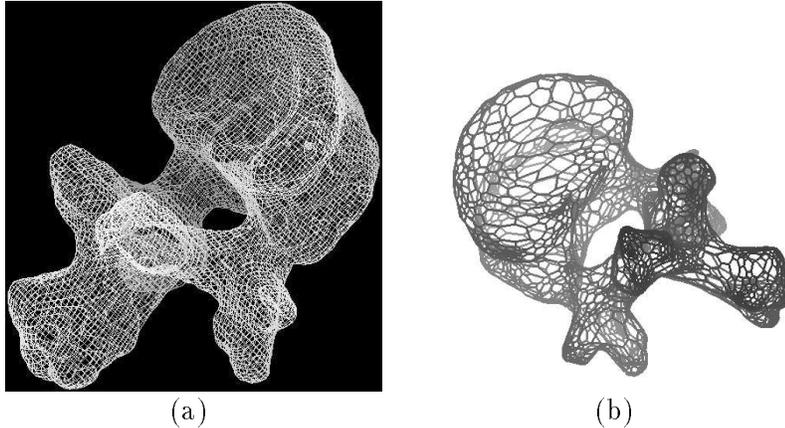


Figure 15 : (a) Isosurface correspondant à une vertèbre; (b) un maillage simplexe surfacique après réduction à 80 % du nombre de sommets.

Dans un deuxième temps, le maillage générique est utilisé pour segmenter une image de faible résolution et de faible contraste. Pour cela, on considère le maillage comme étant déformable. Une force régularisante est appliquée sur les maillages simplexes qui les contraint à conserver le plus possible leur forme initiale, la forme des maillages simplexes étant décrite indépendamment de la rotation, translation et de changement d'échelle. Au cours de cette déformation, la topologie des maillages est conservée mais leur forme peut-être éventuellement modifiée. Cette méthode permet d'obtenir des modèles anatomiques complexes en utilisant de manière optimale l'information a priori sur l'objet à segmenter.

Ces modèles anatomiques peuvent être utilisés dans un simulateur de chirurgie (voir section 3.5.1).

3.5.3 Modèles élastiques d'objets 3D

Participant : Morten Bro-Nielsen

Le but de cette action est de modéliser de manière réaliste le comportement des tissus humains en utilisant des modèles volumiques 3D déformables et la théorie de l'élasticité 3D.

Une première application de modélisation des tissus mous pour la chirurgie craniofaciale a été réalisée. Elle comporte deux étapes :

1. un réseau actif 3D, qui est un cube 3D discrétisé en un réseau 3D de noeuds, est déformé pour s'ajuster à l'objet à modéliser;
2. ce réseau fournit une paramétrisation curviligne, qui est ensuite utilisée pour modéliser le comportement élastique de l'objet. Celui-ci peut être dû à des forces appliquées, ou au mouvement de structures internes comme les os.

Le comportement élastique est pour l'instant modélisé en utilisant des mesures d'énergie liées au tenseur métrique du solide. Nous étudions la définition de meilleures mesures d'énergie en utilisant la théorie de l'élasticité 3D.

4 Action industrielles

Nous poursuivons une collaboration importante avec la société **Digital Equipment Corporation**. Le contrat de recherche porte sur l'interprétation automatique des images tridimensionnelles, et implique à temps partiel la plupart des membres du projet.

Nous avons établi un nouveau contrat de recherche avec **General-Electric Medical Systems** (un des trois leaders mondiaux de l'imagerie médicale) sur la mise en correspondance d'images dans le cadre de la radiologie interventionnelle. Cette collaboration implique principalement J. Feldmar, G. Malandain et N. Ayache.

La diffusion de logiciels mis au point dans le projet est réalisée à travers un contrat avec la société **Focus Médical** (voir paragraphe 6.1).

De nouveaux contact ont été pris avec **Siemens** et **Philips**.

N. Ayache, G. Malandain, et J.-P. Thirion ont participé à des actions de conseil chez **Focus Médical**. N. Ayache est consultant chez **Matra Cap Systèmes**.

