



L'analyse automatique des images médicales : Etat de l'art et perspectives

Nicholas Ayache

► **To cite this version:**

Nicholas Ayache. L'analyse automatique des images médicales : Etat de l'art et perspectives. RR-3364, INRIA. 1998. inria-00073325

HAL Id: inria-00073325

<https://hal.inria.fr/inria-00073325>

Submitted on 24 May 2006

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

L'analyse automatique des images médicales
Etat de l'art et perspectives

Nicholas Ayache

N° 3364

Février 1998

THÈME 3



*R*apport
de recherche

L'analyse automatique des images médicales Etat de l'art et perspectives

Nicholas Ayache

Thème 3 — Interaction homme-machine,
images, données, connaissances
Projet Epidaure

Rapport de recherche n° 3364 — Février 1998 — 19 pages

Résumé : Les logiciels de traitement et d'analyse des images médicales peuvent apporter au médecin une aide considérable pour le diagnostic et la pratique thérapeutique. Cet article introduit les potentialités offertes par ces nouveaux outils, et présente court un état de l'art des activités de recherche dans ce domaine.

Mots-clés : Imagerie médicale, analyse d'image, traitement d'images, robotique médicale, réalité virtuelle, simulation de chirurgie

à paraître dans un numéro spécial des Annales de l'Institut Pasteur sur l'imagerie médicale

Medical Image Analysis

State of the art and perspectives

Abstract: Medical image processing and analysis softwares may bring the physician a considerable help for diagnosis and therapy. This article introduces the potentialities offered by these new tools, and presents a brief review of the state of the art for research activities in this domain.

Key-words: Medical imaging, image analysis, image processing, medical robotics, virtual reality, surgery simulation

1 Introduction

Des millions d'images médicales tridimensionnelles (3-D) sont produites chaque année dans le monde pour établir un diagnostic ou contrôler une action thérapeutique. Ces images proviennent principalement du tomодensitomètre à rayons X ou scanner, de l'imagerie par résonance magnétique ou IRM, de l'imagerie ultrasonore ou échographie, ou bien de l'imagerie de médecine nucléaire ou scintigraphie.

Les images médicales fournissent des informations sur la forme et le fonctionnement des organes du corps humain. Malheureusement, ces informations sont extrêmement difficiles à exploiter de manière quantitative et objective. En effet, bien que les images 3-D soient originellement numériques, leur examen est typiquement réalisé en observant sur un support analogique (un film), une succession de coupes bidimensionnelles (2-D). Le résultat est généralement purement qualitatif et subjectif.

La création de logiciels dédiés à l'analyse d'images médicales doit permettre d'optimiser leur exploitation, pour le plus grand bénéfice du patient et du médecin.

Nous présentons dans cet article les potentialités futures offertes par le traitement informatique des images médicales, puis un état de l'art de la recherche dans ce domaine.

2 De nouveaux outils pour le diagnostic

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

- 1. l'extraction de paramètres quantitatifs objectifs sur les formes et leur texture. Ceci doit pouvoir être appliqué à n'importe quelle structure anatomique ou pathologique en trois dimensions.
- 2. La détection de changements entre deux images. On doit offrir au médecin une détection automatique et une mesure quantitative de tous les changements apparus entre deux images acquises avec la même modalité sur le même patient à deux instants différents. Ceci peut servir à établir un diagnostic plus précoce, mais aussi à évaluer l'efficacité d'un traitement thérapeutique.
- 3. La fusion d'informations provenant de plusieurs modalités. On doit pouvoir combiner les informations complémentaires sur un même patient provenant de modalités d'imagerie différentes, en les superposant dans un référentiel commun.
- 4. La comparaison des images de deux patients différents. Il faut concevoir des outils permettant de confronter les images provenant d'une même modalité, mais correspondant à des patients différents. Ces outils doivent permettre de comparer la nature et la gravité de pathologies similaires, ou bien d'extraire des images présentant certaines similitudes dans une base de données d'images.

- 5. La construction d’atlas anatomiques et fonctionnels “probabilistes”. La comparaison automatique d’images de patients différents doit permettre de construire des représentations statistiques des formes et des intensités dans les images. Ces atlas peuvent servir à interpréter précisément la localisation de structures dans n’importe quelle image médicale, ainsi qu’à détecter et mesurer quantitativement toute variation anormale.
- 6. La mesure du mouvement d’organes dynamiques et d’articulations à partir d’une séquence temporelle d’images 3-D. Dans ce cas, les données sont en quatre dimensions (4-D : trois dimensions spatiales et une dimension temporelle). L’extraction de mesures quantitatives de mouvement est une tâche quasiment impossible à réaliser sans un traitement informatique.
- 7. La visualisation volumique et dynamique des images. L’analyse qualitative des images 3-D et 4-D par le médecin doit bénéficier de nouveaux modes de visualisation : par exemple la présentation de manière réaliste des positions spatiales relatives de plusieurs structures anatomiques ou pathologiques, la visualisation dynamique 3-D des organes ou des articulations en mouvement. Il faut pouvoir simuler la plupart des examens endoscopiques à partir d’images tridimensionnelles.

3 De nouveaux outils pour la thérapeutique

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

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

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

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

- 9. Contrôle : pendant une intervention chirurgicale, les images médicales du patient peuvent aider à contrôler l’intervention. En effet, des techniques de réalité augmentée

doivent permettre de superposer sur le patient lui-même, ou bien sur son image vidéo, des structures anatomiques ou pathologiques provenant d'images acquises avant (pré-opératoires) ou pendant l'intervention (per-opératoires). Ceci doit permettre de confirmer la localisation d'un geste médical (par exemple une incision ou l'insertion d'une vis ou prothèse) avant que ce geste ne soit effectivement réalisé.

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

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

4 Etat de l'art et directions de recherche

Même si certains prototypes réalisent déjà certaines des tâches décrites dans la partie précédente, leur introduction généralisée à l'hôpital se heurte encore à de nombreux problèmes ouverts. On peut acquérir une bonne vision de l'état de l'art à partir du livre *Computer Integrated Surgery* publié récemment par Taylor, Lavallée, Burdea et Moesges [108], d'un article général de Pun, Gerig et Ratib [92], et de l'auteur du présent article [4].

Les revues scientifiques *Medical Image Analysis* (Oxford University Press)¹ et *Transactions on Medical Imaging* (IEEE) sont de bonnes sources de références.

