

D – L'EQUIPE IMAGE

Table des matières

INTRODUCTION	D-1
BILAN DE L'ACTIVITE 1995-1998.....	D-2
Activité 1 : Atelier logiciel d'intégration de connaissances.....	D-3
A – Architectures logicielles pour l'intégration de connaissances.....	D-3
A.1. Mise au point d'un environnement d'aide interactive.....	D-3
A.2. Définition d'une méthodologie de développement d'application.....	D-4
A.3. Bibliothèque Pandore : accroissement de son potentiel.....	D-4
B – Modèles et algorithmes associés : structures discrètes.....	D-5
Activité 2 : Imagerie cérébrale IRM et TEP.....	D-7
A – Méthodes.....	D-7
A.1. Formation et amélioration des images : correction des distorsions et calibration.....	D-7
A.2. Segmentation et classification.....	D-8
A.3. Méthodologie d'analyse des séries temporelles.....	D-8
A.4. Méthodes d'évaluation de la segmentation.....	D-10
A.5. Gestion du contrôle en Reconnaissance des Formes.....	D-10
B – Applications.....	D-11
B.1. Correction des distorsions en IRM.....	D-11
B.2. Recalage.....	D-11
B.3. Edition de l'encéphale.....	D-12
B.4. Détection d'activations cérébrales en IRM fonctionnelles.....	D-13
B.5. Localisation et identification des sillons du cortex cérébral.....	D-13
B.6. Angiographie cérébrale.....	D-14
B.7. Imagerie TEP.....	D-15
B.8. Spectroscopie par résonance magnétique.....	D-15
Activité 3 : Imagerie de microscopie cellulaire.....	D-16
A – Méthodes.....	D-16
A.1. Approches géométriques pour les contours actifs et le lissage des courbes et surfaces.....	D-16
A.2. Prétraitement d'images par morphologie mathématique et par EDP.....	D-17
A.3. Traitement et représentation d'images par graphes.....	D-18
B – Applications.....	D-18
B.1. Evaluation des anomalies de prolifération et de différenciation cellulaire.....	D-19
B.2. Analyse d'images 3D obtenues par microscopie confocale.....	D-19
B.3. Aide au screening.....	D-20
Activité 4 : Rayonnement scientifique.....	D-21
PERSPECTIVES.....	D-24
A – Atelier d'intégration de connaissances.....	D-24
A.1. Evolution du système TMO.....	D-24
A.2. Conception d'un SBC pour la génération automatique de programmes.....	D-24
A.3. Enrichissement de la bibliothèque Pandore pour l'interprétation d'images.....	D-25
B – Modèles et algorithmes.....	D-25
B.1. Structures et algorithmes discrets.....	D-25
B.2. Modèles géométriques.....	D-26
B.3. Détection et contrôle en Reconnaissance des Formes.....	D-26
C – Applications.....	D-27
C.1. Imagerie cérébrale IRM et Neurosciences.....	D-27
C.2. Imagerie biologique : Microscopie cellulaire et Architecture tissulaire et osseuse.....	D-28
C.3. Visualisation pour l'interaction homme-machine.....	D-29

L'EQUIPE IMAGE

Responsable Marinette REVENU

INTRODUCTION

L'équipe Image regroupe actuellement les activités de recherche de l'équivalent de 9 enseignants-chercheurs et de 3 intervenants extérieurs. Vingt-trois doctorants ont été impliqués dans l'ensemble des travaux présentés ci-après. Les effectifs ont peu changé. Entre 1995 et 1998, nous avons obtenu le recrutement d'un MCF directement intégré dans l'activité Image et celui d'un Professeur ayant comme perspectives d'initier des travaux sur la visualisation d'images pour l'interaction homme-machine, en liaison avec l'équipe I3.

L'activité de recherche de l'équipe Image a, durant cette période, bénéficié d'un contexte local propice en ce qui concerne les matériels d'acquisition d'images disponibles et les sujets d'étude proposés. Les liens avec les partenaires du Pôle Traitement et Analyse d'Image de Basse Normandie se sont renforcés, qu'ils soient universitaires (LERMAT, LUSAC, Centre Cycéron, C.H.U.), privés (Centre anticancéreux F. Baclesse de Caen) ou industriels (ADCIS). En particulier le développement de travaux coencadrés a permis d'acquérir des données image en quantité suffisante pour valider les algorithmes et les méthodes que nous avons développés. Par ailleurs de nouvelles collaborations ont été établies à travers des réseaux nationaux (opération GIS, opération 10.2 du GDR-PRC ISIS, club angiographie), ainsi que de nouvelles collaborations industrielles (Bassin d'Essais des Carènes, Télécrâne Innovation).

Avant de présenter le détail des résultats obtenus, voici les principaux points forts qui caractérisent l'équipe Image:

- Une meilleure maîtrise des matériels d'acquisition (IRM, microscope confocal) a permis de disposer de davantage de données pour mener des expérimentations.
- Une compétence accrue dans les aspects fondamentaux des méthodes de traitement d'images nous a amenés à tester des méthodes plus variées et à proposer de nouvelles théories (par exemple en géométrie discrète).
- Les partenariats ont été renforcés pour favoriser la validation des résultats et l'exploitation des logiciels dans un contexte réel, principalement médical.
- Le besoin de fournir systématiquement des résultats quantifiés s'est traduit par la définition de modèles et de fantômes réalistes pour tester les algorithmes.
- Le souci permanent de capitaliser l'expérience acquise au cours du développement d'applications sur des images de domaines divers s'est manifesté par la montée en puissance de la bibliothèque d'opérateurs Pandore et par la mise au point d'un système de réutilisation des stratégies déjà mises au point.
- Le nombre des publications (30 Revues, 54 Conf. Int., 33 Conf. Nat.) et celui des thèses (15) et habilitations (2) soutenues sont également des indicateurs significatifs de la progression de cette jeune équipe, créée il y a 4 ans à partir d'enseignants-chercheurs provenant de 2 laboratoires distincts.

BILAN DE L'ACTIVITÉ 1995 – 1998

Les prévisions d'activité ont été présentées en 1994 selon 4 axes : le premier, l'Atelier logiciel d'intégration des connaissances, porte sur des aspects fondamentaux (modélisation des connaissances et développement de nouveaux algorithmes), et les trois autres sur des domaines applicatifs : Imagerie cérébrale IRM et TEP, Imagerie de microscopie cellulaire, Imagerie aérienne.

Les résultats du thème vont être présentés selon ce plan. Cependant les activités applicatives seront décrites en dissociant les méthodes mises en œuvre de leur utilisation dédiée ; il en émerge des promesses de réutilisation pour d'autres domaines d'application et un canevas de la future organisation des activités de recherche qui sera présentée dans les perspectives d'évolution de l'équipe. Elle se distinguera de l'organisation précédente par un meilleur équilibre entre les aspects fondamentaux et applicatifs.

Le domaine d'application sur l'Imagerie aérienne n'ayant pas connu le développement souhaité, les études correspondantes seront brièvement présentées dans le paragraphe consacré aux diverses actions relatives au rayonnement scientifique de l'équipe.

EQUIPEMENTS 1995 – 1998

Pendant la période 1995 – 1998, nous avons pu, grâce aux crédits d'équipement CNRS (pôle TAI), Région et MEN renouveler nos moyens de calcul et de visualisation (7 stations) et mettre en place un système de stockage et d'archivage adapté aux quantités d'images que nous avons à traiter et sauvegarder. Par ailleurs, nous avons fait évoluer le matériel bureautique et le réseau de façon à optimiser l'utilisation des machines (serveur NT). Divers logiciels (Explorer sur Sun, compilateurs, outils de développement et logiciels bureautiques) ont complété ces équipements.

Activité 1 : Atelier logiciel d'intégration de connaissances

Enseignants chercheurs : M. REVENU, C. PORQUET, R. CLOUARD, R. MALGOUYRES

Doctorants : V. FICET, A. LENOIR, S. FOUREY, Z. AMMAR

A – Architectures logicielles pour l'intégration de connaissances

L'Atelier Logiciel d'Intégration de Connaissances en Traitement et Interprétation d'Images a été conçu pour fournir un cadre structurant de développement d'applications. Notre motivation est non seulement d'aider à résoudre des applications réelles, mais aussi de formaliser, c'est-à-dire de représenter et de structurer, la connaissance des experts. L'objectif final est de construire un système à base de connaissances générant automatiquement des applications de traitement d'images sous la forme de programmes exécutables.

A plus court terme, nous visons la maîtrise du savoir faire en analyse d'images et la capitalisation des connaissances mises en œuvre. Le développement d'applications est optimisé par la mise à disposition de stratégies d'analyse d'image, d'opérateurs de traitement et de structures de données déjà testés. C'est cette mise à disposition de stratégies, ou plans de traitement d'images, associées à des critères de sélection et à des mécanismes de création ou de modification, qui fait l'originalité de notre démarche vis à vis d'environnements interactifs de conception d'applications en imagerie disponibles sur le marché des logiciels.

Deux thèses (Clouard-94, Ammar-95 [D2]), effectuées antérieurement, avaient analysé le contrôle dans des architectures à base de tableau noir et la coopération entre sources de connaissances pour générer automatiquement des plans de traitement d'images [B18], [C3]. Ces travaux ont notamment permis de dégager le type d'approche que nous privilégions, qui est celle de l'exploitation " intelligente " de bibliothèques de programmes, dans notre cas il s'agit des opérateurs de traitement d'images. Ainsi, construire une application revient à enchaîner et à paramétrer ces opérateurs. La bibliothèque PANDORE a été élaborée en respectant les contraintes liées à cet objectif, par exemple l'atomicité des opérateurs. Cependant ces travaux ont aussi montré combien l'écriture des sources de connaissances s'avérait difficilement compréhensible par un utilisateur autre que le concepteur du système.

Le travail a porté sur trois aspects afin de faciliter l'acquisition et la réutilisation des connaissances, améliorer l'interaction utilisateur/système et élargir les potentialités de la bibliothèque Pandore.

A.1. Mise au point d'un environnement d'aide interactive au développement d'applications comportant un module de raisonnement à partir de cas

Souhaitant adopter une démarche très pragmatique, nous avons développé le système TMO (thèse de Valérie Ficet, Janvier 1999). Ce système permet de programmer au niveau connaissance et de bénéficier des avantages dus à l'interactivité des environnements de programmation visuelle pour la sélection et l'enchaînement des opérateurs. Il donne également à l'utilisateur la possibilité de modéliser et d'expliquer le raisonnement qui l'a amené à un enchaînement particulier, dans le but de le réutiliser. Les applications y sont modélisées sous forme de plans hiérarchiques TMO (Tâches-Méthodes-Outils). Ceux-ci présentent le double intérêt d'être facilement compréhensibles par l'utilisateur et directement opérationnalisables. Les Tâches désignent ce que le système doit effectuer pour atteindre le but de l'analyse de l'image, les Méthodes indiquent comment accomplir une tâche et les Outils réalisent concrètement les actions et sont reliés aux opérateurs de traitement d'images.

Pour accroître l'aide procurée aux concepteurs, nous avons choisi d'employer des techniques de Raisonnement à Partir de Cas (RàPC). Les plans des applications déjà modélisées selon le modèle TMO constituent une base de cas parmi lesquels sera recherché celui ou ceux qui correspondent le plus à la description du nouveau problème à traiter. Ce principe de raisonnement est assez proche du raisonnement humain et il favorise la coopération homme-machine. Il permet de focaliser la sélection des cas voisins au moyen de plusieurs catégories de critères concernant le plan, que ce soient

des informations sur le problème posé, sur les images traitées ou sur la stratégie à adopter. Nous avons défini un ensemble de critères qui ont servi à expérimenter le système sur des images provenant d'origines différentes et avec des utilisateurs autres que le concepteur.

Publications: [B48], [C15], [C24], [C33], [D15].