5 Actions nationales et internationales

5.1 Actions internationales

N. Ayache est rédacteur associé des revues *IEEE Transactions on Medical Imaging*, édité par IEEE, *International Journal on Computer Vision* édité par Kluwer, et depuis cette année de *International Journal of Image Understanding* (anciennement CVGIP-IU) édité par Academic Press. Il est assisté dans ces tâches par Françoise Pezé, assistante éditoriale, et par toute l'équipe, qui effectue régulièrement un important travail de relecture des articles soumis.

N. Ayache fait également parti du comité scientifique des conférences européennes et internationales de vision par ordinateur ICCV'95, ECCV'94, ainsi que des conférences internationales de reconnaissance de formes ICPR'94, et de visualisation des données médicales VBC'94. N. Ayache est également membre du comité de programme de 2 workshops IEEE sur l'imagerie médicale et le mouvement qui se sont tenus en 1994 aux USA. Toute l'équipe a participé à la relecture d'articles dans ce cadre.

Nous participons à une *Basic Research Action*, VIVA, sur la recherche d'invariants métriques utiles pour la reconnaissance des formes 3D, qui a impliqué en particulier N. Ayache, J. Feldmar, J.-P. Thirion et F. Betting. Nous avons une collaboration étroite avec le Media Lab au MIT (Pr. Alex Pentland), qui accueille Chahab Nastar en Post-Doc depuis le 1^{er} novembre 1994.

Nous participons à une collaboration dans le cadre NSF-INRIA avec USC (*University of South California*), University of Illinois at Urbana-Champaign et le MIT. Dans ce cadre, nous accueillons trois chercheurs du MIT début 1995, et nous avons accueilli avec le projet Robotvis le professeur Gérard Médioni en 1994.

Nous avons établi une collaboration avec l'Université de Louvain dans le cadre du programme Franco-Belge Tournesol, et une collaboration avec l'université de Czeged dans le cadre du programme Franco-Hongrois Balaton.

Nous avons également une collaboration scientifique avec l'université d'Utrecht (Hollande), le Guy's Hospital (Londres) et l'université de Zürich (Suisse).

Par ailleurs, l'équipe accueille depuis le 1^{er} septembre le professeur Michael Brady de l'université d'Oxford comme professeur invité INRIA pour une durée de neuf mois (voir paragraphe 3.2.5).

5.2 Actions nationales

5.2.1 Groupe de travail "Réalité Virtuelle"

Participants : Gérard Subsol, Nicholas Ayache, Hervé Delingette

Le Groupe de Travail "Réalité Virtuelle", créé mi-janvier 1994 sous l'égide du PRC-Communication Homme Machine, est animé par 3 membres du projet. Ce groupe est composé de 24 équipes de recherche dont 8 proviennent de l'industrie. Son but est d'organiser une réflexion sur l'apport de la réalité virtuelle au domaine de la vision, du traitement et de la synthèse d'images.

Nous avons organisé deux journées de travail : la première à Paris qui a permis de définir les objectifs scientifiques du groupe, la seconde à l'INRIA Sophia-Antipolis où une quarantaine de personnes ont pu assister pendant deux jours à une conférence invitée, des exposés scientifiques et des démonstrations.

D'autre part, nous publions une lettre électronique d'informations nommée REVERIES qui compte 50 abonnés au rythme d'un numéro tous les 10 jours.

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 environ 55000 lignes de code. Des accords de commercialisation ont été établis, par exemple avec la société **Focus Médical**, pour permettre une large diffusion des travaux de recherches de l'équipe.

Nous avons développé le programme de recalage d'images mono-modalité *EpiMatch*. Ce programme est entièrement automatique, et permet la comparaison d'images médicales 3D acquises à des moments différents

(par exemple, étude de l'évolution de la sclérose en plaque). Ce programme, intégré à la bibliothèque EpidaureLib, et ayant fait l'objet d'un dépôt de brevet international, est commercialisé indépendamment de Médian par Focus Médical. Ce module a été écrit par Jean-Philippe Thirion.