Enfin, le lecteur néophyte dans le domaine de l'imagerie médicale sera intéressé par une présentation des techniques d'acquisition des principales modalités d'imagerie médicale, écrit par Acharya et al [1].

Pour présenter l'état de l'art en analyse des images médicales, il est pratique de regrouper un certain nombre de problèmes canoniques dans les classes suivantes: restauration, segmentation, recalage, morphométrie, mouvement, visualisation, simulation et robotique médicale. Ces différentes classes de problèmes sont maintenant présentées tour à tour.

4.1 Restauration

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

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

1. Medical Image Analysis peut être consultée sur le site <http://www.oup.co.uk/jnls/list/mediaj/>

classification des points de l'image selon le milieu auquel ils appartiennent. Dans cet esprit, l'algorithme EM ("expectation-maximisation") est une approche itérative dans laquelle, à partir d'une classification initiale, on optimise successivement le calcul du biais puis une nouvelle classification [118]. Une autre approche pour la correction du gain est présentée par [47].

Il existe de très nombreuses méthodes pour réduire le bruit lié à l'acquisition des images. Les techniques de filtrage linéaire appliquent des filtres passe-bas qui tout en réduisant le bruit dans l'image tendent à lisser les contours, ce qui rend l'image floue. Par contre, les techniques de *diffusion anisotrope* sont très efficaces pour lisser l'image tout en préservant les discontinuités importantes, et produisent des résultats remarquables. La diffusion anisotrope en trois dimensions est utilisée par exemple dans les références suivantes : [41, 38, 83, 60].

4.2 Segmentation

La segmentation consiste à extraire des points, des lignes ou des régions, qui sont ensuite utilisées comme des données dans une tâche complémentaire comme le recalage, la mesure, l'analyse du mouvement, la visualisation, etc. Une introduction sur ce sujet a été récemment publiée [5]. Il n'y a pas de solution générale au problème de la segmentation, mais plutôt un ensemble d'outils mathématiques et algorithmiques que l'on peut combiner ensemble pour résoudre des problèmes spécifiques. Nous citons quelques uns de ces outils ci-dessous.

- *Le seuillage* est l'opération de segmentation la plus simple. Elle consiste à extraire des régions dont l'intensité lumineuse est supérieure à un seuil fixé. La surface d'une telle région est ainsi définie par une fonction implicite, et s'appelle une iso-surface (ou surface d'iso-intensité). Elle peut être approximée avec une précision plus fine que la matrice originale de l'image par un ensemble de facettes polygonales, avec l'algorithme des "marching cubes" introduit par Lorensen [67]. Cette approximation peut également se faire en traitant seulement 2 coupes successives de l'image à la fois, en utilisant une extension de la triangulation de Delaunay, proposée par Boissonnat et Geiger [10].
- *Les modèles déformables* sont des courbes ou des surfaces qui évoluent dans un espace 3-D pour délimiter au mieux une structure anatomique ou pathologique. L'évolution du modèle est guidée par l'optimisation simultanée de deux critères. Le premier mesure la régularité géométrique du modèle, en s'appuyant par exemple sur le calcul de sa courbure locale. Le second mesure une propriété de l'intensité lumineuse le long des points de l'image traversés par le modèle déformable, par exemple la norme du gradient de l'intensité lumineuse pour favoriser l'attraction du modèle vers des points de fort contraste. Ces méthodes sont très efficaces lorsque l'utilisateur peut initialiser le modèle de manière approximative autour d'une région d'intérêt. Le modèle déformable évolue alors depuis cette solution initiale grossière, pour délimiter avec précision et de manière automatique la frontière de la région recherchée. Cette approche est généralement beaucoup plus robuste que le simple seuillage de l'intensité lumineuse. Ces modèles sont également très populaires dans l'analyse des séquences temporelles

d'images : en effet, la solution à un instant donné sert d'initialisation dans l'image acquise à l'instant suivant. Sur l'utilisation des modèles déformables en analyse d'images médicales, un excellent état de l'art a été proposé par McInerney and Terzopoulos [75]. Des applications variées sont présentées dans les références suivantes : [7, 15, 29, 81].

- *L'analyse multi-échelle* des images est un axe de recherche très actif. Il s'agit de construire et d'appliquer une théorie qui permette d'effectuer une analyse de l'image à des résolutions variables. Un excellent cours sur le sujet a été écrit par B.M. Ter Haar Romeny [95]. L'analyse multi-échelle s'avère particulièrement utile lorsque l'on cherche par exemple à extraire des vaisseaux ou d'autres structures anatomiques indépendamment de leur taille [58, 91, 68, 61]. L'analyse multi-échelle a également des liens étroits avec la diffusion anisotrope, présentée précédemment.
- *La morphologie mathématique* propose une théorie et des opérateurs que l'on peut appliquer localement dans les images pour extraire et modifier des formes. Un exemple d'application à des images médicales pour segmenter des structures anatomiques est présenté par [50]. Une illustration de techniques combinant la restauration d'images, la morphologie mathématique et les modèles déformables est présentée dans [57].
- *Des opérateurs différentiels* peuvent être appliqués dans les images 3-D, afin de caractériser des points, des lignes, ou des surfaces singulières. Par exemple, les contours peuvent être définis comme le lieu des points où la norme du gradient de l'intensité lumineuse est localement maximale dans la direction du gradient. Les surfaces ainsi définies correspondent qualitativement aux points de fort contraste d'intensité, et peuvent aider à délimiter certaines structures anatomiques ou pathologiques.

Des opérateurs différentiels plus complexes permettent de calculer localement des lignes de crêtes sur des surfaces d'iso-intensité. Les lignes de crêtes correspondent à des extrémités de la courbure principale maximale, et correspondent intuitivement aux endroits où la surface tourne le plus rapidement. Les lignes de crêtes peuvent être définies de manière implicite à l'intersection de deux iso-surfaces et extraites par l'algorithme des "marching lines" très efficacement, ainsi que l'ont montré Thirion et Gourdon [111].

On peut raffiner l'analyse en ne conservant sur ces lignes que les points extrémaux, qui correspondent à une seconde extrémité différentielle. Comme ces lignes et ces points sont invariants par rotation et translation, ils peuvent être utilisés pour des tâches de recalage rigide. Des références récentes incluent [55, 109, 32, 80] (mais il faut également se reporter à la partie recalage ci-dessous). Une analyse de l'extraction multi-échelle des singularités différentielles a été faite par Fidrich dans [37].