A.2. Définition d'une méthodologie de développement d'application

Que ce soit dans le cadre TMO, décrit ci-dessus, ou dans le cadre de la planification automatique mise en œuvre par R. Clouard, il est nécessaire de définir un vocabulaire adapté pour exprimer la requête initiale, regroupant les buts du traitement et les caractéristiques des images. Cette ontologie du domaine devient la base du dialogue entre les utilisateurs concernés (experts de domaine des images et experts en TI). La méthodologie proposée, Athéna, s'appuyant sur cette ontologie, se présente comme un guide complet et rigoureux pour la gestion du cycle de vie entier d'une application. Elle met en avant des capacités d'aide, de réutilisabilité d'expériences, d'uniformisation des représentations et de communication entre les différents intervenants, par la définition de modèles structurés, de représentations graphiques et de règles de mise en œuvre de ces modèles à chaque étape du développement. Elle généralise le principe du pilotage d'une bibliothèque d'opérateurs à celui d'une bibliothèque de tâches de traitement, avec lequel la conception d'une solution est vue comme un processus d'agglomération de tâches ponctuelles et indépendantes. Le formalisme retenu distingue le cycle d'abstraction, qui considère les trois niveaux d'abstraction, intentionnel, fonctionnel et opérationnel et le cycle de vie qui préconise quatre phases organisée en une spirale pour gérer entièrement une application (initialisation, réalisation, validation et maintenance). Elle intègre un questionnaire de formulation de requête, des modèles de représentation, et un thésaurus de tâches de traitement et de descripteurs d'images.

Cette méthodologie a été élaborée en étudiant deux domaines d'application :

- L'imagerie biomédicale, notamment l'étude de la prolifération cellulaire dans le cas du dépistage du cancer sur des images de cytologie et d'histologie (cf. Activité 3).
- L'imagerie aérienne, notamment l'étude diachronique de l'utilisation des sols en milieu rural ou de l'évolution du trait de côte maritime: études menées en collaboration avec deux laboratoires de recherche de l'Université de Caen.

Publications: [A30], [B3], [B8], [B13], [C9], [C26].

A.3. Bibliothèque Pandore: accroissement de son potentiel

Initiée par le travail de thèse de R. Clouard, la bibliothèque d'opérateurs Pandore a été complétée pour traiter des graphes de voisinage de région, des images 3D et des images couleur. Cette bibliothèque qui a été conçue selon une méthodologie objet, a la particularité de ne contenir que des opérateurs atomiques et polymorphes. La possibilité d'inclure des masques parmi les données fournies aux opérateurs permet de focaliser un traitement sur des zones d'images. Ainsi, il est aisé de concevoir des chaînes de traitement enchaînant de multiples façons les opérateurs sans limitations dues aux types de données ou à l'ordonnancement des opérations. Elle est idéale pour faire des maquettes et tester la faisabilité d'un traitement. Son champ d'application actuel la limite aux étapes de segmentation, mais nous avons commencé à la compléter par des opérateurs liés à l'interprétation. Ainsi il sera possible de concevoir l'ensemble d'une application de façon homogène avec le système TMO et de réutiliser l'ensemble du travail effectué par les différentes composantes de l'équipe. Cette bibliothèque constitue un réel capital pour l'avenir.

Diffusion:

La bibliothèque Pandore a été utilisée par d'autres équipes de recherche : au LUSAC (Olivier Lezoray) et au TIMC-IMAG (Éric Touboul de l'équipe Systèmes Intégrés Cognitifs dans le cadre d'un mémoire d'Ingénieur CNAM intitulé "Modèle d'architecture pour la mise en œuvre d'un système de vision générique", soutenu le 21-12-1998).

Une version de base est maintenant disponible à partir du serveur Web de l'équipe (<http://www.greyc.ismra.fr/EquipeImage>) , ainsi qu'un rapport interne décrivant précisément la bibliothèque.

B – Modèles et algorithmes associés

Les applications que nous traitons ont fait émerger des besoins en modèles discrets d'objets 2D et 3D dans le but d'éliminer le plus possible les erreurs de calcul dues aux approximations discrètes des modèles continus. Ce besoin est particulièrement ressenti dans le calcul de squelette et dans la détermination d'informations métriques et géométriques, par exemple pour les structures anatomiques cérébrales. D'autres méthodes générales de représentation et de manipulation ont aussi été explorées comme la représentation par graphes des relations entre objets d'une image. Ces dernières seront décrites dans le bilan de l'activité 3 (Imagerie de microscopie cellulaire) qui fut leur cadre de développement.

Structures discrètes

Cette direction de travail concerne la recherche d'un formalisme géométrique et topologique fiable, permettant de concevoir des méthodes en entiers efficaces pour le traitement et l'analyse d'images. Les données des méthodes définies sont toujours des données géométriques discrètes, d'où le problème non immédiat de la définition d'un formalisme topologique adapté. A ce jour et dans le futur proche, cette activité comprend deux grands thèmes.

Homotopie et préservation de la topologie

Cette partie se divise elle même en deux problématiques : caractérisation de la préservation de la topologie pour l'analyse d'images, et algorithmes de calcul d'invariants algébriques des objets discrets, tels que le groupe fondamental, pour la reconnaissance de formes.

La première de ces deux problématiques vient du fait que, en analyse d'images, on fait subir des *transformations géométriques* aux objets discrets. Bien souvent, on souhaite que les objets transformés aient " la même topologie que les objets initiaux ". Pour bien formaliser cette notion, nous avons proposé une solution robuste dans l'espace constitué par une surface discrète, et un début de solution est proposé dans Z^3 par T. Y. Kong, G. Bertrand et d'autres auteurs. Nous pouvons ainsi définir et implanter certaines transformations préservant la topologie, telles que la squelettisation. Enfin, le plus difficile est de trouver une caractérisation algorithmique de la relation liant deux objets qui sont les mêmes, modulo une transformation préservant la topologie. C'est de cette dernière question que découle la deuxième problématique : le calcul d'invariants algébriques.

Jusqu'à présent, le problème plus précisément abordé dans l'équipe est le problème de la représentation en machine de l'information constituée par le groupe fondamental des objets discrets. Plus précisément, on cherche à représenter le groupe fondamental à travers une *présentation algébrique*. Cette recherche a débouché sur le calcul par un algorithme d'une présentation algébrique du groupe fondamental dans le plan discret, et dans le cas de surfaces discrètes (thèse de S. Fourey commencée en 1997). Ce sont deux problèmes classiques de la géométrie du continu, mais la nature discrète des données et la volonté de fournir des algorithmes efficaces obligent à des adaptations conséquentes, et apportent aux solutions proposées une certaine originalité. Le problème général en 3D n'est pas encore résolu.

Publications: [A4], [A11], [A14], [A23], [A25], [A26], [A27], [B12], [B22], [B31], [B35], [B39], [B43], [B47], [B53], [B54], [B55], [D14].

Surfaces en géométrie discrète

Depuis quatre ans, nous avons proposé, avec G. Bertrand (Laboratoire PSI, ESIEE), une nouvelle notion de surface ayant une définition globale, les surfaces fortes, qui généralisent à leur tour les surfaces définies par différents auteurs. Par rapport à ces dernières, les surfaces fortes possèdent à la

fois une définition plus complète et plus naturelle, et une caractérisation locale encore mieux adaptée à la pratique.

Par ailleurs, A. Lenoir (thèse à soutenir en 1999) a défini et implanté de nombreux traitements sur les surfaces discrètes, dont le calcul d'invariants géométriques (normales, courbures), la squelettisation dans les surfaces, et le calcul de géodésiques. Dans un premier temps, un ensemble de logiciels destinés à générer, visualiser, et manipuler les surfaces discrètes constituées de surfels (facettes des cubes élémentaires, ou voxels, qui composent les images 3D) a été réalisé.

Dans un deuxième temps, un algorithme de calcul du champ des normales à la surface en chacun de ses points a été mis au point. Cet algorithme opère par filtrage récursif sur des courbes particulières de la surface. Sa complexité est linéaire par rapport au nombre de surfels de la surface et elle est peu dépendante de la largeur du filtre, ce qui permet, d'une part d'envisager son utilisation de manière interactive, et d'autre part de faire une analyse multiéchelle des valeurs calculées. Le champ des normales est utilisé pour simuler un effet d'éclairage sur la surface et ainsi produire un affichage de bonne qualité visuelle des surfaces. Il est aussi utilisé pour calculer l'aire des surfaces, les courbures et le spectre des orientations qui traduit les orientations prédominantes des surfaces.

Ce logiciel est largement utilisé au GREYC et au LERMAT. Il est également en cours de test pour la détection des sillons du cortex sur des IRM.

Publications: [A16], [B21], [B27], [B38], [B43].

Activité 2 : Imagerie cérébrale IRM et TEP

Enseignants chercheurs : M. DESVIGNES, S. RUAN, N. ROYACKKERS, D. BLOYET

Doctorants : N. FLASQUE, M.J. FADILI, B. MORETTI, C. RENAULT

Doctorants coencadrés : E. DUMAS, N. DELCROIX, J-F LECOMTE, L. VERARD, M-J ANTOINE, F. BOUCHET, C. JAGGI, S.LANGLOIS

Les études sur le cerveau effectuées au centre Cycéron visent en premier lieu à en dresser une cartographie fonctionnelle. Cette cartographie présente en soi un intérêt majeur pour le domaine des neurosciences. Elle présente également un intérêt applicatif direct pour prédire les conséquences d'un accident vasculaire cérébral (AVC) ou d'une intervention chirurgicale sur une tumeur profonde. Dans tous ces cas, il est intéressant de cumuler le maximum d'informations précises sur l'anatomie et les localisations fonctionnelles du cerveau du patient traité. Nos travaux en traitement d'images contribuent à cet objectif :

- en améliorant la qualité des images délivrées par l'IRM (distorsions géométriques, etc.),
- en séparant le cerveau de son environnement et en le segmentant en substance blanche, substance grise et liquide céphalo-rachidien,
- en détectant les sillons corticaux et l'arbre vasculaire, éléments très importants lors de l'interprétation d'images fonctionnelles.

L'aboutissement de cet objectif nécessite la maîtrise de méthodes de fusion d'images mono ou multimodales et la validation quantitative de tous les résultats obtenus (qualité de la fusion, de la correction, de la segmentation, de l'identification). Le laboratoire a beaucoup agi dans cette direction de 1995 à 1998.

Enfin, un travail a été effectué sur la détection des zones activées (soit en TEP, soit en IRM), travail qui a conduit à développer des méthodes spécifiques car le contexte est difficile (instationnarité spatiale des caractéristiques des appareils, faible rapport signal sur bruit, artefacts de mouvements, etc.).

Afin de mettre en évidence les aspects réutilisables des logiciels développés dans le cadre des applications en imagerie cérébrale, nous allons présenter successivement les méthodes puis les résultats obtenus concrètement pour des problèmes particuliers.

A - Méthodes

A.1. Formation et amélioration des images : correction des distorsions et calibration

La formation et l'amélioration des images à des fins de mesures métriques intervient, soit dans le cadre du contrôle non destructif, soit dans le cadre du calcul de caractéristiques utiles à la reconnaissance d'objets. En effet, la maîtrise des paramètres d'acquisition et de formation des images, lorsque cela est possible (carte d'acquisition, caméra linéaire ou matricielle, cadence d'acquisition, éclairage stroboscopique, épiscopique, diascopique, etc.), facilite et conditionne la suite des opérations de traitement d'images, de mesure et de reconnaissance. En particulier les techniques de reconnaissance de formes nécessitent des mesures quantitatives. La *minimisation des erreurs de mesures dues à la chaîne d'acquisition* est donc indispensable, ainsi que la *quantification des positions de l'objet* dans son univers réel.

Nous avons abordé le premier point en proposant une modélisation adéquate du capteur, suivie par la détermination des paramètres du modèle à l'aide de procédures de calibration (thèse de S. Langlois, Novembre 1998). Une analyse théorique détaillée des différentes étapes de la reconstruction d'une image IRM à partir de l'expression du signal soumis à l'action de fonctions quelconques de distorsion permet de distinguer les divers effets. Nous avons montré que ces effets se traduisent dans l'expression de l'image en termes de fonctions de déplacement des pixels, qui peuvent être aussi utilisées comme fonctions de correction. Les paramètres de ces fonctions sont déterminés par calibrage à l'aide de fantômes (images d'objets parfaitement connus).

Le deuxième point, généralement perçu comme la recherche de la matrice de transformation rigide et de projection existant entre le repère image et le repère réel, a été traité dans le cadre de la thèse de V. Godefroy (Bassin d'Essais des Carènes, Mars 1998). Pour localiser des points sur une surface complexe, ici une pale d'hélice, une technique originale a permis de repérer un point quelconque de cette surface dans un repère global par appariement de points du maillage surfacique avec des points de référence tracés sur certains objets de la scène.

Publications: [B36], [B42], [C27], [D10], [D12].