Les résultats des recherches présentées dans les paragraphes 3.1.1 (segmentation automatique du cerveau dans des images médicales) et 3.3.3 (recalage rigide 3D) ont été rassemblés au sein du logiciel de recalage automatique d'images médicales multimodales *SpectMatch*. Ce programme, intégré à la bibliothèque EpidaureLib, est commercialisé indépendamment de Médian par Focus Médical. Ce module a été écrit par Grégoire Malandain.

La maintenance de l'ensemble de la bibliothèque et les opérations de transfert vers Focus Médical sont assurées par F. Betting.

6.2 Organisation de Conférences

N. Ayache a participé à l'organisation d'un symposium sur l'analyse des images médicales à Stanford en Juin 1994, organisé conjointement par E. Grimson (MIT), T. Kanade (CMU), R. Kikinis et S. Wells (Harvard Medical School).

L'Inria organise la première conférence internationale sur la vision par ordinateur, la réalité virtuelle et la robotique appliqués à la médecine (**CVRMed'95**), qui se tiendra à Nice en Avril 1995. N. Ayache est le président de cette conférence, G. Malandain est le coordinateur scientifique, et J.P. Thirion est membre du comité de programme. M. Simonetti, C. Martin (bureau des colloques), et F. Pezé participent activement à son organisation.

Les 2^{èmes} journées de travail du groupe de travail "Réalité Virtuelle" se sont déroulées le 11 et 12 juillet à Sophia-Antipolis. N. Ayache, F. Betting, H. Delingette, L. Soler et G. Subsol ont participé à l'organisation, aux exposés et aux démonstrations.

Hervé Delingette et Nicholas Ayache ont été nommés responsables scientifiques d'une école d'été qui se déroulera à Sophia-Antipolis en juillet 1995 sur le thème de la réalité virtuelle, organisée par le CIMPA (UNESCO).

6.3 Enseignement

6.3.1 Grandes Écoles et Universités

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.

- N. Ayache : Responsable à l'École Centrale de Paris du cours de reconnaissance des formes et traitement d'images (24 heures), avec la participation de L. Cohen et J.-P. Thirion.

Professeur à l'École Nationale Supérieure des Techniques Avancées (module de Vision par Ordinateur du DEA d'informatique de Paris 11, 33 heures), avec la participation de L. Cohen, I. Herlin, G. Malandain, O. Monga et J.P. Thirion.

Maître de conférences à l'École des Ponts et Chaussées (15h).

Responsable d'un cours d'une semaine (21 h) organisé à Sophia-Antipolis pour les étudiants de l'ENSTA avec la participation de R. Deriche, G. Malandain, J.-P. Merlet, G. Giraudon, J.P. Thirion.

Participation à l'organisation et à l'enseignement (9 h) d'un cours d'une semaine à Sophia-Antipolis pour les étudiants des Mines de Paris et de l'ISIA.

Responsable d'un module de spécialisation sur l'imagerie volumique du DEA de Vision-Robotique de Sophia-Antipolis (15 h) (Université de Nice) avec la participation de G. Malandain, J.P. Thirion, H. Delingette.

- L. Cohen : Participation aux cours de Centrale (3 h), Mines (3 h), ENSTA (3 h) et INSTN (3 h).
- H. Delingette : Participation aux cours de synthèse d'images à l'institut Eurecom (6 h) ainsi qu'aux cours d'imagerie volumique au DEA Robotique et Vision de Sophia-Antipolis (3 h) (Université de Nice).
- G. Malandain : Participation aux enseignements du module de Vision par Ordinateur du DEA d'informatique de Paris 11 (3 h), et du DEA de Robotique et Vision de Sophia-Antipolis (6 h) (Université de Nice).
- J.P. Thirion : Participation aux enseignements du module de Vision par Ordinateur du DEA d'informatique de Paris 11 (3 h), et du

DEA de Robotique et Vision de Sophia-Antipolis (3 h) (Université de Nice).