4.3 Recalage

Le recalage est un problème commun à de nombreuses des tâches d'analyse des images médicales décrites dans la première partie de cet article. En effet, le recalage est nécessaire pour comparer des images acquises sur un même patient à des instants différents ou bien

avec des modalités différentes. Il peut s'agir dans ce cas de recalage rigide ou non-rigide. Le recalage est également nécessaire lorsque l'on souhaite comparer des images de patients différents. Il s'agit alors toujours de recalage non-rigide. Un état de l'art sur le recalage rigide a été publié par van den Elsen [116] et par Lavallée [64]. Une comparaison entre plusieurs approches a été réalisée récemment par J. West et al [119]. On trouvera de nombreuses références sur le sujet dans ces trois publications.

Le *recalage rigide* consiste à rechercher une rotation et une translation (6 paramètres en tout) permettant de superposer au mieux l'une des images à recaler (appelée le modèle) sur la seconde (appelée la scène). La difficulté du problème est différente selon que l'on s'intéresse à des images provenant de la même modalité (recalage monomodal) ou bien de modalités différentes (recalage multimodal). Certaines méthodes de recalage rigide monomodal s'appuient sur les lignes de crêtes ou les points extrémaux décrits précédemment et obtenus lors d'une étape préalable de segmentation [55, 109, 115, 45, 89, 46]. Ces méthodes ne sont généralement pas utilisables dans le cas du recalage multimodal. Dans ce cas, d'autres approches utilisent la minimisation d'un critère de distance ou de corrélation statistique entre les images [102, 70, 44, 120, 56, 86]. Récemment, plusieurs auteurs ont montré que l'information mutuelle était un critère puissant pour recaler des images multimodales sans segmentation préalable [117, 69, 52]. Roche et al a montré que dans certains cas, une métrique fondée sur le rapport de corrélation entre deux images était plus robuste que l'information mutuelle [94].

Enfin, le recalage rigide peut être recherché entre une image volumique et une image projective 2-D, par exemple pour superposer une angiographie pre-opératoire 3-D par résonance magnétique avec une angiographie per-opératoire 2-D par rayons X, ou pour d'autres applications en réalité virtuelle ou en réalité augmentée [44, 35, 65, 39, 17, 40].

Le *recalage non-rigide* est un problème plus difficile, puisque le nombre de paramètres recherchés peut être beaucoup plus important que dans le cas du recalage rigide. On peut ainsi passer de 6 paramètres pour les transformations rigides à 12 pour les transformations affines les plus générales, et davantage encore pour les transformations polynomiales d'ordre supérieur. Certaines approches s'appuient sur l'extraction d'invariants géométriques pour la classe des transformations géométriques choisie [107, 28, 27, 34, 36]. D'autres méthodes s'appuient directement sur les intensités des points de l'image [14, 110, 13].

4.4 Morphométrie

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

La définition de statistiques sur des formes requiert un formalisme adapté, car celles-ci s'appliquent généralement sur des variétés différentielles qui ne sont pas des espaces vectoriels (par exemple les droites, les plans, les repères, les points orientés, les rotations spatiales, etc). Le lecteur intéressé pourra se reporter à l'excellent ouvrage de C. Small [100] qui présente de manière unifié les travaux précurseurs de Kendall et Bookstein. Il pourra également se référer au travail de Pennec [87, 88] pour des prolongements importants en trois dimensions.

Les applications concernent le calcul d'atlas anatomiques probabilistes, et la comparaison d'images entre patients. On pourra se reporter aux travaux de Thompson et Toga [114], A. Evans et al [33], Bookstein[11], Dean et al [25], Davatzikos et al [24], Subsol et al[105, 104], Mangin et al [71], Martin et al, [72, 73], Cootes et al [18], Székely et al [106], Andreasen et al [3].

Le projet européen Biomorph, financé par le programme BIOMED-2 de la communauté européenne, développe actuellement des outils morphométriques pour étudier la forme et la dissymétrie de certaines structures cérébrales, en particulier chez des patients schizophrènes, ainsi que la mesure automatique de l'évolution de lésions chez des patients souffrant de sclérose en plaques [16, 112, 113].

On doit également noter les travaux concernant la construction d'atlas anatomiques [53, 84], ainsi que la recherche d'images "similaires" à une image donnée dans des bases de données d'images volumiques [48].

4.5 Analyse du mouvement

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

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

Pour retrouver un déplacement entre deux images successives, on peut utiliser les modèles déformables cités dans la partie segmentation [75], ou bien des méthodes qui s'appuient sur des attributs différentiels calculés dans les images, comme les contours, ou les points de forte courbure [63, 2, 9, 43].

Certaines images bénéficient d'un marquage physique de lignes et de points : c'est le cas de l'IRM marquée ou "tagged MRF", dans laquelle on magnétise de manière différente certains tissus selon un motif géométrique régulier (typiquement une grille spatiale). Cette grille est visible dans la première image, et on peut suivre sa déformation dans les images suivantes. Dans le cas de l'IRM à contraste de phase, c'est une estimation locale de la vitesse de déplacement qui est fournie en chaque point et à chaque instant. Les principes physiques de l'IRM marquée sont décrits de manière pédagogique dans [76]. Des méthodes pour retrouver le mouvement des points de l'IRM marquée est présentée dans [59, 49], et son extrapolation à l'ensemble de l'image est présentée dans [93, 31]. L'exploitation des images IRM à contraste de phase est décrite dans [79, 74].

On trouvera une analyse globale du mouvement par décomposition modale dans [82, 54], à partir de modèles paramétriques déformables dans [85, 6], et en utilisant un modèle déformable continu en quatre dimensions dans [26]. D'autres approches sont décrites dans [121, 77, 99].

4.6 Visualisation

Historiquement, la visualisation des images volumiques a été le sujet de recherche le plus actif dans le domaine du traitement informatique des images médicales 3-D. Gabor Herman a publié un état de l'art sur le sujet [51], que l'on peut compléter par une revue des principaux algorithmes et systèmes de visualisation publié par Stytz et al [103].

En général, la visualisation requiert une étape préliminaire de segmentation (cf. partie précédente). Une illustration spectaculaire de l'état de l'art incluant un rendu volumique des données du "Visible Man" est présentée par l'équipe de Hoehne dans [97].