A.2. Segmentation et classification

La segmentation région et la classification de pixels font intervenir des connaissances a priori sur les images à partir desquelles nous sélectionnons les techniques les plus appropriées.

Modélisation des distributions des niveaux de gris : effet de volume partiel

La modélisation des signaux à classer est une étape importante. La connaissance a priori sur les modèles des signaux permet de simplifier et d'améliorer les méthodes de classification. Comme la résolution des systèmes d'acquisition ne permet généralement pas d'atteindre la résolution physique de la frontière entre les matières, l'effet de volume partiel est inévitable. Les matières sont souvent nommées matières pures. Un voxel ou un pixel sur la frontière soumis à l'effet de volume partiel est nommé mixel et son intensité est une somme pondérée des intensités des matières pures qui le constituent. Dans le cas où le mixel ne contient que deux matières pures et où les intensités des signaux délivrés par les matières pures suivent des distributions gaussiennes, on peut montrer sous certaines conditions par le test de Kolmogorov-Smirnov que la distribution de mixels peut être modélisée par une fonction gaussienne. Cette modélisation de la distribution des mixels permet de classer les mixels par les méthodes statistiques, par exemple la méthode markovienne. La décision peut alors être affinée par l'ajout d'une étape de classification floue sur d'autres caractéristiques des données.

Classification par modèle markovien

Comme nous avons vu dans le paragraphe précédent, il existe non seulement des classes pures mais aussi des mixclasses. La classification doit donc prendre en compte ces phénomènes. C'est justement la nouveauté de notre méthode qui se décompose en deux étapes : séparer d'abord les mixclasses et les classes pures, puis réexaminer les mixclasses .

Notre méthode de classification est basée sur le modèle 3D du champ de Markov pour lequel il est nécessaire de connaître les fonctions de distribution des classes pures et des mixclasses. Grâce à la modélisation proposée ci-dessus, nous approximations l'histogramme des niveaux de gris de l'image par une somme de gaussiennes. Les seuils calculés sur l'histogramme minimisant la probabilité de mauvaise classification fournissent une initialisation du champ des étiquettes. Nous procédons ensuite à la minimisation d'une fonction d'énergie définie en chaque site de l'image à l'aide de l'algorithme ICM, pour classer les voxels. Les classes pures obtenues à l'issue de cette première étape de classification nous servent à reclasser les éléments des mixclasses. A cause du mauvais contraste des images, le modèle classique utilisant deux énergies, l'une relative aux niveaux de gris et l'autre au voisinage, n'est pas suffisant pour une bonne classification des mixclasses. Nous avons introduit la dimension multifractale dans le modèle de Markov pour prendre également en compte les variations des niveaux de gris.

Publications: [B37], [B44], [B50], [B52], [C19], [D13].

A.3. Méthodologie d'analyse des séries temporelles

La détection et l'analyse spatio-temporelles des signaux font intervenir des modèles de signaux, des principes de détection des signaux vérifiant ces modèles, et des méthodes d'analyse.

Méthodes de détection par tests statistiques

Lorsque la connaissance sur la corrélation temporelle est insuffisante, les cartes statistiques sont obtenues en régime stationnaire. Plusieurs tests paramétriques et non paramétriques ont été mis au point et améliorés. Par exemple le test de Student permet de déterminer si une variation du signal a été observée entre les états repos et tâche en comparant statistiquement leurs moyennes. Le test de

vraisemblance permet de décider si un saut de moyenne a été constaté en comparant le moment d'ordre 1 des distributions des deux populations (repos-tâche), sous l'hypothèse gaussienne. Cependant, la normalité du bruit n'est pas toujours vérifiée. Une autre famille de tests statistiques dits non paramétriques a été introduite, tels que le test de Kolmogorov-Smirnov ou le test de Kuiper.

Identification des séries temporelles par techniques inférentielles

Pour détecter des signaux à partir des données bruitées, il est nécessaire de connaître les formes du signal temporel et les caractéristiques du bruit. La forme du signal attendu est souvent liée au paradigme expérimental d'activation et à la réponse hémodynamique du patient (que l'on peut modéliser). Les modèles mathématiques linéaires ou non linéaires sont choisis selon les types de signaux observés et les paramètres du modèle sont identifiés. Quant aux caractéristiques du bruit, les modèles statistiques connus dans la littérature sont souvent choisis, puis vérifiés par des analyses. En particulier, une étude a été menée sur des séries d'IRMf fonctionnelle où un modèle de blanchiment de bruit, dans le cadre des moindres carrés généralisés, a été adopté et analysé. Celui-ci suppose que le bruit additif de ces séries est issu d'un processus auto-régressif (AR) au moins du premier ordre. L'hypothèse de corrélation a été étudiée avant et après blanchiment.

Analyse en composantes principales sur les données conditionnées

Une méthode de classification statistique inspirée de l'analyse conditionnelle a été étudiée et appliquée à l'analyse des séries temporelles. Elle procède comme suit. L'analyse en composantes principales est appliquée sur les données d'un état B corrigées de l'effet linéaire de l'état A par une procédure d'orthogonalisation. Une diagonalisation de la matrice de covariance des données conditionnées (ACP) permet de retrouver les sous-espaces vectoriels propres (composantes principales) expliquant le maximum de la variance des données. Ainsi, la projection des données conditionnées dans l'espace propre correspondant à la plus grande valeur propre permet d'obtenir une cartographie de la puissance de représentation dans ce sous-espace vectoriel. Dans le cas de l'IRMf, la carte des données projetées reflète l'intensité de la variation de signal entre la condition de repos (état A) et la condition de tâche (état B).

Analyse par classification floue non supervisée (Fuzzy Clustering Analysis ou FCA)

Parmi les techniques partitionnelles, l'algorithme Fuzzy c-means a été remanié et adapté au cas des séries temporelles. En particulier, l'accent a été mis sur le choix de la métrique de mesure des similarités ainsi que sur la non-supervision. Pour ce dernier point, des méthodes heuristiques ont été généralisées à la métrique proposée (basée sur le coefficient de corrélation). De plus, une stratégie d'analyse des séries d'IRMf en trois étapes a été énoncée. Son originalité réside dans l'exploitation d'une série dite blanche constituée de données de bruit. Dans un premier temps, la FCA est appliquée pour réduire le nombre de voxels traités à ceux de la matière grise en vue d'augmenter la robustesse et l'efficacité de l'étape de détection. Ensuite, la FCA non supervisée est appliquée sur les données de bruit et sur les données d'activation. Une comparaison entre les clusters des partitions précédentes est effectuée en utilisant une statistique appropriée (corrélation, test T2 de Hotelling). Seuls les clusters significativement différents, avec un risque de 1ère espèce donné, sont conservés. En plus de pouvoir délivrer les clusters d'activations, cette stratégie permet de caractériser statistiquement les clusters d'activations par rapport à l'hypothèse nulle (données de bruit). Enfin, une étude a été menée pour améliorer la défuzzification en établissant une relation entre les degrés d'appartenance et les z-scores des différents clusters. Une forme analytique de cette relation a été établie sous certaines hypothèses et l'accès à la distribution des degrés d'appartenance se fait à travers la simulation. Cette méthode sert en particulier à établir des courbes d'efficacité de la FCA afin de les comparer aux autres procédures d'analyse décrites ci-dessus.

Publications: [A10], [B16], [B51].

A.4. Méthodes d'évaluation de la segmentation

L'évaluation de la qualité d'une segmentation est un problème assez vaste, pour lequel il existe différentes méthodes. Nous avons défini un protocole d'évaluation en trois étapes: création d'un modèle spécifique quand il n'existe que des données idéales, choix d'un processus aléatoire pour perturber ces données, choix de critères pour quantifier les différences entre les résultats idéaux et les résultats obtenus à partir des données perturbées. Nous présentons ici les critères utilisés.

Taux de recouvrement

Le taux de recouvrement entre 2 volumes est le pourcentage du nombre de voxels communs à deux volumes V_1 et V_2 par rapport au nombre de voxels du volume de leur réunion. L'inconvénient de ce calcul est qu'il est fortement dépendant de la taille des volumes considérés. Afin de s'affranchir de cette dépendance, nous avons proposé d'utiliser un autre type de mesure, qui représente, dans le cas tridimensionnel, le nombre moyen de voxels d'erreur par unité de surface.

Cartes et histogrammes des distances

On peut remédier au manque d'information locale des deux mesures précédentes grâce à l'utilisation de la notion de distance d . L'idée est de privilégier un des deux volumes d'intérêt en le considérant comme la référence, puis de calculer, pour chaque voxel du contour du deuxième volume, sa distance euclidienne au contour de la référence. Il est ainsi facile de visualiser le contour en 3D, et de voir localement, grâce au codage de distances en intensité, la répartition des écarts entre le deuxième volume et le volume de référence. Un moyen simple de condenser l'information sur les distances est de calculer l'histogramme des distances sur les voxels du contour obtenu, ce qui permet d'avoir la distribution des écarts par rapport à la référence, et de juger de la qualité de la correspondance entre les deux volumes.

Publications: [A29], [B49].

A.5. Gestion du contrôle en Reconnaissance des Formes

La reconnaissance des formes s'appuie principalement sur 3 types de techniques de base, suivant que les modèles sont stockés sous forme iconographique, sous forme de vecteurs de caractéristiques ou de grammaires. Nous avons combiné ces 3 types de techniques et géré les interactions qu'ils imposent.

1. Dans les techniques de type " template matching ", le modèle, représenté sous la forme d'image, est recherché à l'aide de la minimisation d'une fonctionnelle dépendant des paramètres de translation, de rotation et d'homothétie. Cette minimisation est réalisée, soit dans le domaine continu (descente du gradient, recuit simulé, etc.), soit dans le domaine discret de la trame de l'image. L'introduction de fonctionnelles regroupant des termes élastiques élargit le champ d'application de ces techniques à des objets non rigides. Ce type de procédure est particulièrement utile lors du recalage pour la mise en relation d'un même objet acquis sous différentes modalités d'image ou lors du suivi d'un objet au cours de temps.

2. Les méthodes statistiques se basent sur la mesure de caractéristiques quantitatives. Ces caractéristiques sont regroupées dans un vecteur qui est ensuite classifié par rapport à un ensemble d'apprentissage. La difficulté principale est de trouver un ensemble d'apprentissage représentatif. Ce type de technique s'adapte difficilement à la gestion d'objets partiellement visibles, mais présente un cadre mathématique rigoureux.

3. Les méthodes syntaxiques ou structurelles s'appuient sur la notion de grammaire ou d'automate, et plus généralement sur la notion d'isomorphisme de sous-graphes. Les apports essentiels de cette technique à nos travaux concernent l'aspect contextuel, c'est-à-dire l'identification conjointe des objets et des relations spatiales existant entre ces objets.

La gestion du contrôle des différentes étapes de nos procédures de reconnaissance est un problème essentiel pour assurer une solution au problème posé. Dans un système de reconnaissance des formes un peu complexe, la structuration en deux niveaux des étapes d'identification apporte une solution à l'explosion combinatoire créée lors de la recherche d'isomorphisme de sous-graphes. Chaque étape correspond, soit à une identification individuelle d'un objet hors de son environnement, soit à l'identification d'une relation spatiale. L'ordre de ces deux étapes n'est pas primordial. Les deux applications développées actuellement sont de ce point de vue opposées : l'identification des sillons procède par identification d'abord individuelle, puis sur les relations spatiales, alors que le projet TCI procède de manière inverse (voir une description plus complète du projet TCI dans Activité 4).

Dans ce contexte, une réponse non binaire de reconnaissance doit être accompagnée d'une gestion du nombre d'hypothèses émises et de solutions calculées, soit en relâchant les contraintes (peu de solutions conduisent à peu de chances de trouver la bonne), soit en augmentant ces contraintes

(explosion combinatoire, solutions noyées dans le bruit). Il faut alors contrôler l'évolution des paramètres ou changer de méthode.

Un autre point important intervient : les solutions sont ordonnées selon un critère dépendant de la probabilité a priori ou de la réussite d'une reconnaissance ou d'une combinaison des deux. Les coefficients de pondération associés aux différents éléments d'information doivent être choisis à l'aide de caractéristiques calculées sur la base d'apprentissage (plus discriminants, de plus faible variance, etc.).

Publications: [A3], [A28], [B34], [D9].