6.3.2 Jurys de thèse

- N. Ayache a en particulier présidé le jury de thèse de C. Nastar à l'Ecole des Ponts et a participé aux jurys de thèse de H. Delingette (Centrale), P. Sautot (Grenoble), C. Brechbuhler (Zurich), E. Boix (Polytechnique), et au jury d'habilitation de Z. Zhang (Orsay).

6.4 Participation aux manifestations

N. Ayache a été invité à Singapour à la première conférence asiatique sur la neurochirurgie stéréotaxique, pour y présenter une conférence sur l'analyse des images médicales volumiques. Il a également été invité à donner 4 heures de cours lors de l'école d'été internationale sur l'imagerie médicale organisée à Berder (Morbihan) en Juin 1994.

N. Ayache et C. Nastar ont été invités à participer au "IEEE Workshop on Object Representation for Computer Vision" qui s'est tenu à New-York du 5 au 8 décembre 1994, et y ont présenté une conférence invitée.

M. Brady a présenté à la Royal Society de Londres, en juin 1994, la conférence annuelle "Clifford Paterson", sur le sujet "Seeing machines", illustrée par plusieurs exemples des travaux des projets Epidaure et Robotvis.

G. Malandain a présenté ses travaux sur le recalage d'images multimodales lors des Journées sur l'Imagerie Cérébrale organisées par le GDR TDSI (GT 3-5) les 18 et 19 mai 1994 à Telecom Paris.

E. Bardinnet a présenté ses travaux sur la représentation d'images cardiaques spatio-temporelles par des modèles paramétriques déformables lors des Journées sur l'Imagerie Cardiaque organisées par le GDR TDSI (GT 5) les 22 et 23 novembre 1994 à Telecom Paris.

Dans le cadre du projet Esprit BRA-VIVA, N. Ayache, F. Betting, J. Feldmar et J.P. Thirion ont participé à la réunion à Sophia, au *BRA workshop* à Stockholm et au *IVAR '94 workshop* à Louvain.

H. Delingette a été invité à présenter ses travaux à l'université du Wisconsin à LaCrosse.

H. Delingette et G. Subsol ont présenté le projet Epidaure ainsi que leur travaux à la Case-Western University de Cleveland (Ohio, Etats-Unis).

Toute l'équipe a présenté ses résultats au grand public lors des journées *Sciences en fête* organisé par le ministère de la recherche. Par ailleurs, un effort particulier a été fait pour la présentation de nos activités à travers le *World Wide Web*¹. Enfin, pratiquement tous les membres de l'équipe ont participé à des conférences et *workshops*, pour la plupart extrêmement sélectifs ; on se reportera à la bibliographie pour en avoir la liste.

7 Publications

Thèses

- [1] S. BENAYOUN, *Calcul Local du Mouvement, applications à l'imagerie médicale multidimensionnelle*, thèse de doctorat, Université Paris Dauphine, décembre 1994.
- [2] H. DELINGETTE, *Modélisation, Déformation et Reconnaissance d'objets tridimensionnels à l'aide de maillages simplexes*, thèse de doctorat, École Centrale de Paris, juillet 1994.
- [3] C. NASTAR, *Modèles physiques déformables et modes vibratoires pour l'analyse du mouvement non-rigide dans les images multidimensionnelles*, thèse de doctorat, École Nationale des Ponts et Chaussées, juillet 1994.

Articles et chapitres de livre

- [4] N. AYACHE, «Volume Image Processing in Medicine: Results and Challenges», *Image and Vision Computing*, 1994, Special issue on “promising new research tracks”, accepted for publication. Également un chapitre des actes du 4^{ème} Int. Symposium on Robotics Research (Hidden Valley), édité par MIT-Press, 1994.
- [5] G. BERTRAND, G. MALANDAIN, «A new characterization of three-dimensional simple points», *Pattern Recognition Letters* 15, 2, février 1994, p. 169–175.
- [6] J. FELDMAR, N. AYACHE, «Rigid, Affine and Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces», *the International Journal of Computer Vision*, 1994, Accepté pour publication. Disponible comme rapport de recherche INRIA 2220.