4.7 Simulation de chirurgie

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

Beaucoup de travaux s'appuient sur des modèles de type masses-ressorts, car ils permettent une implémentation relativement simple, et des temps de calcul raisonnables [8, 78, 62]. Dans le laboratoire MERL de Mitsubishi Electric à Boston, Gibson [42] prend en compte la nature volumique des organes avec une loi de déformation qui est dérivée d'un modèle de type masses-ressorts. Cover [22] a développé un modèle de plaques minces pour simuler la chirurgie de la vésicule biliaire.

Les éléments finis permettent de modéliser plus finement les propriétés biomécaniques des tissus mous. Ils sont moins couramment utilisés, car leur implémentation est plus complexe, et leur utilisation plus coûteuse en temps de calcul. Néanmoins [96] a proposé une méthode pour simuler de manière réaliste la déformation volumique de l'œil en utilisant un modèle de matériaux élastique 3-D incompressible. Un autre exemple de simulation de la chirurgie de l'œil est donné par [66]. Les solutions proposées dans ces travaux sont très éloignées d'applications en temps-réel. D'autres approches sont décrites dans les références suivantes : [12, 101, 90]. Un état de l'art sur la modélisation des tissus mous a été publié par H. Delingette [30].

Dans l'équipe Epidaure de l'INRIA, S. Cotin et H. Delingette ont introduit une approche qui permet de déformer un objet volumique élastique linéaire et de calculer les forces perçues en retour en temps réel. Ceci est rendu possible par le calcul préalable de déformations élémentaires qui sont stockées une fois pour toutes pour un organe donné [21, 19]. Ce modèle a été raffiné pour introduire des non-linéarités permettant de mieux approximer le comportement biomécanique de certains tissus mous [20]. Ce travail est actuellement prolongé dans le cadre d'une action incitative regroupant cinq équipes de l'INRIA spécialisées respectivement en analyse et synthèse d'images, calcul scientifique, biomécanique et robotique, sur le thème "modélisation d'organes pour la simulation de chirurgie". On pourra consulter le site internet suivant pour plus de détails : <http://www.inria.fr/epidaure/AISIM/aisim.html>.

4.8 Robotique médicale

Passer de la simulation à la réalisation concrète avec un robot d'une intervention chirurgicale ou d'une radiothérapie, est un domaine de recherche très actif. Pour une première excursion dans ce domaine, les lecteurs intéressés peuvent consulter les publications suivantes : [98, 23], ainsi que de nombreux chapitres du livre [65].

5 Conclusion

J'espère avoir convaincu le lecteur des formidables potentialités offertes par l'analyse automatique des images médicales, et l'avoir guidé à travers certaines des activités de recherche les plus actives aujourd'hui. Bien entendu la liste de ces activités de recherche n'est pas exhaustive (il manque par exemple l'extraordinaire essor actuel de l'analyse des images fonctionnelles ou des échographies 3-D), mais l'objectif était davantage de donner une vision globale et diversifiée du domaine.

Même si de nombreux prototypes permettent de démontrer les progrès remarquables réalisés au cours de ces dernières années, la plupart des problèmes scientifiques abordés demeurent ouverts. Leur résolution effective mobilisera pendant encore de longues années des équipes chercheurs en mathématiques appliquées, informatique, physique et médecine. Leurs résultats viendront progressivement révolutionner la pratique médicale de demain.

6 Remerciements

Je tiens à remercier mes collègues J. Bertot, S. Cotin, J. Darcourt, J. Declerck, H. Delingette, O. Dourthe, G. Malandain, X. Pennec, G. Subsol, and J.P. Thirion pour leur aide dans la préparation de ce document, ainsi que le soutien permanent et stimulant de G. Kahn.

Références

- [1] R. Acharya, R. Wasserman, J. Stevens, and C. Hinojosa. Biomedical Imaging modalities: a tutorial. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 19(1):3–25, 1995.
- [2] A. Amini and J. Duncan. Bending and Stretching Models for LV wall Motion Analysis from Curves and Surfaces. In *Image and Vision Computing*, volume 10, pages 418–430, August 1992.
- [3] N. C. Andreasen, S. Arndt, V. Swayze II, T. Cizadlo, M. Flaum, D. O'Leary, J. C. Ehrhardt, and W. T. C. Yuh. Thalamic Abnormalities in Schizophrenia Visualized Through Magnetic Resonance Image Averaging. *Science*, 266:294–298, October 1994.
- [4] N. Ayache. Medical computer vision, virtual reality and robotics. *Image and Vision Computing*, 13(4):295–313, 1995. promising research track. Also available at <http://www.inria.fr/epidaure/personnel/ayache/ayache.html>.

-
- [5] N. Ayache, P. Cinquin, I. Cohen, L. Cohen, F. Leitner, and O. Monga. Segmentation of complex 3D medical objects: a challenge and a requirement for computer assisted surgery planning and performing. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 59–74. MIT Press, 1995.
- [6] E. Bardinet, L.D. Cohen, and N. Ayache. Tracking and motion analysis of the left ventricle with deformable superquadrics. *Medical Image Analysis*, 1(2):129–149, 1996. (also INRIA research report #2797).
- [7] W. Barrett and E. Mortensen. Fast, Accurate, and Reproducible Live-Wire Boundary Extraction. *Medical Image Analysis*, 1(4), 1997.
- [8] R. Baumann and D. Glauser. Force Feedback for Virtual Reality based Minimally Invasive Surgery Simulator. In *Medecine Meets Virtual Reality*, volume 4, San Diego, CA, January 1996.
- [9] S. Benayoun and N. Ayache. 3D motion analysis using differential geometry constraints. *Int. Journal of Computer Vision*, 26(1):25–40, 1998.
- [10] J-D. Boissonnat and B. Geiger. 3D reconstruction of complex shapes based on the delaunay triangulation. *Inria research report*, (1697), 1992.
- [11] F. Bookstein. Landmarks methods for forms without landmarks: morphometrics of group differences in outline shape. *Medical Image Analysis*, 1(3):225–243, 1997.
- [12] M. Bro-Nielsen and S. Cotin. Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation using Finite Elements and Condensation. In *Proceedings of Eurographics'96 - Computer Forum*, volume 15, pages 57–66, 1996.
- [13] M. Bro-Nielsen and C. Gramkow. Fast fluid registration of medical images. In K.H. Höhne and R. Kikinis, editors, *Visualization in Biomedical Computing VBC'96*, volume 1131 of *Lec. Notes in Computer Science*, pages 267–276, Hamburg, Germany, September 1996. Springer.
- [14] G. E. Christensen, R. D. Rabbitt, M. I. Miller, S. C. Joshi, U. Grenander, T. A. Coogan, and D. C. Van Essen. Topological Properties of Smooth Anatomic Maps. In Y. Bizais, Ch. Barillot, and R. Di Paola, editors, *Information Processing on Medical Imaging*, Computational Imaging and Vision, pages 101–112. Kluwer Academic Publishers, June 1995. Electronic version: http://cis.wustl.edu/wu_publications/c/christenseng10.html.
- [15] I. Cohen, L. D. Cohen, and N. Ayache. Using deformable surfaces to segment 3-D images and infer differential structures. *Computer Vision, Graphics and Image Processing: Image Understanding*, 56(2):242–263, 1992.
- [16] A. Colchester, G. Gerig, T. Crow, N. Ayache, and D. Vandermeulen. Biomorph: Development and validation of techniques for brain morphometry. Technical report, BIOMED2, European Project, 1996. available through A. Colchester: a.colchester@ukc.ac.uk.
- [17] A. Colchester, J. Zhao, K. Holton-Tainter, C. Henri, N. Maitland, P. Roberts, C. Harris, and R. Evans. Development and preliminary evaluation of VISLAN, a surgical planning and guidance system using intra-operative video imaging. *Medical Image Analysis*, 1(1):73–90, 1996.
- [18] T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper, and J. Graham. Active Shape Models - Their Training and Application. *Computer Vision and Image Understanding*, 61(1):38–59, January 1995.