B - Applications

Les applications présentées ci-dessous s'effectuent en collaboration avec le service d'IRM du CHU de Caen et avec le Centre Cycéron, spécialisé dans l'étude fonctionnelle du cerveau humain et du cerveau de primates non humains. La contribution du GREYC se situe dans le développement de logiciels fournissant des mesures pour les expérimentations en cours.

B.1. Correction des distorsions en IRM

L'étude des étapes de reconstruction du signal dans un système d'acquisition IRM a permis de regrouper les divers effets en catégories distinctes : effets liés aux non-linéarités des gradients et à l'hétérogénéité du champ. Ces effets se traduisent dans l'expression de l'image en termes de fonctions de déplacement des pixels, utilisées ensuite comme fonctions de correction. Les fonctions de correction des non-linéarités des gradients sont issues des expressions analytiques dérivées de la géométrie des bobines produisant le champ. Leurs paramètres sont déterminés par calibrage à l'aide d'un fantôme cubique. La correction 3D, automatique et reproductible, a été validée par comparaison avec la méthode de correction 2D que propose le constructeur des appareils, ainsi que par comparaison avec des images acquises par tomographie. Une méthode d'estimation des fonctions associées aux hétérogénéités du champ a aussi été proposée. Un algorithme original de traitement des images de phase cartographie précisément les hétérogénéités, par le biais d'une double acquisition du même objet.

L'application des fonctions à la correction d'images réduit les erreurs de position initiales, estimées à plusieurs millimètres, à une erreur inférieure à la résolution de l'image (1mm). Cette précision nous permet d'envisager une amélioration significative de la qualité des traitements et interprétations effectués sur les images acquises par résonance magnétique.

Publications: [B36], [C23], [C27], [D12].

B.2. Recalage

Le recalage d'images est un problème récurrent lorsque l'on veut utiliser plusieurs modalités d'images ou même plusieurs images de même modalité prises à des instants différents, soit pour une analyse intra-individuelle, soit pour une analyse inter-individuelle. Les applications des techniques de recalage que nous avons étudiées portent sur l'aide que peut fournir l'imagerie cérébrale dans différents contextes :

- Recherches sur les accidents vasculaires cérébraux (AVC). Chez l'homme il est pratiquement impossible d'observer la phase la plus précoce des accidents qui va prédire la finalité tissulaire et neurologique, c'est-à-dire les conséquences neuronales et fonctionnelles d'un AVC. Chez le primate non humain il est possible d'établir des protocoles de test, de simuler les accidents et de suivre d'évolution des phénomènes biologiques jusqu'à la neuropathologie finale. La fusion d'informations provenant de différentes modalités (IRM, TEP, histologie) permet de suivre l'évolution anatomique et métabolique des nécroses. Elle fait donc intervenir différentes méthodes de recalage selon les modalités mises en jeu.

- Aide à la planification interventionnelle. Dans le contexte d'utilisation d'un système de navigation chirurgicale, il est nécessaire de procéder à un recalage multimodalité (CT, TEP, IRM, IRMf, EEG) et de mesurer et corriger les déplacements corticaux en peropératoire.

Nous avons mis en place des logiciels opérant des recalages rigides en minimisant une fonctionnelle d'énergie calculée sur des points de repère, des surfaces ou des volumes, et des recalages élastiques en utilisant des modèles mathématiques déformables. Ces logiciels sont souvent fondés sur l'adaptation de méthodes connues aux particularités de nos données. En particulier nous avons traité le recalage de coupes histologiques du cerveau pour former un volume 3D.

Recalage rigide

L'histologie est l'information anatomique la plus précise à l'heure actuelle. Elle permet de visualiser les tissus de manière à mesurer les volumes et comprendre les processus qui sont intervenus lors des protocoles neuropharmacologiques. On ne dispose que de coupes 2D et ces coupes sont placées de manière complètement arbitraire sur les lames. Il est nécessaire de reconstruire le volume histologique pour le positionner sur l'IRM et comparer les volumes sur les deux modalités (IRM et histologie).

Pour reconstruire le volume histologique, nous avons mis au point une méthode de recalage coupe à coupe basée sur le calcul de la fonction d'intercorrélation entre plusieurs coupes successives. Ce calcul est très rapide puisqu'on opère dans le domaine fréquentiel via les transformées de Fourier rapides. La méthode a été testée et évaluée sur 4 jeux de données.

Recalage avec déformations géométriques élastiques

Le recalage histologie/IRM 3D nécessite trois étapes :

- 1 – Recalage grossier en minimisant la distance entre les plans interhémisphériques détectés dans chaque image.
- 2 – Recalage rigide des contours externes du cortex sur histologie et IRM.
- 3 – Recalage élastique des volumes en considérant une représentation " masses-ressorts ". Le processus consiste à minimiser une force globale combinant une force de rappel propageant la déformation, une force due à la masse et au potentiel, et une force de frottement.

La méthode nécessite une segmentation des contours extérieurs et de quelques contours intérieurs visibles dans les deux images. Ceux-ci sont difficiles à obtenir de façon fiable sur toutes les images et l'algorithme a été testé jusqu'à présent sur des images de synthèse.

Publication: [A22].

B.3. Édition de l'encéphale

Amélioration de l'édition de l'encéphale en IRM 3D par méthode des contours actifs

Pour affiner le résultat de l'édition de l'encéphale produit par le logiciel ATOMIA, développé en collaboration avec le Centre Cycéron, nous avons fait évoluer le contour fourni par ce logiciel suivant des contraintes basées sur des critères d'intensité et géométriques. Les contours actifs sont appliqués en 2 dimensions suivant un axe particulier. L'algorithme est en cours de validation en routine au Centre Cycéron par les utilisateurs d'ATOMIA.

Classification des tissus cérébraux en IRM anatomique

La méthode markovienne a été utilisée pour séparer les tissus cérébraux : la matière blanche, la matière grise et le liquide céphalo-rachidien (LCR) à partir des images IRM. Les modèles statistiques utilisés sont obtenus par la modélisation des distributions des trois tissus et des deux mélanges issus de l'effet de volume partiel (mélange de matière blanche et matière grise, mélange de matière grise et LCR). La méthode a été validée à partir d'un fantôme et les résultats sur les images IRM sont en cours d'expertise. Elle sera prochainement intégrée dans un logiciel destiné à être utilisé en routine, notamment par des équipes de médecins du CHU de Caen.

Mesure de la qualité de segmentation et application à la validation de méthodes d'édition de l'encéphale

La notion de carte de distances sur un volume de référence est ici exploitée pour quantifier de manière locale les écarts du résultat de la segmentation automatique avec la référence. Cette mesure

de dissimilarité entre deux volumes (une référence et un volume édité automatiquement) a été utilisée pour valider la méthode coopérative d'édition de l'encéphale.

Publications: [A20], [B6], [B23], [B25], [C5], [C21], [D6].

B.4. Détection d'activations cérébrales en IRM fonctionnelle

L'IRM fonctionnelle occupe depuis peu une place de tout premier plan parmi les techniques d'investigation de l'activité cérébrale, en raison de ses résolutions spatiale et temporelle, son caractère non invasif, un appareillage moins coûteux et une fusion plus simple qu'en TEP avec les données de l'anatomie. Il a été démontré que le caractère paramagnétique de la désoxyhémoglobine permet d'établir des cartes de différence entre état de stimulation (état activé) et de contrôle (état repos). Les travaux effectués au sein de GREYC, en collaboration avec le CHU de Caen et le centre Cycéron, ont pour objectif de détecter les zones d'activation à partir des séquences d'images alternatives repos-tâche.

Un logiciel nommé FIAtool a été développé au laboratoire ; c'est un outil adapté à la détection d'activations cérébrales à partir d'IRMf. Il intègre entre autres des techniques de détection et d'analyse de séries temporelles fondées sur la statistique et la classification (floue, ACP). Les zones d'activation détectées sont ensuite confirmées par les experts.

Publications: [B4], [B7], [B45], [C16].

B.5. Localisation et identification des sillons du cortex cérébral

Un grand nombre d'études menées sur le cerveau humain utilisent son anatomie comme référentiel spatial pour localiser ses fonctions. Cependant l'anatomie cérébrale s'avère extrêmement variable d'un individu à l'autre, en particulier au niveau des sillons corticaux. Nous avons développé deux méthodes complémentaires pour localiser et identifier les sillons.

Approche surfacique

Notre objectif est de construire un atlas adaptatif de la partie surfacique des sillons corticaux, puis de concevoir et d'implanter des outils permettant de l'exploiter. On veut notamment réaliser une identification automatique des principaux sillons dans toute nouvelle image IRM anatomique de cerveau sain. Le travail réalisé peut être décomposé en trois étapes. Dans la première, nous construisons une base de données contenant des examens où les sillons ont été expertisés et dessinés à la surface des cerveaux sous forme de courbes tridimensionnelles. Dans la seconde nous procédons d'abord au recalage de ces courbes vers la surface d'un cerveau issu d'une nouvelle image IRM prétraitée et segmentée. Ces courbes recalées sont utilisées ensuite pour construire automatiquement un atlas statistique de la topographie corticale attendue dans le nouvel examen. Cet atlas individualisé contient les caractéristiques géométriques et topologiques de chaque sillon répertorié, ainsi que les relations entre tous les sillons. Un modèle statistique de la variabilité de chaque paramètre étudié est également calculé. Dans un troisième temps, une méthode de reconnaissance de formes identifie la partie surfacique des sillons corticaux en utilisant l'atlas réalisé à l'étape précédente. Le taux de reconnaissance est très bon pour les six sillons majeurs de chaque hémisphère et reste en moyenne très acceptable pour d'autres sillons majeurs. Les informations générées présentent l'intérêt de pouvoir être utilisées dans un système d'aide à l'interprétation d'images anatomiques plus complet.

Approche 3D

Dans le but de visualiser les sillons du cortex cérébral chez les humains vivants à partir d'IRM, nous nous attachons à les identifier en tant que surfaces 3D, c'est-à-dire non seulement la partie visible de l'extérieur du cerveau mais également toute sa partie enfouie. Grâce aux caractéristiques différentielles du volume cérébral, nous calculons les courbures 3D en tout point du volume. La courbure moyenne nous permet dans un premier temps de distinguer les parties convexes et concaves du cerveau que l'on peut attribuer respectivement aux parties gyri et sillons. Un seuillage sélectionne alors les sillons. Cette première sélection ne permet pas de distinguer les sillons les uns des autres puisque beaucoup d'entre eux restent interconnectés. Nous nous intéressons donc au fond des sillons pour tenter de les distinguer. Pour ce faire, un suivi de vecteurs courbure à partir de points de départ

judicieusement choisis permet de parcourir le fond des sillons. Ces lignes 3D correspondant au fond des sillons servent de départ pour remonter vers l'enveloppe externe du cerveau. On obtient alors une surface 3D correspondant à la surface médiane du sillon.

Publications: [A28], [B2], [B5], [B9], [B24], [B26], [B46], [C4], [C10], [C14], [D3], [D9].

B.6. Angiographie cérébrale

Angiographie sur cerveau humain

L'angiographie du cerveau par Résonance Magnétique (ARM) offre une alternative intéressante à l'angiographie classique par rayons X : comme tout examen IRM, elle est en effet non invasive, et les différentes séquences d'acquisition (temps de vol, contraste de phase 2D et 3D) mettent en évidence les structures vasculaires de multiples manières. Cette absence de nocivité intrinsèque et la rapidité en examens cliniques la rendent attractive comme outil de diagnostic et de planification chirurgicale, en particulier dans le cas des sténoses ou des anévrismes. Bien que de nombreux outils de visualisation 3D existent, la manipulation des données 3D ARM sous forme de coupes 2D comparatives n'est pas aisée. De même, l'accès à des paramètres et à des mesures quantitatives tridimensionnelles n'est actuellement pas réalisé dans le contexte clinique. Le recalage de l'arbre vasculaire avec l'anatomie sous-jacente est particulièrement intéressant pour minimiser les risques lors d'une intervention neurochirurgicale. L'objectif de ces travaux consiste à proposer une solution aux problèmes de la détection, de la segmentation et de la modélisation de l'arbre vasculaire cérébral, ainsi qu'à ceux de la visualisation et de la mesure quantitative de paramètres physiques comme le diamètre des vaisseaux. L'application principalement visée est la détection et la quantification des sténoses carotidiennes.