¹<http://www.inria.fr/epidaure/Epidaure-fra.html>

- [7] X. PENNEC, N. AYACHE, «An $O(n^2)$ Algorithm for 3D Substructure Matching of Proteins.», *in: Shape and Pattern Matching in Computational Biology*, A. Califano, I. Rigoutsos, et H. Wolson (éd.), Plenum Publishing, 1994.
- [8] J.-P. THIRION, «Direct Extraction of Boundaries from Computed Tomography Scans», *IEEE Transactions on Medical Imaging* 13, 2, juin 1994, p. 322–328.
- [9] J.-P. THIRION, «The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces», *International Journal of Computer Vision*, 1994, Accepted for publication (disponible en rapport de recherche INRIA n° 2149, décembre 1993).

Communications à des congrès, colloques, etc.

- [10] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Fitting 3-D Data Using Superquadrics and Free-Form Deformations», *in: 12th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'94)*, IAPR, p. 79–83, Jérusalem, Israël, octobre 9–13 1994.
- [11] E. BARDINET, L. COHEN, N. AYACHE, «Fitting of Iso-Surfaces Using Superquadrics and Free-Form Deformations», *in: IEEE Workshop on Biomedical Images Analysis (WBIA'94)*, Seattle, USA, juin 1994.
- [12] S. BENAYOUN, N. AYACHE, I. COHEN, «Adaptive meshes and nonrigid motion computation», *in: 12th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'94)*, IAPR, p. 730–732, Jérusalem, Israël, octobre 9–13 1994.
- [13] S. BENAYOUN, N. AYACHE, I. COHEN, «Mouvement de structures 2D déformables : Utilisation de caractéristiques géométriques différentielles», *in: Congrès de Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle*, p. 589–600, Paris, France, janvier 1994.
- [14] N. CERNEAZ, M. BRADY, «Finding curvilinear structures in mammograms», *in: Proceedings CVRMed*, Nice, France, avril 1995. Springer-Verlag (ed. N. Ayache).
- [15] H. DELINGETTE, G. SUBSOL, S. COTIN, J. PIGNON, «A Craniofacial Surgery Simulation Testbed», *in: Visualization in Biomedical Computing (VBC'94)*, octobre 1994.
- [16] H. DELINGETTE, G. SUBSOL, S. COTIN, J. PIGNON, «Simulation de chirurgie craniofaciale et réalité virtuelle», *in: L'interface des mondes réels & virtuels (IMRV'94)*, Troisièmes Journées Informatiques Internationales de Montpellier, p. 399–408, Montpellier (France), février 1994.

- [17] H. DELINGETTE, «Adaptive and Deformable models based on Simplex Meshes», *in: IEEE Workshop of Non-Rigid and Articulated Objects*, Austin, Texas, novembre 1994.
- [18] H. DELINGETTE, «Intrinsic Stabilizers of planar curves», *in: 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, p. 427–436, Stockholm, Sweden, mai 2–6 1994. Lecture Notes in Computer Science 801.
- [19] H. DELINGETTE, «Simplex Meshes: a General Representation for 3D Shape Reconstruction», *in: IEEE Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition 1994 (CVPR'94)*, Seattle, USA, juin 1994.
- [20] J. FELDMAR, N. AYACHE, «Locally Affine Registration of Free-Form Surfaces», *in: IEEE Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition 1994 (CVPR'94)*, Seattle, USA, juin 1994.
- [21] J. FELDMAR, N. AYACHE, «Rigid and Affine Registration of Smooth Surfaces using Differential Properties», *in: 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, p. 397–406, Stockholm, Sweden, mai 2–6 1994. Lecture Notes in Computer Science 801.
- [22] A. GOURDON, N. AYACHE, «Registration of a Curve on a Surface using Differential properties», *in: 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, p. 187–192, Stockholm, Sweden, mai 2–6 1994. Lecture Notes in Computer Science 801 (disponible en rapport de recherche INRIA n° 2145).
- [23] R. HIGHNAM, M. BRADY, B. SHEPSTONE, «A Representation for Mammographic Image Processing», *in: Proceedings CVRMed*, Nice, France, avril 1995. Springer-Verlag (ed. N. Ayache).
- [24] G. MALANDAIN, S. FERNÁNDEZ-VIDAL, J.-M. ROCCHISANI, «Improving Registration of 3-D Medical Images Using a Mechanical Based Method», *in: 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, p. 131–136, Stockholm, Sweden, mai 2–6 1994. Lecture Notes in Computer Science 801.
- [25] G. MALANDAIN, S. FERNÁNDEZ-VIDAL, J.-M. ROCCHISANI, «Rigid Registration of 3-D Objects by Motion Analysis», *in: 12th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'94)*, IAPR, p. 579–581, Jérusalem, Israël, octobre 9–13 1994.
- [26] P. MARAIS, A. ZISSERMAN, M. BRADY, «Accurate Shape Measurement in Medical Images using approximating Snakes», novembre 1994. submitted to IPMI.
- [27] C. NASTAR, N. AYACHE, «Classification of Nonrigid Motion in 3D Images using Physics-Based Vibration Analysis», *in: IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis (WBIA'94)*, Seattle, USA, juin 1994.