-
- [19] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real Time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation. In K. Hohne and R. Kikinis, editors, *Visualization in Biomedical Computing*, volume 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 535–540. Springer, 1996.
- [20] S. Cotin, H. Delingette, and N. Ayache. Real-time non-linear elastic deformations of soft tissues for surgery simulation. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, 1998. accepted for publication.
- [21] S. Cotin, H. Delingette, J-M. Clément, V. Tasseti, J. Marescaux, and 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, pages 139–151. IOS Press, January 1996.
- [22] S. A. Cover, N. F. Ezquerra, and J. F. O'Brien. Interactively Deformable Models for Surgery Simulation. *IEEE Computer Graphics and Applications*, pages 68–75, 1993.
- [23] C. Cutting, F. Bookstein, and R. Taylor. Applications of simulation, morphometrics and robotics in craniofacial surgery. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 641–662. MIT Press, 1995.
- [24] C. Davatzikos, M. Vaillant, S. Resnick, J.L. Prince, S. Letovsky, and R.N. Bryan. Morphological Analysis of Brain Structure Using Spatial Normalization. *Medical Image Analysis*, 1(4), 1997.
- [25] D. Dean, P. Buckley, F. Bookstein, J. Kamath, D. Kwon, L. Friedman, and Ch. Lys. Three Dimensional MR-Based Morphometric Comparison of Schizophrenic and Normal Cerebral Ventricles. In Höhne, K.H. and Kikinis, R., editor, *Visualization in Biomedical Computing*, volume 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 363–372, Hamburg (Germany), September 1996. Springer.
- [26] J. Declerck, J. Feldmar, and N. Ayache. Definition of a 4D continuous polar transformation for the tracking and the analysis of LV motion. In J. Troccaz E. Grimson, R. Moesges, editor, *CVRMed-MRCAS: International Conference on medical computer vision, virtual reality, robotics and computer assisted surgery*, Grenoble, France, 1997. Springer-Verlag. Lecture Notes in Computer Science. To appear in *Medical Image Analysis*, Vol 2, No.2, 1998.
- [27] J. Declerck, J. Feldmar, M.L. Goris, and F. Betting. Automatic Registration and Alignment on a Template of Cardiac Stress & Rest SPECT Images. In *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, pages 212–221, June 1996. (Also INRIA Research Report # 2770).
- [28] J. Declerck, G. Subsol, J. Ph. Thirion, and N. Ayache. Automatic retrieval of anatomical structures in 3D medical images. In N. Ayache, editor, *First International Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine, CVRMed'95*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 153–162, Nice (France), April 1995. Springer Verlag. Electronic version: <http://www.inria.fr/RRRT/RR-2485.html>.
- [29] H. Delingette. General object reconstruction based on simplex meshes. Technical Report 3111, INRIA, February 1997.
- [30] H. Delingette. Towards realistic soft tissue modeling in medical simulation. *Proceedings of the IEEE*, March 1998. in press.
- [31] T.S. Denney Jr and J.L. Prince. 3D Displacement Field Reconstruction from Planar Tagged Cardiac MR Images. In *IEEE Workshop on Biomedical Image Analysis*, pages 51–60, June 1994.