- N. Flasque, dans le cadre de sa thèse, a mis en place une méthode de segmentation en 3 étapes :
- 1 – Correction des intensités car l'option "multislab" de l'acquisition génère des bandes plus claires réparties régulièrement selon la direction axiale. Nous utilisons une technique de corrélation d'histogrammes entre chaque bande.
 - 2 – Rehaussement des contours des vaisseaux par diffusion anisotrope.
 - 3 – Regroupement des régions pouvant faire partie d'un vaisseau en utilisant 2 critères : l'intensité et la configuration du voisinage.

A l'issue de ces traitements, nous détectons les principales parties de la structure cérébrale vasculaire, sans perte d'information sur la localisation, la forme et la continuité des régions. Dans un deuxième temps, nous sélectionnons la ligne centrale des vaisseaux et nous construisons une représentation de la structure correspondante. L'étape ultérieure concerne la mesure du diamètre et de la surface de sections perpendiculaires à l'axe de façon à mettre en évidence des sténoses.

Angiographie sur cerveau de primate non humain

En parallèle à cette étude sur le cerveau humain, E. Dumas, en thèse au Centre Cycéron, étudie les particularités de l'acquisition en ARM sur des primates non humains. En effet, compte tenu de la différence de morphologie et de position dans l'appareil, l'antenne utilisée pour les primates provoque des artefacts particuliers qu'il faut corriger. Le travail sur la segmentation et la reconstruction de l'arbre vasculaire s'effectue en coordination avec celui de N. Flasque. L'objectif final est de mieux comprendre les phénomènes liés aux accidents vasculaires cérébraux et de construire une base de données qui sera utilisée pour la modélisation des processus d'évolution de l'ischémie vers la nécrose finale.

Publications: [B33], [C12], [C22].

B.7. Imagerie TEP

La Tomographie à Emission de Positons a été jusqu'à ces dernières années la méthode privilégiée d'investigation de l'activité cérébrale (en complément de la MEG et de EEG). Son importance tend actuellement à décroître au profit de l'IRM fonctionnelle en raison de la panoplie d'imageries offertes par l'IRM (anatomie, angiographie, activation,...) et des contraintes d'utilisation de la TEP (injection d'une substance radioactive, période des éléments radioactifs utilisés). Elle demeure

néanmoins une référence en matière d'investigations sur l'activité cérébrale dans une période où l'IRM fonctionnelle n'en est qu'à ses débuts.

Tout comme en l'IRM fonctionnelle, les zones activées pour une tâche donnée sont obtenues par différence entre image de travail et image de repos. Le signal correspond ici à un accroissement du nombre de positons émis par une zone activée, lié à l'augmentation locale du débit sanguin. Cette différence étant faible, il faut tout mettre en oeuvre pour améliorer le rapport signal sur bruit des images positons et appliquer des méthodes appropriées de détection des zones activées avec un degré de confiance contrôlé. Deux démarches ont été utilisées au niveau mondial. La première consiste à moyenniser les signaux sur un ensemble de patients effectuant la même tâche. Cette méthode est cependant limitée en résolution spatiale en raison des variabilités anatomiques et fonctionnelles des cerveaux humains. Nous nous sommes donc consacrés aux méthodes de détection d'activation individuelles. La première catégorie de travaux effectués a consisté à reconsidérer la "rétroprojection des projections filtrées", méthode de reconstruction de l'image TEP à partir de ses projections, admise comme standard. Nous avons donc étudié les potentialités de méthodes de reconstruction algébriques qui offrent l'avantage de pouvoir introduire des connaissances a priori (anatomiques) dans le processus de reconstruction. Cet axe de travail a fait l'objet des thèses de F. Bouchet et de J. F. Lecomte préparées en collaboration avec le Centre Cycéron. J.F. Lecomte a notamment proposé une méthode de reconstruction d'image TEP constante par morceaux qui offre des qualités de reconstruction (sur fantômes) bien meilleures que la méthode classique. Les méthodes algébriques étant coûteuses en temps de calcul, il a implémenté ses algorithmes sur un ordinateur parallèle CRAY ce qui n'augmente pas le temps de reconstruction. La seconde catégorie de travail effectué par M.J. Antoine et J.F. Lecomte a consisté à identifier les caractéristiques de bruit et de covariance locale de la TEP afin de déterminer les seuils à appliquer pour la détermination des zones activées. Les tomographes à positons ont des caractéristiques spatiales non stationnaires ce qui rend cette identification délicate. Ces travaux ont été menés sur la caméra ECAT HR+ en modes de reconstruction 2D et 3D.

Publications: [B1], [[D5], [D7], [D11].

B.8. Spectroscopie par résonance magnétique

Dans le cadre de nos échanges avec le service d'IRM du CHU, nous participons aux travaux sur l'utilisation de la spectroscopie par RMN. La thèse de N. Delcroix porte sur la conception d'un système à base de connaissances pour l'acquisition et le traitement du signal en spectroscopie RMN. Le but est de déterminer avec précision la concentration des différentes molécules ou métabolites contenues dans l'échantillon étudié in vivo. Le principe général de la méthode consiste à approcher le spectre par une combinaison linéaire des éléments d'une base de données de différentes molécules dont on connaît à l'avance la réponse pour une concentration donnée. L'analyse du signal RMN permet d'évaluer sa qualité et, de manière rétroactive, d'influer sur l'acquisition. L'opérateur humain pourra ainsi avoir connaissance de l'existence de signaux bruités et agir sur le réglage des paramètres d'acquisition pour augmenter la précision de la classification concernant, par exemple, l'évolution d'une maladie.

Récemment nous avons élaboré un programme de travail destiné à fusionner les informations anatomiques et spectroscopiques, ceci dans le but d'évaluer la neurotoxicité centrale des neuroleptiques. Ce projet est présenté plus en détail par la section "Perspectives".

Activité 3 : Imagerie de microscopie cellulaire

Enseignants chercheurs : A. ELMOATAZ, M. REVENU, D. BLOYET
Membres extérieurs : P. HERLIN (C. F. Baclesse), H. CARDOT (LUSAC)
Doctorants : F. ANGOT, S. SCHUPP, R. DEMOMENT, P. BELHOMME
Doctorant coencadré : O. LEZORAY (LUSAC)

Le travail de recherche de l'activité 3 est organisé autour de 3 centres d'intérêt:

1 - Développement d'outils généraux pour le traitement, l'analyse ou la représentation d'objets en imagerie 2D et 3D.

2 - Résolution d'applications effectives dans le domaine de l'imagerie biomédicale.

3 - Définition d'une méthodologie de développement d'applications de traitement d'images conduisant à une modélisation de la connaissance par la définition d'une ontologie du domaine. Cette recherche a été décrite dans la section " Activité 1 " .

A - Méthodes

A.1. Approches géométriques pour les contours actifs et le lissage des courbes et surfaces

Les contours actifs se présentent comme des modèles d'extraction des contours ou surfaces d'objets dans une image basés sur la minimisation d'une fonctionnelle énergie faisant apparaître les caractéristiques géométriques de la courbe (resp. surface) de l'image, et de l'interaction entre la courbe (resp. surface) et l'image. Ce modèle est largement utilisé en imagerie médicale pour la représentation des formes, la segmentation ou la visualisation d'objets. L'idée de base est de positionner au voisinage de la frontière physique d'un objet à détecter une courbe (resp. surface) et de la déformer par la minimisation de la fonctionnelle énergie, jusqu'à ce qu'elle coïncide avec la frontière réelle de l'objet.

Il existe deux types d'approches générales par contours actifs : l'approche paramétrique et l'approche géométrique. Bien qu'elle intègre des informations géométriques en plus des informations de contraste et d'intensité, la première approche présente quelques inconvénients. Elle est dépendante de la paramétrisation et ne permet pas de gérer automatiquement les changements de topologie. Elle nécessite également une initialisation manuelle à proximité des frontières des objets, ce qui rend son utilisation difficile dans les problèmes de segmentation que nous traitons en cytologie et histologie quantitative. L'approche géométrique, que nous avons choisie d'étudier, permet de lever quelques-uns de ces inconvénients. Elle est fondée sur certaines équations d'évolution de courbes planes ou de surfaces, et sur la méthode des courbes de niveau, introduite par Osher et Sethian, pour leur résolution. Le principe consiste à formaliser la tâche de segmentation en une approche variationnelle en choisissant une énergie intégrant l'information sur les frontières, les régions ou la texture des objets. Avec l'équation d'Euler-Lagrange, déduite de la minimisation, on aboutit à une équation aux dérivées partielles (EDP) de la forme :

$$\frac{d(x,t)}{dt} = F.N$$
$$(x,t=0) = x_0(x)$$

F est une fonction intégrant des informations géométriques locales sur la courbe ou sur la surface x_0 , et des informations dépendant de l'image dans laquelle se trouvent les objets à extraire.

Cette équation est utilisée pour déformer une surface initiale donnée. La résolution de cette EDP par la méthode des courbes de niveau consiste à considérer les courbes ou surfaces de niveau d'une fonction U définie sur le support de toute l'image. On transpose de ce fait l'étude des courbes ou surfaces à celle de la fonction U pour aboutir à des modèles définis par une équation aux dérivées partielles de la forme :

$$\frac{dU(x,y,t)}{dt} = F | U | \quad (1)$$
$$U(x,y,t=0) = U_0(x,y)$$

Cette méthode présente plusieurs avantages :

- Elle permet de mettre en œuvre de manière efficace le processus d'évolution des contours (resp. surfaces) tout en gérant automatiquement d'éventuels changements de topologie dans la phase d'évolution.
- Les caractéristiques géométriques des courbes (resp. surfaces) se calculent facilement à partir de la fonction U .
- Le problème d'extraction d'objets se formule de la même manière en dimension 2 ou en dimension 3.

Nous avons mis au point différentes techniques de résolution d'EDP de la forme (1) en 2D et 3D.

Résolution de la version non régularisée de (1)

Dans le cas non régularisé, F est fonction d'informations sur l'image. La méthode des courbes de niveau rapide de Sethian permet une implémentation rapide et efficace de certaines transformations telles que l'érosion, la dilatation ou les calculs de distances généralisées. Elle permet également par un bon choix de F et des courbes ou des surfaces de réaliser des transformations telles que la ligne de partage des eaux ou des processus de croissance de régions plus généraux.

Résolution de la version régularisée de (1)

La version régularisée par un bon choix de F permet d'extraire des objets dans une image par contours actifs. Comme modèle géométrique, nous avons choisi les contours actifs géodésiques. En 2D, l'intérêt de cette technique de segmentation a été validée sur plusieurs types de problèmes : détection et localisation de mitoses sur des coupes histologiques, extraction et localisation des lobules tumoraux sur coupes histologiques en couleur. Nous l'avons également appliquée pour l'extraction du cervelet sur des coupes 2D d'images IRM 3D.

Un travail préliminaire nous a permis de valider et de montrer l'intérêt de ce genre de technique, pour segmenter les images biologiques 3D issues de la microscopie confocale. En effet ces images constituent une série de coupes dont le contraste varie lorsqu'on s'éloigne de la coupe représentant le plan focal, il est alors difficile d'utiliser des techniques de segmentation entièrement 3D. Généralement, ces images possèdent un fond qui se distingue clairement des objets cellulaires. Une projection de toutes les coupes sur un plan permet d'obtenir une image 2D contenant les projections de tous les objets. En segmentant cette image 2D en objets et fond, et en superposant le résultat sur toutes les coupes, on obtient une surface initiale englobant tous les objets. Cette surface est ensuite déformée par surfaces actives géodésiques.

Nous envisageons d'utiliser cette technique pour d'autres problèmes de segmentation 3D.

Intégration des contours actifs et de la morphologie mathématique

Malgré les améliorations apportées par les modèles géométriques, quelques difficultés subsistent lorsqu'on veut appliquer ces approches en segmentation quantitative sur des images de cytologie ou d'histologie. Nous avons proposé une méthode générale intégrant la morphologie mathématique et les contours actifs. Dans le contexte de la morphologie mathématique, l'obtention des contours ou surfaces initiaux est obtenue par une segmentation orientée objets, utilisant des opérateurs morphologiques de simplification et d'extraction de marqueurs, puis des processus de croissance de régions. C'est ensuite qu'est utilisé le modèle géométrique des contours actifs pour la localisation. Cette méthode s'avère bien adaptée aux classes d'images que nous traitons, car nous avons une description précise des objets en termes de caractéristiques de forme, de taille et de contraste.