- [28] C. NASTAR, N. AYACHE, «Deformable 3D objects: using modes and FFT for a quantitative analysis of non rigid motion», *in: IEEE Workshop on Object Representation for Computer Vision*, New-York, USA, décembre 1994.
- [29] C. NASTAR, N. AYACHE, «Spatio-temporal analysis of nonrigid motion form 4D data», *in: IEEE Workshop of Non-Rigid and Articulated Objects*, Austin, Texas, novembre 1994.
- [30] C. NASTAR, «Vibration Modes for Nonrigid Motion Analysis in 3D Images», *in: 3rd European Conference on Computer Vision (ECCV'94)*, p. 231–236, Stockholm, Sweden, mai 2–6 1994. Lecture Notes in Computer Science 800.
- [31] X. PENNEC, N. AYACHE, «An $O(n^2)$ Algorithm for 3D Substructure Matching of Proteins.», *in: 1st International Workshop on Shape and Pattern Matching in Computational Biology*, juin 1994.
- [32] G. SUBSOL, J.-P. THIRION, N. AYACHE, «Non-Rigid Registration for Building 3D Anatomical Atlases», *in: 12th International Conference on Pattern Recognition (ICPR'94)*, IAPR, p. 576–578, Jérusalem, Israël, octobre 9–13 1994.
- [33] G. SUBSOL, J.-P. THIRION, N. AYACHE, «Steps Towards Automatic Building of Anatomical Atlases», *in: Visualization in Biomedical Computing (VBC'94)*, R. A. Robb (éd.), Rochester (Minnesota) (USA), octobre 1994.
- [34] J.-P. THIRION, «The Extremal Mesh and the Understanding of 3D Surfaces», *in: IEEE Workshop on Biomedical Images Analysis (WBIA'94)*, p. 3–12, Seattle, USA, juin 1994.
- [35] J.-P. THIRION, «Extremal Points : definition and application to 3D image registration», *in: IEEE Proceedings of Computer Vision and Pattern Recognition 1994 (CVPR'94)*, Seattle, USA, juin 1994.
- [36] J.-P. THIRION, «Steps toward the automatic labeling of 3D medical images», *in: AAAI symposium: Application of Computer Vision in Medical Image Processing*, p. 18–21, Stanford, mars 1994.

Rapports de recherche et publications internes

- [37] S. BENAYOUN, N. AYACHE, I. COHEN, «An adaptive model for 2D and 3D dense non rigid motion computation», *rapport de recherche n° 2297*, INRIA, mai 1994.
- [38] H. DELINGETTE, G. SUBSOL, S. COTIN, J. PIGNON, «A Craniofacial Surgery Simulation Testbed», *rapport de recherche n° 2199*, INRIA, février 1994.