- [32] D. Eberly, R. Gardner, B. Morse, S. Pizer, and C. Scharlach. Ridges for image analysis. *Mathematical Imaging and Vision*, 4:353–373, 1994.
- [33] A. C. Evans, M. Kamber, D. L. Collins, and D. MacDonald. An MRI-Based Probabilistic Atlas of Neuroanatomy. In S. D. et al. Shorvon, editor, *Magnetic Resonance Scanning and Epilepsy*, pages 263–274. Plenum Press, 1994.
- [34] J. Feldmar and N. Ayache. Rigid, affine and locally affine registration of free-form surfaces. *the International Journal of Computer Vision*, 18(2):99–119, 1996.
- [35] J. Feldmar, N. Ayache, and F. Betting. 3d-2d projective registration of free-form curves and surfaces. *Computer Vision and Image Understanding*, 65(3):403–424, 1997. Also INRIA Research Report Number H120, 1995.
- [36] J. Feldmar, J. Declerck, G. Malandain, and N. Ayache. Extension of the ICP algorithm to non-rigid intensity-based registration of 3d volumes. *Computer Vision and Image Understanding*, 66(2):193–206, 1997.
- [37] Márta Fidrich. Following feature lines across scale. In *First Conference on Scale-Space Theory in Computer Vision*, Utrecht, the Netherlands, July 1997.
- [38] L.M. Florack, A.H. Salden, B.M. ter Harr Romeny, J.J. Koenderink, and M.A. Viergeever. Nonlinear scale-space. *Image and Vision Computing*, 13(4):279–294, May 1995.
- [39] H. Fuchs, A. State, E. Pisano, W. Garrett, G. Hirota, M. Livingston, M. Whitton, and S. Pizer. Towards performing ultrasound-guided needle biopsies from within a head-mounted display. In K.H. Höhne and R. Kikinis, editors, *Visualization in Biomedical Computing VBC'96*, volume 1131 of *Lec. Notes in Computer Science*, pages 591–600, Hamburg, Germany, September 1996. Springer.
- [40] B. Geiger and R. Kikinis. Simulation of endoscopy. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 277–281, 1995.
- [41] G. Gerig, O. Kübler, R. Kikinis, and F.A. Jolesz. Nonlinear Anisotropic Filtering of MRI Data. *IEEE Transactions on medical imaging*, 11(2):221–232, 1992.
- [42] S. Gibson, J. Samosky, A. Mor, C. Fyock, E. Grimson, T. Kanade, R. Kikinis, H. Lauer, N. McKenzie, S. Nakajima, H. Ohkami, R. Osborne, and A. Sawada. Simulating arthroscopic knee surgery using volumetric object representations, real-time volume rendering and haptic feedback. In *CVRMed-MRCAS: International Conference on medical computer vision, virtual reality, robotics and computer assisted surgery*, Lecture Notes in Computer Science, 1997.
- [43] J.M. Gorce, D. Friboulet, and I. E. Magnin. Estimation of three-dimensional cardiac velocity fields: assessment of a differential method and application to 3-d ct data. *Medical Image Analysis*, 1(3):245–261, 1997.
- [44] W.E.L. Grimson, G.J. Ettinger, S.J. White, P.L. Gleason, T. Lozano-Perez, W.M. Wells III, and R. Kikinis. Evaluating and validating an automated registration system for enhanced reality visualization in surgery. In N. Ayache, editor, *First International conference on computer vision, virtual reality and robotics in medicine, CVRMed'95*, Nice, France, 1995. Springer-Verlag. Lecture Notes in Computer Science. To appear in IEEE Tr. on Medical Imaging.
- [45] A. Guézic and N. Ayache. Smoothing and matching of 3-D-space curves. *Int. Journal of Computer Vision*, 12(1):79–104, 1994.

-
- [46] A. Guéziec, X. Pennec, and N. Ayache. Medical image registration using geometric hashing. *IEEE Computational Science & Engineering, special issue on Geometric Hashing*, 4(4):29–41, 1997. Oct-Dec.
- [47] R. Guillemaud and M. Brady. Enhancement of MR Images. In K. H. Höhne and R. Kikinis, editors, *Visualization in Biomedical Computing*, volume 1131 of *Lecture Notes in Computer Science*, Hamburg (Germany), September 1996. Springer.
- [48] Alexandre Guimond, Gérard Subsol, and Jean-Philippe Thirion. Automatic MRI database exploration and average brain building. *International Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence*, 11(8), December 1997.
- [49] M.A. Guttman, J.L. Prince, and E.R. McVeigh. Tag and Contour Detection in Tagged MR Images of the Left Ventricle. In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, volume 13, pages 74–88, March 1994.
- [50] K.H. Höhne and W. Hanson. Interactive 3-D segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 16(2):285–294, March/April 1992.
- [51] G. Herman. 3-D Display: a survey from theory to applications. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 17(4):231–242, 1993.
- [52] D. Hill, C. Studholme, and D. Hawkes. Voxel similarity measures for automated image registration. In Richard A. Robb, editor, *Third Conf. Visualization in Biomedical Computing VBC'94*, october 1994.
- [53] K. Hoehne, M. Bomans, M. Riemer, R. Schubert, U. Tiede, and W. Lierse. A volume-based anatomical atlas. *IEEE Computer Graphics and Applications*, 12(4), 1992.
- [54] B. Horowitz and A. Pentland. Recovery of non-rigid motion and structure. In *IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'91*, pages 325–330, Lahaina, Maui, Hawaii, June 1991.
- [55] Petra A. van den Elsen J. B. Antoine Maintz and Max A. Viergever. Comparison of edge-based and ridge-based registration of CT and MR brain images. *Medical Image Analysis*, 1(2):151–161, 1996.
- [56] H. Jiang, R. Robb, and K. Holton. A new approach to 3-D registration of multimodality medical images by surface matching. In *Visualization in Biomedical Computing*, volume 1808 of *SPIE proceedings series*, pages 196–213. SPIE, 1992.
- [57] T. Kapur, W.E.L. Grimson, W. Wells, and R. Kikinis. Segmentation of Brain Tissue from MR Images. *Medical Image Analysis*, 1(2):109–127, 1996.
- [58] Th.M. Koller, G. Gerig, G. Székely, and D. Dettwiler. Multiscale detection of curvilinear structures in 2-D and 3-D image data. In IEEE, editor, *International Conference on Computer Vision (ICCV'95)*, pages 864–869, 1995.
- [59] D. Kraitchman, A. Young, C.N. Chang, and L. Axel. Semi-Automatic Tracking of Myocardial Motion in MR Tagged Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(3):422–433, September 1995.
- [60] K. Krissian, G. Malandain, and N. Ayache. Directional anisotropic diffusion applied to segmentation of vessels in 3d images. In *First Conference on Scale-Space Theory in Computer Vision*, Utrecht, the Netherlands, July 1997.