A.2. Prétraitement d'images par morphologie mathématique et par EDP

La simplification ou le prétraitement de l'image consiste à la lisser. Ce prétraitement gomme certains détails qui ont une taille inférieure à celle du filtre. Selon les objectifs de l'analyse, une simplification de l'image peut correspondre également à la suppression de certains objets, selon des critères de taille ou de contraste, ou à un moyen de l'analyser à différentes échelles. Deux types d'opérateurs de simplification nous ont paru intéressants : les opérateurs de diffusion non linéaires et les opérateurs connexes basés sur la reconstruction en morphologie mathématique. Les premiers ont montré leur pertinence comme technique conjuguant le filtrage et le rehaussement de contraste. Ils sont basés sur la résolution des équations aux dérivées partielles. Des exemples de tels opérateurs sont les schémas itératifs contrôlés par le flot euclidien, le flot affine, le flot min-max, etc. Si, au niveau des connaissances utilisées, on peut considérer les opérateurs de simplification basés sur la diffusion non linéaire, comme orientés géométrie et contraste, les opérateurs connexes

morphologiques tiennent compte d'un contexte encore plus large incluant taille, contraste, géométrie et forme, et sont de ce fait davantage orientés objets. Des exemples de tels opérateurs sont les ouvertures par reconstruction et par attributs, ainsi que les filtres de contraste et de taille.

Publications: [A1], [A9], [A18], [A19], [A21], [B19], [B30], [B32], [C18], [C28], [D4].

A.3. Traitement et représentation d'images par graphes

La modélisation des images 2D et 3D à l'aide de graphes est menée dans le cadre des applications en microscopie biomédicale. Ces représentations généralisent les relations de voisinage entre pixels à d'autres entités pouvant être extraites d'une image (par exemple les régions homogènes). Par analogie avec les algorithmes développés sur des représentations matricielles des images, F. Angot (thèse soutenue en Février 1999) a développé des algorithmes pour effectuer sur ces nouvelles représentations la plupart des opérations habituellement effectuées sur les images représentées par grilles régulières de points (croissance de régions, opérations morphologiques, etc.).

Différents problèmes en analyse d'images peuvent se modéliser par des graphes de voisinage :

- Segmentation hiérarchique 2D ou 3D, ou d'une manière générale, segmentation par fusion ou croissance de régions : on procède par sur-segmentation à une décomposition de l'image initiale en une mosaïque de régions pouvant être représentées par un graphe, qu'on peut ensuite contracter pour arriver à une segmentation acceptable. On peut mettre en évidence de façon efficace des entités regroupant ces régions selon des critères très variés sur les niveaux de gris, la forme (taille, convexité, etc.), la direction, etc.

- Mise en évidence et caractérisation de populations d'objets à l'aide des relations de voisinage entre ces objets. L'étude quantitative des tissus cellulaires sur coupes histologiques en est un exemple: analyse de l'architecture tissulaire, classification de certaines zones, caractérisation de la répartition d'une population de cellules de type A au milieu de cellules de type B (le type pouvant être identifié par une grandeur donnée sur une caractéristique des objets, une coloration, etc.).

a) Le graphe de voisinage de régions permet de caractériser la texture d'un objet, par exemple d'un noyau cellulaire.

b) Les graphes de voisinages sont aussi particulièrement adaptés à l'étude de la répartition d'une population d'objet (type A) au sein d'une autre (type B). Nous avons proposé deux mesures renseignant sur le caractère focalisé ou dispersé des objets de type A : la proportion d'arêtes homogènes (A/A, B/B) et d'arêtes non homogènes (A/B), ainsi que l'histogramme des proportions des objets de type A dans le voisinage direct des objets de même type.

L'intérêt de ces mesures a été montré pour des images de différentes catégories de lésions cancéreuses présentant une répartition très différente des objets de types différents.

Publications: [A6], [A13], [B14], [C13], [C17], [C20], [D16].

Les différentes méthodes évoquées ci-dessus ont été implantées pour enrichir la bibliothèque d'opérateurs 2D et 3D du laboratoire (Pandore Graphe, Pandore 3D).

B - Applications

B.1. Évaluation des anomalies de prolifération et de différenciation cellulaires

Durant ces dernières années, nos travaux ont porté sur les domaines suivants :

- Quantification des anomalies d'ADN.
- Classification cellulaire dédiée à la cytologie quantitative et à la cytologie de dépistage.
- Quantification des immunomarquage nucléaires, à la recherche des marqueurs de prolifération et de différenciation cellulaires.

Quantification des anomalies d'ADN

Un outil logiciel " DRACCAR " a été réalisé en collaboration avec le Centre anticancéreux F. Baclesse (1994). Dans ce cadre, nous nous sommes focalisés sur l'exploration de nouveaux outils de segmentation automatique. Nous avons implanté dans ce logiciel plusieurs techniques de segmentation, que nous avons évaluées sur une série de plusieurs centaines d'images de cytologie.

Classification cellulaire dédiée à la cytologie quantitative et à la cytologie de dépistage

En collaboration avec les laboratoires LERMAT, LUSAC, IUT mesures physiques, nous avons exploré et comparé différentes stratégies de classification automatique : arbres de décision, réseaux de neurones, nuées dynamiques, classification morphologique.

Quantification des immunomarquages nucléaires

La pratique quotidienne en pathologie clinique aussi bien que les recherches en biologie cellulaire nécessitent une appréciation objective de la prolifération et de la différenciation cellulaire. L'immunohistochimie vise à colorer les cellules en prolifération dont il s'agit ensuite d'évaluer la densité et la répartition.

Nous avons mis au point une stratégie de segmentation et de caractérisation des noyaux marqués et non marqués à fort et à faible grossissement. A faible résolution, nous avons mis au point différentes stratégies d'identification automatique de groupements de cellules, incluant des approches par morphologie mathématique, par contours actifs et par graphes. Pour l'étude de la topographie et du marquage de l'architecture cellulaire, nous avons mis au point un outil général de quantification fondé sur l'utilisation des graphes.

Nous nous focalisons actuellement sur la mise à l'épreuve de tous ces opérateurs sur de grandes séries d'images. Nous avons en projet la définition précise des étapes et des stratégies d'analyse et la conception d'un prototype fonctionnel de laboratoire.

Publications: [A5], [A15], [A24], [B10], [B11], [B20], [B28], [B29], [B41], [C1], [C2], [C6], [C7], [C8], [C30], [C31], [D4].

B.2. Analyse d'images 3D obtenues par microscopie confocale

La représentation par graphe des relations entre entités est directement applicable aux images 3D et elle a été principalement exploitée sur des images obtenues à l'aide du microscope confocal : localisation des contacts focaux sur des cellules de culture et tests SHE pour l'étude de l'action carcinogène d'agents chimiques.

Quantification de la présence de contacts focaux

Dans le but de mieux comprendre le processus d'ancrage des cellules cancéreuses sur un support artificiel lors du processus de dissémination métastatique, l'équipe de recherche en cancérologie expérimentale du Centre F. Baclesse, cherche à quantifier la présence de phosphotyrosines mises en évidence par immunofluorescence. C'est par l'étude des contacts focaux que le traitement d'images apporte des informations quantitatives. Nous avons mis au point une méthode spécifique de segmentation d'images obtenues par microscopie confocale qui segmente le noyau de chaque cellule ainsi que les contacts focaux et qui associe chaque contact à une cellule à l'aide d'informations contextuelles modélisées par des graphes.

Architecture de transformation cellulaire : test SHE

Le test SHE a pour objectif d'évaluer le potentiel carcinogène d'un produit chimique par la recherche et le comptage des colonies cellulaires ayant subi une transformation morphologique après exposition à ce produit. Grâce au microscope confocal, nous avons pu aborder le problème en 3D et proposer une méthode de segmentation d'images par croissance tridimensionnelle qui met en évidence les objets sur lesquels il est possible de calculer des caractéristiques. Une étape de classification permet de distinguer noyaux isolés et amas de noyaux. Ainsi, les cellules se reproduisant rapidement et formant des amas sont, elles, distinguées des cellules normales qui s'éloignent et se répartissent sur une seule couche.

Publications: [C32], [D16].

B.3. Aide au screening

Collaborations : LUSAC et Hôpital Pasteur de Cherbourg

Le problème abordé par O. Lezoray, concerne l'analyse d'images microscopiques de cytologie et l'aide au screening, c'est-à-dire le comptage des cellules et le repérage des cellules anormales ou suspectes. Une méthode de segmentation couleur fondée sur des informations a priori sur les cellules a été mise au point. Elle comporte le choix du bon espace couleur selon l'étape du traitement et l'extension à l'imagerie couleur de la détermination de la ligne de partage des eaux. La classification s'effectue ensuite à l'aide d'un réseau neuronal multicouche. Deux applications sont traitées : des étalements de cellules des séreuses colorées par la méthode de Papanicolaou et des immunomarquages en cytologie des séreuses par la protéine P53.

Publications: [B40], [C11], [C25], [C29].

Activité 4 – Rayonnement scientifique

A – Collaborations industrielles

ADCIS

En 1996, la société ADCIS et le GREYC ont passé un accord de partenariat aboutissant à la création d'un poste de Post-Doctorat (P. Belhomme) d'une durée d'un an. L'objet de l'accord portait sur l'implantation d'opérateurs 3D, conçus au préalable au GREYC dans le logiciel de traitement et d'analyse d'images APHELION, sans y inclure les aspects visualisation.

Lors de cette opération de transfert, le GREYC a mis en œuvre ses compétences en imagerie 3D et en méthodologie de développement orientée objets. Environ 150 opérateurs 3D sont opérationnels, incluant les opérations arithmétiques et logiques, l'analyse globale, les filtres, la détection de contours, la segmentation régions, la morphologie mathématique et divers utilitaires. La commercialisation de la version 3D du logiciel est actuellement liée à un accord de l'entreprise avec un partenaire industriel sur l'implantation de la visualisation 3D.

D'autres projets, plus limités dans le temps et faisant intervenir des étudiants de 3^{ème} année de l'ISMRA (filiale génie informatique), portent sur l'interfaçage d'APHELION avec JAVA pour la conception d'interfaces graphiques, le pilotage d'un microscope optique via Internet et divers développements autour d'APHELION : pilote de périphériques d'acquisition d'images, encapsulation d'applications dans des ActiveX, etc.

Bassin d'Essais des Carènes (DGA/DCE)

Les vocations de cet organisme sont l'expertise et les essais dans le domaine de l'hydrodynamique navale et de l'hydroacoustique. La thèse effectuée par V. Godefroy et dirigée par D. Bloyet, a porté sur l'étude de la cavitation des propulseurs marins en tunnel hydrodynamique au moyen d'analyse d'images. Usuellement, la photographie et la vidéo servent à l'étude visuelle des phénomènes de cavitation et seules des informations quantitatives en découlent. Trois dispositifs expérimentaux ont été proposés permettant, le premier de faire la détection, la localisation et la mesure de la cavitation sur pale d'hélice, le second de faire la mesure de forme de poche au moyen d'une tranche laser et, le troisième, de faire la mesure de taille d'un tourbillon marginal cavitant par ombroscopie. Des algorithmes ont également été testés et validés pour repérer des points sur les pales d'hélice qui sont de surfaces à géométrie complexe par projection de maillage surfacique.

Publications: [D10].

Télécrâne Innovation (TCI)

Les radiographies crâniennes 2D sont utilisées par les orthodontistes pour étudier les déformations de la mâchoire et proposer une thérapie. Ils effectuent sur celles-ci un repérage de points osseux qui ont une définition très précise sur l'os sec mais qui deviennent imprécises et laborieuses à appliquer sur une projection en deux dimensions. En effet, les structures anatomiques intervenant pour le repérage des points se trouvent noyées au milieu de dizaines d'autres qui ont été superposées lors de la projection sur le profil radiographique. Nous nous proposons d'automatiser le tracé de points anatomiques particuliers.

Dans un premier temps, nous avons proposé une méthode pour déterminer un repère commun à toutes les radiographies, lié aux caractéristiques propres à chaque crâne afin de recalculer les données entre les images. Les coordonnées moyennes des points à localiser sont calculées à partir d'un échantillon d'images dites " d'apprentissage " sur lesquelles un expert en orthodontie a effectué un repérage précis des points anatomiques. Le repère commun est construit à partir du contour de l'intérieur de la voûte crânienne déterminé grâce à un modèle de contour actif.