- [39] H. DELINGETTE, «Simplex Meshes: a General Representation for 3D Shape Reconstruction», *rapport de recherche n° 2214*, INRIA, mars 1994.
- [40] J. FELDMAR, N. AYACHE, F. BETTING, «3D-2D projective registration of free-form curves and surfaces», *rapport de recherche*, INRIA, 1994, à paraître.
- [41] M. FIDRICH, J.-P. THIRION, «Multiscale Extraction and Representation of Features from Medical Images», *rapport de recherche n° 2365*, INRIA, octobre 1994.
- [42] X. PENNEC, N. AYACHE, «An $O(n^2)$ Algorithm for 3D Substructure Matching of Proteins.», *rapport de recherche n° 2274*, INRIA, mai 1994.
- [43] G. SUBSOL, J.-P. THIRION, N. AYACHE, «First Steps Towards Automatic Building of Anatomical Atlases», *rapport de recherche n° 2216*, INRIA, mars 1994.

Œuvres audiovisuelles

- [44] N. AYACHE, E. BARDINET, S. BENAYOUN, I. COHEN, L. COHEN, H. DELINGETTE, J. FELDMAR, C. NASTAR, G. SUBSOL, J.-P. THIRION, *Non Rigid Motion (Tracking, Analysis and Simulation)*, 1994, produced by INRIA audiovisuel.
- [45] J. FELDMAR, *Non rigid registration of 2 anatomical surfaces*, 1994, produced by INRIA audiovisuel – Arghyro Paouri.
- [46] C. NASTAR, *Deformation analysis in medical images*, juin 1994, produced by INRIA audiovisuel – Arghyro Paouri.

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 tomogra-

phy. 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-polyhedric 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 Digital Equipment Corporation, General-Electric Medical Systems, Matra-MS2I, Philips, Siemens. . . . 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 Grenoble (Timb) and Boston (Harvard Medical school), with the Universities of Oxford (England), USC (Californie), MIT (Boston), and New-York. Recent contacts have been established in Sophia-Antipolis too.

Table des matières

1	Composition de l'équipe	1
2	Présentation du projet	2
3	Action de recherche	4
3.1	Segmentation volumique	4
3.1.1	Segmentation automatique du cerveau dans les images IRM	4
3.1.2	Squelettisation d'objets 3D	5
3.2	Représentations géométriques et anatomiques	5
3.2.1	Images 3D, Surfaces et Géométrie Différentielle	5
3.2.2	Géométrie Différentielle et Espace Multi-échelle	6
3.2.3	Création automatique d'un atlas anatomique	7
3.2.4	Simplification de maillages surfaciques quelconques	7
3.2.5	Traitement des images mammographiques pour un diagnostic précoce du cancer du sein	9
3.3	Recalage rigide et déformable	11
3.3.1	Appariement non rigide de formes 3D	11
3.3.2	Appariement d'une forme 3D et d'une projection 2D	12
3.3.3	Recalage 3D d'images multimodales	13
3.3.4	Recalage d'une courbe sur une surface	14
3.3.5	Identification automatique de structures anatomiques	14
3.3.6	Recalage de sous-structures 3D dans les protéines	15
3.4	Analyse du mouvement	15
3.4.1	Calcul local du mouvement 2D et 3D	15
3.4.2	Ajustement et suivi de données 3D par un modèle paramétrique déformable	17
3.4.3	Analyse modale et spectrale des déformations	19

3.5	Simulation chirurgicale	20
3.5.1	Simulation de vidéo-chirurgie abdominale	20
3.5.2	Extraction de modèles anatomiques à l'aide de modèles déformables	22
3.5.3	Modèles élastiques d'objets 3D	25
4	Action industrielles	25
5	Actions nationales et internationales	26
5.1	Actions internationales	26
5.2	Actions nationales	27
5.2.1	Groupe de travail "Réalité Virtuelle"	27
6	Diffusion des résultats	27
6.1	Diffusion de produits	27
6.2	Organisation de Conférences	28
6.3	Enseignement	29
6.3.1	Grandes Écoles et Universités	29
6.3.2	Jurys de thèse	30
6.4	Participation aux manifestations	30
7	Publications	31
8	Abstract	35
8.1	Aims	35
8.2	Research actions	35
8.3	Industrial actions	36