- [61] K. Krissian, G. Malandain, and N. Ayache. Model-based multiscale detection of 3d vessels. Technical report, INRIA, 1998.
- [62] U.G. Kuehnappel and B. Neisius. CAD-Based Graphical Computer Simulation in Endoscopic Surgery. *End. Surg.*, 1:181–184, 1993.
- [63] S. Kumar and D. Goldgof. Automatic Tracking of SPAMM Grid and the Estimation of Deformation Parameters from Cardiac MR Images. In *IEEE Transactions on Medical Imaging*, pages 122–132, March 1994.
- [64] S. Lavallée. Registration for computer integrated surgery: methodology, state of the art. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 77–97. MIT Press, 1995.
- [65] S. Lavallée, R. Szeliski, and L. Brunie. Anatomy based registration of 3-d medical images, range images, x-ray projections, and 3-d models using octree splines. In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 115–143. MIT Press, 1995.
- [66] Le Tallec, P. and Rahier, C. and Kaiss, A. Three Dimensional Incompressible Viscoelasticity in Large Strains. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 109:233–258, 1993.
- [67] William E. Lorensen and Harvey E. Cline. Marching cubes: A high resolution 3d surface reconstruction algorithm. *Computer Graphics*, 21(4), July 1987.
- [68] C. Lorenz, I.C. Carlsen, T.M. Buzug, C. Fassnacht, and J. Weese. Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2d and 3d medical images. In J. Troccaz E. Grimson, R. Moesges, editor, *CVRMed-MRCAS: International Conference on medical computer vision, virtual reality, robotics and computer assisted surgery*, Grenoble, France, 1997. Springer-Verlag. Lecture Notes in Computer Science.
- [69] F. Maes, A. Collignon, Vandermeulen, D., G. Marchal, and P. Suetens. Multimodality Image Registration by Maximization of Mutual Information. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 16(2):187–198, April 1997.
- [70] G. Malandain and S. Fernandez-Vidal. Physically based rigid registration of 3-d free-form objects: Application to medical imaging. Technical Report 2453, INRIA, Sophia-Antipolis, January 1995.
- [71] J.F. Mangin, V. Frouin, I. Bloch, J. Régis, and López-Krahe J. From 3D Magnetic Resonance Images to Structural Representations of the Cortex Topography using Topology Preserving Deformations. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, 5:297–318, December 1995.
- [72] J. Martin, A. Pentland, and R. Kikinis. Shape Analysis of Brain Structures Using Physical and Experimental Modes. In *Computer Vision and Pattern Recognition*, pages 752–755, Seattle, Washington (USA), June 1994.
- [73] J. W. Martin. *Characterization of Neuropathological Shape Deformations*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, May 1995. Electronic version: <http://splweb.bwh.harvard.edu:8000/pages/papers/martin/thesis.ps.Z>.
- [74] J.C. McEachen, F. Meyer, R. Constable, A. Nehorai, and J. Duncan. A recursive filter for phase velocity assisted shape-based tracking of cardiac non-rigid motion. In *IEEE Fifth International Conference on Computer Vision*, pages 653–658, June 1995.

- [75] Tim McInerney and Demetri Terzopoulos. Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey. *Medical Image Analysis*, 1(2):91–108, 1996.
- [76] E. McVeigh. MRI of myocardial function: motion tracking techniques. *Magnetic Resonance Imaging*, 1996.
- [77] E. McVeigh, M. Guttman, E. Poon, P. Chandrasekhar, C. Moore, E. Zerhouni, M. Solaiyappan, and P. Ann Heng. Visualization and Analysis of Functional Cardiac MRI data. In SPIE, editor, *Medical Imaging: Physiology and Function from Multidimensional Images*, volume 2168, 1994.
- [78] P. Meseure and C. Chaillou. Deformable Body Simulation with Adaptative Subdivision and Cuttings. In *Proceedings of the WSCG'97*, pages 361–370, February 1997.
- [79] F.G. Meyer, R. Todd Constable, A. Sinusas, and J. Duncan. Tracking Myocardial Deformation Using Spatially-Constrained Velocities. In Y. Bizais et al., editor, *Information Processing in Medical Imaging*, pages 177–188, 1995.
- [80] O. Monga, S. Benayoun, and O. Faugeras. From partial derivatives of 3D volumetric images to ridge lines. In *IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'92*, Urbana Champaign, 1992.
- [81] J. Montagnat and H. Delingette. A Hybrid Framework for Surface Registration and Deformable Models. In *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'97*, pages 1041–1046, San Juan, Puerto Rico, June 1997.
- [82] C. Nastar and N. Ayache. Frequency-based nonrigid motion analysis: Application to 4 dimensional medical images. *IEEE Transaction on Pattern Analysis and Machine Intelligence (PAMI)*, 18(11):1067–1079, November 1996.
- [83] W.J. Niessen, K.L. Vincken, and M.A. Viergever. Comparison of multiscale representations for a linking-based image segmentation model. In *Proceedings of MMBIA*, pages 263–272, June 1996.
- [84] W. Nowinski, R. Bryan, and R. Raghavan, editors. *The electrical clinical brain atlas. Three-dimensional navigation of the human brain*. Thieme, N.Y., 1996.
- [85] J. Park, D. Metaxas, and L. Axel. Analysis of left ventricular motion based on volumetric deformable models and MRI-SPAMM. *Medical Image Analysis*, 1(1):53–71, March 1996.
- [86] C.A. Pelizzari and al. Accurate three-dimensional registration of CT, PET and/or MR images of the brain. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 13(1):20–26, 1989.
- [87] X. Pennec. *L'incertitude dans les problèmes de reconnaissance et de recalage – Applications en imagerie médicale et biologie moléculaire (in French)*. PhD thesis, Ecole Polytechnique and INRIA, 1996. Electronic version: <http://www.inria.fr/epidaure/personnel/pennec/These.html>.
- [88] X. Pennec and N. Ayache. Uniform distribution, distance and expectation problems for geometric features processing. *Journal of Mathematical Imaging and Vision*, in press, 1997. Also as INRIA research report n° 2820.
- [89] X. Pennec and J.P. Thirion. A framework for uncertainty and validation of 3D registration methods based on points and frames. *Int. Journal of Computer Vision*, 25(3):203–229, 1997.
- [90] B. Pflesser, U. Tiede, and Hoehne. Towards realistic visualization for surgery rehearsal. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 487–491. Springer, April 1995.