Des tests expérimentaux ont été effectués avec une banque d'images comportant 15 images d'apprentissage et 15 images de test. La précision de la localisation est de l'ordre du centimètre, ce qui est insuffisant pour effectuer un diagnostic médical (la précision requise étant de l'ordre du millimètre), mais largement suffisant pour définir une zone d'intérêt de taille réduite dans laquelle on va pouvoir utiliser différentes techniques de détection ou de modélisation de contours pour déterminer la position exacte de chaque point à localiser en appliquant, cette fois, la définition anatomique du point et non des critères exclusivement statistiques.

L'originalité de cette méthode tient essentiellement dans la détermination d'un repère commun à toutes les radiographies; il n'a pas été préconisé par les entités médicales concernées, mais sa pertinence est bien mise en évidence par la méthode et ses résultats.

B - Collaborations universitaires locales

LERMAT

L'achat d'un microscope confocal par le biais du Pole TAI a permis d'amorcer une collaboration très concrète entre le GREYC et le LERMAT (ISMRA) sur les techniques de recalage et de visualisation d'images 3D. Le sujet d'une thèse coencadrée porte sur la construction et la modélisation de surfaces topographiques par imagerie confocale et les applications à la rupture des mortiers et des bétons.

Publications: [A16].

GEOPHEN (*GEO*graphie *PH*ysique et *EN*vironnement) UMR-CNRS " Littoral-Environnement-Téledétection Géomatique "

Dans le but de mettre au point notre méthodologie de développement d'applications de TI, nous avons analysé des images aériennes (IGN) de zones rurales de la région de Creully (Calvados).

But : Segmenter les images en régions correspondant aux différentes structures géographiques qui la composent: parcelles de champs, routes, haies, rivières, etc. Cet objectif est une partie intégrante de l'étude menée au GEOPHEN sur l'analyse spatiale et diachronique des paysages et de l'environnement.

CREC (*Centre de Recherche et d'Études Côtières*)

De même, nous avons traité des images aériennes de dunes de la région de Biville (Manche) obtenues à partir d'un avion modèle réduit.

But : Délimiter les différentes zones de couvert végétal pour mener une étude sur l'interaction dune-plage et plus particulièrement sur la morphodynamique dunaire dans cette région.

C - Collaborations nationales

L'équipe Image du GREYC fait partie de plusieurs structures scientifiques françaises:

IFR 47 " NeuroImagerie Fonctionnelle ": le GREYC est une des équipes fondatrices parmi 14 laboratoires situés à Cycéron, à l'ISMRA, au CHU de Caen et au CHU de Rennes.

Objectifs : accès à des infrastructures communes (documentation, appareils d'acquisition, salle de conférence) et développement d'axes scientifiques transverses.

GdR-PRC ISIS : communauté scientifique en traitement du signal et des images.

Action Inter-PRC des GdR-PRC ISIS & CHM (GdR-PRC I3): "Interaction Système / Environnement pour l'Interprétation des Signaux et des Images".

Séminaires et études comparatives des " approches pour la conception de systèmes " par des équipes de recherche des communautés Image et Parole.

GIS Sciences de la Cognition: Opération "Méthodologies en imagerie cérébrale fonctionnelle" (12 équipes).

Séminaires nationaux et mise en commun de logiciels; comparaison des résultats selon les méthodes.

Organisation d'un séminaire à Caen de 2 jours en décembre 1997.

Club Angiographie RM: participation à la création en 1997 du Groupe Traitement d'Images

Objectif: mener une action nationale sur quantification des sténoses (en particulier carotidienne) en utilisant l'IRM angiographique. Participants: 3 équipes SPI (CREATIS-Lyon, INT-Evry, GREYC-Caen) et équipes du domaine hospitalier (CHU Lyon, Hôpital Pitié-Salpêtrière, Hôpital Bichat, Hôpital St Antoine (Paris), CHU Caen).

Géométrie discrète : participation à des groupes de travail en Géométrie Discrète (Paris 6).

GdR-PRC I3 (Information, Interaction, Intelligence) : communauté scientifique en IA.

GRACQ : Groupe de travail "Acquisition et Ingénierie des Connaissances", AFIA.

D - Collaborations internationales

Dans le cadre du Pôle Image, avec le Centre F. Baclesse, nous avons établi des échanges avec le Dr. Sorensen de l'université d'Aarhus (Danemark) pour mettre en commun des images de microscopie cellulaire et pour comparer les résultats des traitements. Une collaboration plus formelle est en cours de négociation.

Collaboration avec Reyer Zwiggelaar, Senior Lecturer à l'Université de Portsmouth : Sollicités par les médecins du Centre F. Baclesse pour traiter des images de mammographie, nous avons établi une collaboration avec Reyer Zwiggelaar, qui a des compétences reconnues sur ce sujet. Nous allons effectuer un travail concret à partir de 1999 dans le cadre d'un stage de DEA, suivi d'une thèse.

E – Séminaires et groupes de travail

Entre 1995 et 1997, des réunions de travail ont été régulièrement organisées (2 par mois) autour des recherches en imagerie cérébrale. Elles regroupaient les chercheurs du GREYC et de Cycéron. Depuis le début de l'année 1998, afin de renforcer la cohésion générale de l'équipe et faire partager les compétences acquises, un séminaire est organisé chaque mois. Sont intervenus : J. Fadili, R. Clouard, M. Salotti, S. Fourey, N. Flasque, P. Vannoorenberghe et O. Colot (PSI-LCIA, Rouen), L. Germond (SIC-TIMC, Grenoble).

F - Participations à des formations

Ecole d'Ingénieur ISMRA-ENSI de Caen

(filière Génie Informatique, spécialisation en Imagerie numérique)

DESS " Réseaux, applications documentaires et image " (RADI)

DEA " Intelligence Artificielle et Algorithmique " (option Image)

DEA " Mesures, capteurs, images "

MSBM - C2 informatique : initiation aux techniques de l'imagerie numérique

(Maîtrise des Sciences Biologiques et Médicales)

MST " Acquisition et traitement de l'information en Neurosciences ", module Imagerie.

G - Accueil de stagiaires

1995 : 10 projets 3ème année ISMRA, 5 DEA

1996 : 7 projets 3ème année ISMRA, 5 DEA

1997 : 6 projets 3ème année ISMRA, 7 DEA

1998 : 12 projets 3ème année ISMRA, 4 stages d'été, 3 DEA

L'équipe accueille les projets Image du DESS RADI, ainsi que des étudiants étrangers venus à Caen dans le cadre d'échanges Erasmus.

PERSPECTIVES

A la suite du bilan des travaux effectués par l'équipe Image entre 1995 et 1998, nous avons constaté que certaines méthodes développées dans le cadre d'une application en imagerie cérébrale pouvaient être utilisées pour traiter des images de microscopie cellulaire, et réciproquement. Ce cloisonnement artificiel a été supprimé et une nouvelle organisation est proposée, l'équipe restant sous la direction de Marinette REVENU.

Atelier d'intégration de connaissances	Modèles et algorithmes numériques		
	Algorithmes et structures discrètes	Modèles géométriques	Détection et Contrôle en Reconnaissance de Formes
R. CLOUARD M. REVENU C. PORQUET Post-doctorant: V. FICET	R. MALGOUYRES Doctorants: A. LENOIR S. FOUREY	A. ELMOATAZ M. REVENU D. BLOYET (0,2) Post-doctorant: F. ANGOT Doctorants: S. SCHUPP R. DEMOMENT	M. DESVIGNES S. RUAN N. ROYACKKERS M. REVENU Doctorants: N. FLASQUE E. DUMAS M.J. FADILI B. MORETTI C. RENAULT
Applications : Imagerie cérébrale IRM et Neurosciences Imagerie biologique (microscopie cellulaire et architecture tissulaire et osseuse Visualisation pour l'interaction homme-machine : P. NUGUES (0,2)			

A- ATELIER D'INTÉGRATION DE CONNAISSANCES

A.1. Évolution du système TMO

Pour améliorer l'efficacité du système TMO, l'enrichissement de la base de cas doit d'abord passer par sa hiérarchisation et par la définition d'index accélérant l'un accès aux cas. En outre, il serait intéressant d'étendre aux tâches la notion de mode d'exécution utilisée dans les outils.

Dans un deuxième temps, la tâche de l'utilisateur lors de l'utilisation du module de RàPC, en particulier dans la phase d'adaptation, doit être réduite au maximum. L'utilisation de règles fondées sur la comparaison des valeurs de certains critères permettrait de guider l'utilisateur en lui indiquant les parties de plans nécessitant une adaptation.

Enfin, il convient d'envisager la gestion des échecs de l'algorithme de remémoration. Si aucune tâche ne peut être proposée ou qu'aucune ne convient à l'utilisateur, le système devrait lui proposer une démarche de travail. Par exemple, une façon d'aborder un problème de segmentation est d'enchaîner les étapes " prétraiter ", " détecter ", " localiser " et " regrouper ", chacune de ces étapes étant un " problème abstrait " de TI (abstrait dans le sens où il doit être défini plus précisément pour être résolu). En cela, on s'inspirera des travaux menés en acquisition des connaissances sur la capitalisation des savoir-faire (bibliothèque CommonKads de méthodes de résolution de problème).

A.2. Conception d'un SBC pour la génération automatique de programmes

Pour concevoir un système à base de connaissances capable de générer automatiquement des programmes de traitement d'images, nous allons mettre l'accent sur les moyens d'analyse de la

connaissance de traitement d'images. Les connaissances étudiées se réfèrent d'une part au dialogue entre l'expert du traitement d'image et l'expert du domaine d'application dont le but est la négociation des objectifs à atteindre, et d'autre part à l'expertise de résolution et au contrôle de la résolution dont le but est de construire une solution acceptable.

La connaissance de dialogue sera étudiée au travers de l'analyse de corpus de dialogues piégés grâce à une interface graphique spécifique, qui n'admet que le texte, l'image et les dessins (communication épistolaire). Cette interface est en fait un tableau blanc qui connecte les deux types d'expert, éloignés d'une distance suffisante pour que leur dialogue ne passe que par cette interface.

Les connaissances expertes seront étudiées aussi au travers d'un corpus piégé grâce à la méthodologie Athéna. La méthodologie permet de formaliser les stratégies et les techniques utilisées au cours des développements. L'étude du corpus constitué permettra d'enrichir la base de compétences du système au fur et la mesure de leur mise en évidence. Ce qui est nouveau ici, c'est que la modélisation des connaissances devra intégrer l'interaction avec l'utilisateur.

Ce projet intègre aussi la conception d'un système d'interprétation d'images qui s'appuie sur le système à base de connaissances pour toutes les tâches d'analyse d'images. Ce système devra éviter la dichotomie entre le haut et le bas niveau. Pour cela, l'architecture de tableau noir semble être une solution prometteuse, puisqu'elle permet d'entrelacer plusieurs domaines et niveaux raisonnements dans la même architecture.

A.3. Enrichissement de la bibliothèque Pandore pour l'interprétation d'images

L'interprétation d'images est un des aspects de l'Atelier qui a été mis entre parenthèses jusqu'à présent. Maintenant que la bibliothèque PANDORE a atteint un niveau de maturité satisfaisant, il semble possible d'envisager son extension vers la reconnaissance des formes et l'interprétation d'images, de manière à pouvoir traiter des problèmes complets (traitement et interprétation d'images) au sein de l'Atelier. Il est important de noter que jusqu'ici, l'aspect "interprétation" n'a été pris en compte que de manière *implicite*, la bibliothèque PANDORE ne permettant que la manipulation d'images, même s'il s'agit d'images au sens large (image de régions, graphe de voisinage, etc.).

Pour ce faire, il s'agit à la fois de définir de nouvelles structures de données (contours, modèles d'objets, etc.) et de développer les opérateurs correspondants (suivi de contours, approximation polygonale, calcul de caractéristiques, méthodes de reconnaissance de formes, méthodes de mise en correspondance d'objets, etc.). Il s'agit d'aller au-delà de la bibliothèque actuelle tout en conservant sa philosophie et ses principes de base.

L'enjeu est de continuer à s'abstraire au maximum du domaine d'application de manière à pouvoir rester compatible avec les 2 approches actuelles de l'Atelier: planification interactive / planification automatique, de façon à engranger et réutiliser les connaissances en traitement et interprétation d'images.