- [91] S. Pizer, D. Eberly, B. Morse, and D. Fritsch. Zoom-invariant vision of figural shape: the mathematics of cores. Technical report, University of North Carolina, 1996. available through S. Pizer: pizer@cs.unc.edu.
- [92] T. Pun, G. Gerig, and O. Ratib. Image Analysis and Computer Vision in Medicine. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 18(2):85–96, 1994.
- [93] P. Radeva, A. Amini, J. Huang, and E. Marti. Deformable B-Solids and Implicit Snakes for Localization and Tracking of MRI-SPAMM Data. In *Mathematical Methods in Biomedical Image Analysis*, June 1996. also in a special issue of Computer Vision and Image Understanding, May 1997.
- [94] A. Roche, G. Malandain, and N. Ayache. Automatic registration of medical images by maximization of correlation ratio. Technical report, INRIA, 1998. in press.
- [95] B.M. Ter Haar Romeny. Introduction to scale-space theory: Multiscale geometric image analysis. Technical Report ICU-96-21, Utrecht University, September 1996. <http://www.cv.ruu.nl/Conferences/ScaleSpace97.html>.
- [96] M. A. Sagar, D. Bullivant, G. Mallinson, P. Hunter, and I. Hunter. A Virtual Environment and Model of the Eye for Surgical Simulation. In *Computer Graphics*, Annual Conference Series, pages 205–212, 1994.
- [97] T. Schiemann, J. Nutmann, U. Tiede, and K.H. Hoehne. Segmentation of the visible human for high quality volume based visualisation. *Medical Image Analysis*, 1(4), 1997.
- [98] A. Schweikard, J. Adler, and J.C. Latombe. Motion planning in stereotaxic radiosurgery. IEEE. Trans. on robotics and automation, 1995.
- [99] P. Shi, G. Robinson, A. Chakraborty, L. Staib, R. Constable, A. Sinusas, and J. Duncan. A Unified Framework to Assess Myocardial Function from 4D Images. In *Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine*, volume 905 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 327–337. Springer-Verlag, April 1995.
- [100] S. Small. *The statistical theory of shape*. Springer, 1996.
- [101] G. J. Song and N. P. Reddy. Tissue Cutting In Virtual Environment. In *Medecine Meets Virtual Reality IV*, pages 359–364. IOS Press, 1995.
- [102] Colin Studholme, D. L. G. Hill, and D. J. Hawkes. Automated 3-D Registration of MR and CT Images of the Head. *Medical Image Analysis*, 1(2):91–108, 1996.
- [103] M. Stytz, G. Frieder, and O. Frieder. Three-Dimensional Medical Imaging: Algorithms and Computer Systems. *ACM Computing Surveys*, 23(4), 1991.
- [104] G. Subsol, N. Roberts, M. Doran, and J. Ph. Thirion. Automatic Analysis of Cerebral Atrophy. *Magnetic Resonance Imaging*, September 1997.
- [105] G. Subsol, J.-Ph. Thirion, and N. Ayache. A General Scheme for Automatically Building 3D Morphometric Anatomical Atlases: application to a Skull Atlas. *Medical Image Analysis*, 2(1), 1998.
- [106] G. Székely, A. Kelemen, Ch. Brechbühler, and G. Gerig. Segmentation of 2-D and 3-D objects from MRI volume data using constrained elastic deformations of flexible Fourier contour and surface models. *Medical Image Analysis*, 1(1):19–34, March 1996.
- [107] R. Szeliski and S. Lavallée. Matching 3-d anatomical surfaces with non-rigid deformations using octree-splines. *the International Journal of Computer Vision*, 18(2):171–186, 1996.

- [108] R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors. *Computer Integrated Surgery*. MIT Press, 1995.
- [109] J-P Thirion. New feature points based on geometric invariants for 3d image registration. *International Journal of Computer Vision*, 18(2):121–137, May 1996.
- [110] J-P Thirion. Non-rigid matching using demons. In *Computer Vision and Pattern Recognition, CVPR'96*, San Francisco, California USA, June 1996.
- [111] J-P. Thirion and A. Gourdon. The 3d marching lines algorithm. *Graphical Models and Image Processing*, 58(6):503–509, November 1996.
- [112] J-P. Thirion, S. Prima, and G. Subsol. Statistical analysis of dissymmetry in volumetric medical images. Technical Report 3178, INRIA, June 1997. Electronic version : <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3178.html>.
- [113] J. Ph. Thirion and G. Calmon. Measuring Lesion Growth from 3D Medical Images. In *IEEE Nonrigid and Articulated Motion Workshop*, pages 112–119, Puerto Rico (USA), June 1997. Electronic version: <http://www.inria.fr/RRRT/RR-3101.html>.
- [114] P. Thompson and A.W. Toga. Visualization and Mapping of Anatomic Abnormalities Using a Probabilistic Brain Atlas Based on Random Fluid Transformations. *Medical Image Analysis*, 1(4), 1997.
- [115] P. van den Elsen, A.J.B. Maintz, E-J.D. Pol, and M.A. Viergever. Automatic Registration of CT and MR Brain Images using Correlation of Geometrical Features. *IEEE Trans. on Medical Imaging*, 14(2):384–396, June 1995.
- [116] P.A. van den Elsen, E.J.D. Pol, and M.A. Viergever. Medical image matching - a review with classification. *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 12(4):26–39, March 1993.
- [117] W.M. Wells, P. Viola, Hideki Atsumi, Shin Nakajima, and Ron Kikinis. Multi-Modal Volume Registration by Maximization of Mutual Information. *Medical Image Analysis*, 1(1):35–51, 1996.
- [118] W.M. Wells III, W.E.L. Grimson, R. Kikinis, and F.A. Jolesz. Adaptive segmentation of MRI data. In N. Ayache, editor, *First International conference on computer vision, virtual reality and robotics in medicine, CVRMed'95*, Nice, France, 1995. Springer-Verlag. Lecture Notes in Computer Science. To appear in IEEE Tr. on Medical Imaging.
- [119] J. West and al. Comparison and evaluation of retrospective inter-modality registration techniques. *Computer Assisted Tomography*, 1997. <http://cswww.vuse.vanderbilt.edu/image/registration>.
- [120] R.P. Woods, J.C. Mazziotta, and S.R. Cherry. MRI-PET registration with automated algorithm. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 17(4):536–546, 1993.
- [121] A. Young, D. Kraitchman, L. Dougherty, and L. Axel. Tracking and Finite Element Analysis of Stripe Deformation in Magnetic Resonance Tagging. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 14(3):413–421, September 1995.

On trouvera les rapports de recherche INRIA et certaines publications sur le site <http://www.inria.fr/RRRT/publications-fra.html>.



Unité de recherche INRIA Sophia Antipolis
2004, route des Lucioles - B.P. 93 - 06902 Sophia Antipolis Cedex (France)

Unité de recherche INRIA Lorraine : Technopôle de Nancy-Brabois - Campus scientifique
615, rue du Jardin Botanique - B.P. 101 - 54602 Villers lès Nancy Cedex (France)

Unité de recherche INRIA Rennes : IRISA, Campus universitaire de Beaulieu - 35042 Rennes Cedex (France)

Unité de recherche INRIA Rhône-Alpes : 655, avenue de l'Europe - 38330 Montbonnot St Martin (France)

Unité de recherche INRIA Rocquencourt : Domaine de Voluceau - Rocquencourt - B.P. 105 - 78153 Le Chesnay Cedex (France)

Éditeur
INRIA - Domaine de Voluceau - Rocquencourt, B.P. 105 - 78153 Le Chesnay Cedex (France)
<http://www.inria.fr>
ISSN 0249-6399