B- MODÈLES ET ALGORITHMES

B.1. Algorithmes et structures discrètes

Homotopie et préservation de la topologie

La question ouverte de caractérisation de la relation entre deux objets se déduisant l'un de l'autre par une transformation préservant la topologie sera étudiée, mais il est difficile de prévoir la nature des résultats que nous obtiendrons. En effet, une étude préalable montre qu'il s'agit d'un problème ardu, dont on ne sait même pas si la complexité est polynomiale. Cependant, nous avons quelques idées pour résoudre ce problème moyennant des hypothèses sur les objets en question.

Par ailleurs, trouver une présentation algébrique du groupe fondamental en 3D reste une question ouverte, et notre étude du cas des surfaces donne quelques pistes. Restera ensuite le problème de l'exploitation des données obtenues par cette méthode, ce qui doit être réalisé par étapes (problème du mot, forme normale, problème de décider de l'existence d'un isomorphisme).

Surfaces discrètes

La définition des surfaces que nous avons proposée est reconnue comme bonne par de nombreux spécialistes, mais n'a pas encore subi l'épreuve du temps, nécessaire pour établir son caractère

définitif et complet. Pour consolider cette notion, nous devons définir de nouveaux traitements et de nouvelles propriétés pour ces surfaces.

Par ailleurs, des applications envisagées en CAO et CFAO de la notion de surfaces discrètes conduisent à poser le problème d'une définition des surfaces qui permette de représenter une scène avec une échelle de discrétisation non uniforme. Cette dernière question ouvre de vastes perspectives pour la recherche d'une bonne notion de surface, et plus généralement pour l'algorithmique des surfaces discrètes. Cette question fera l'objet d'une étude, et éventuellement d'une thèse au sein de l'équipe.

B.2. Modèles géométriques

Nos travaux de recherche vont se poursuivre en exploitant des approches géométriques sur différentes classes d'images en 2D et 3D.

Pour prétraiter et simplifier les images par le biais des équations aux dérivées partielles, on s'intéressera aux images couleur et d'une manière générale aux images vectorielles. Nous envisageons une collaboration dans ce domaine avec l'équipe d'Analyse Numérique et d'Informatique de l'Institut Royal de Technologie de Suède.

Nous allons aussi approfondir l'approche géométrique des modèles déformables pour la segmentation quantitative, pour la localisation d'objets 3D en microscopie confocale et autres types d'images 3D. Nous nous appuyerons sur de nouveaux outils de simplification et d'extraction de marqueurs morphologiques 3D.

Nous envisageons également d'utiliser les surfaces actives, pour des problèmes tels que la localisation de groupements de noyaux, l'interpolation ou l'étude d'un nuage de points. Ces problèmes sont souvent rencontrés en histologie, pour la détection de structures organisées ou pour leur classification.

B.3. Détection et contrôle en Reconnaissance des Formes

Les applications de reconnaissances ou d'identification utilisent des outils de reconnaissance de formes ou des classifieurs mathématiques complexes et performants (réseaux de neurones, champs de Markov, classifieurs flous...), mais souvent insuffisants devant la variabilité des situations réelles. La plupart des outils actuels présentent l'avantage de fournir une solution de classification non binaire, de type degré d'appartenance, ouvrant la voie à des systèmes de classification et de reconnaissance complexes. Ces systèmes doivent permettre de combiner différentes approches d'un même problème en autorisant le compétition ou la complémentarité de solutions plus classiques, l'introduction de la notion de contexte spatial et l'optimisation contrôlée des paramètres de ces méthodes. Un des arguments essentiels liés à la définition de ce type de systèmes est que la combinaison de plusieurs classifieurs est toujours plus précise que le meilleur des classifieurs en moyenne.

La complexité doit cependant être maîtrisée par un contrôle plus strict des paramètres, et par ailleurs, dans le cadre de la complémentarité des méthodes, le choix de ces méthodes doit être dynamique et calculé en fonction des données courantes et de l'objectif à atteindre. Cette approche rejoint ici celle suivie par l'activité "Atelier d'intégration de connaissances", dans le cadre des outils de traitement d'images.

Nous proposons donc d'intégrer les méthodes les plus classiques de reconnaissance de formes et de fusion de données au sein d'une bibliothèque afin de construire facilement ce type de système et le tester sur les applications en cours de développement (classification de tissus cérébraux, identification des sillons corticaux, repérage de points anatomiques). Cette approche à deux niveaux sera par ailleurs généralisée à N niveaux.

A chaque niveau dans ce système, le contrôle sera réalisé en généralisant la démarche suivie dans la thèse de N. Royackkers ; il optimise les paramètres d'entrée en fonction du nombre de solutions retenues finalement. Un trop grand nombre de solutions est réduit par des paramètres plus contraignants, un nombre trop faible de solutions est augmenté par des tolérances plus importantes. L'introduction de la théorie de l'évidence (notion de croyance) offre un cadre mathématique intéressant pour ce type de fusion de données. Nous mènerons aussi des investigations sur le modèle des champs de Markov flous.

Hormis la mise en œuvre en parallèle de N classifieurs, la problème posé peut aussi être résolu par un choix adéquat de la méthode d'identification à utiliser en fonction de critères simples. L'application " repérage de points anatomiques sur radiographies " se prête bien à cette démarche, car on a le choix entre une méthode de type pattern matching, une modélisation analytique de structures osseuses ou une modélisation par des paramètres métriques et statistiques.

Dans la plupart des cas, la notion de contexte spatial facilite et fiabilise l'identification. Présentée sous forme de graphe complètement connecté dans le cadre de l'application liée aux sillons corticaux, cette notion est souvent représentée par des structures de graphes plus faiblement connectés, qui ne la modélisent pas intégralement. La mise en œuvre de la notion de contexte passe alors par des techniques de type relaxation par consistance de chemins et par l'emploi de champs de Markov utilisant les cliques d'ordre maximal.

C- APPLICATIONS

C.1. Imagerie cérébrale IRM et Neurosciences

C.1.1. Construction d'un atlas individualisé des structures anatomiques

Segmentation de l'encéphale et des structures internes

Faisant suite au travail de thèse de C. Jaggi permettant de segmenter l'encéphale en zones de substance blanche, substance grise et liquide céphalo-rachidien, Jinghao Xue, recruté sur un poste de post-doctorant, va poursuivre la phase d'évaluation des méthodes. En particulier il va affiner la segmentation dans une zone du cerveau explorée en spectroscopie RM par l'équipe du Pr. Sonia Dollfus (Service de Psychiatrie Adulte du Centre Esquirol de Caen). L'objectif du projet est de rechercher une modification du volume des noyaux gris centraux, ce qui permettrait de détecter une altération du métabolisme membranaire et de la viabilité neuronale chez des patients schizophrènes traités en comparaison à des patients non traités. La méthode envisagée consiste à fusionner à l'aide de règles de logique floue des informations issues de la classification des voxels selon leur niveau de gris et des informations contenues dans des atlas d'anatomie cérébrale.

Détection et identification des sillons

Les axes de travail prévus sont la détection des surfaces médianes des sillons et l'application des procédures de reconnaissance développée dans la thèse de N. Royackkers sur ces surfaces, la modélisation par splines de ces surfaces, la conception d'un éditeur de sillons, la validation de l'identification des sillons sur un plus grand nombre de volumes, et enfin l'application de ces traitements à des images de cerveaux atteints de pathologies déformantes.

Détection et identification de l'arbre vasculaire

Nous allons passer à la phase de validation des algorithmes développés et étudier la corrélation entre les localisations des sillons et celles des vaisseaux sanguins. Par ailleurs, l'étude de la détection et de la quantification des sténoses devra se poursuivre jusqu'à pouvoir fournir un outil utilisable par les radiologues, comprenant aussi des utilitaires de visualisation de l'arbre vasculaire.

C.1.2. Détection d'activations: analyse spatio-temporelle d'IRM fonctionnelle

Dans un premier temps, l'accent sera mis sur la comparaison quantitative des différentes stratégies explorées au laboratoire sur des données simulées avec des caractéristiques de bruit réaliste. Ensuite, nous envisageons d'exploiter les résultats de la correction des inhomogénéités du champ principal sur les données de la séquence Echo-Planar, qui présentent des distorsions à l'interface os-cortex par exemple. En plus de pouvoir améliorer la fusion des données d'activation avec les autres modalités, ceci permettra d'améliorer l'efficacité de détection en éliminant cette source d'artefact. Enfin, nous visons à intégrer ces procédures de traitement et d'analyse pour des études à plus grande échelle combinant plusieurs modalités spatiales, temporelles ou spatio-temporelles (IRMf, IRMa, angiographie, spectroscopie IRM, TEP, EEG, MEG, etc.).

C.1.3. Imagerie cérébrale et aide à la planification interventionnelle

Recalage multimodalité en neuronavigation

Chaque modalité a sa fonction particulière en neuronavigation. L'objectif est de disposer d'une cartographie en pré-, per- et postopératoire pour faciliter le repérage des zones tumorales par rapport aux zones fonctionnelles. Pour délimiter la tumeur, l'image de méthionine est la plus adaptée (Image TEP donnant les zones de captation de méthionine, i.e. les zones de forte activité métabolique comme les tumeurs) ; il semble que peu d'équipes aient fait usage de cette modalité en cours d'opération. L'utilisation de l'IRM pondérée en T2 pourra être également envisagée.

Pour obtenir l'information apportée par l'imagerie fonctionnelle, le TEP (Eau marquée ou FDG) sera vraisemblablement supplanté par l'IRMf d'ici peu de temps, ce qui laisse présager du travail en perspective concernant le recalage IRMa/IRMf.

Enfin, le recalage entre les images préopératoires et l'espace physique nécessite d'avoir un rendu surfacique de la tête de grande qualité. Le Scanner (CT) est ici envisagé, mais il donne trop peu d'informations anatomiques sur l'encéphale pour être utilisé sans IRM. Il sert plutôt d'intermédiaire entre l'espace d'acquisition des images et l'espace opératoire réel.

Mesure et correction des distorsions géométriques du cortex en peropératoire

L'idée est de quantifier l'importance du déplacement cortical après ouverture du volet osseux et de la dure-mère (généralement, gonflement radial dû à la dépression), ainsi qu'à certains moments de l'opération (2 à 3 fois en tout). Cette déformation (pouvant atteindre quelques centimètres) peut être estimée en pointant certains repères anatomiques de base, croisement de vaisseaux par exemple, mais il nécessite alors une acquisition supplémentaire en angiographie ainsi qu'une bonne segmentation du réseau vasculaire.

La correction de cette déformation corticale au cours de l'opération pour atteindre une bonne adéquation entre les images préopératoires et l'espace physique du patient est le but ultime des travaux envisagés. Une étape de validation de la mesure du déplacement ainsi que de sa correction sera nécessaire : l'utilisation d'un fantôme physique pour lequel un panel d'images de différentes modalités serait disponible, permettrait, après déformation modélisée et connue de la surface, de comparer le résultat de la déformation avec la prédiction issue du modèle.

C.2. Imagerie biologique : Microscopie cellulaire et Architecture tissulaire et osseuse

L'avancement de nos travaux en cytologie et histologie, en collaboration avec l'hôpital Pasteur de Cherbourg et avec le Centre F. Baclesse, arrive à des étapes où on a abouti à des prototypes fonctionnels de laboratoire. Des tests sur de grandes quantités d'images seront effectués et validés auprès de différents experts, ainsi qu'un travail sur les étapes d'acquisition. A ces études s'ajouteront de nouvelles applications : quantification des mitoses, quantification de la vascularisation des tumeurs, étude de l'anomalie de trames en mammographie, étude de l'architecture osseuse.

C.2.1. Quantification de la vascularisation des tumeurs

De récents travaux ont souligné l'intérêt de la quantification des vaisseaux dans de nombreuses localisations tumorales, telle que le sein, l'ovaire, etc. Les vaisseaux sont mis en évidence par réaction immunohistochimique. La méthode de quantification utilisée est le plus souvent le dénombrement visuel à l'échelle microscopique. Cette approche est laborieuse et l'hétérogénéité des tumeurs pose le problème de l'échantillonnage des champs microscopiques représentatifs de la section histologique étudiée. Une évaluation globale sur l'ensemble de la section tumorale élucidera le problème de l'échantillonnage. Certains scanners à diapositives munis d'un passeur de lames histologiques offrent la possibilité d'acquérir une image totale de la préparation tissulaire, tout en préservant une haute qualité d'acquisition compatible avec l'identification des plus petites structures vasculaires.

Ce projet se propose de mettre au point et d'évaluer la possibilité de quantifier automatiquement les immunomarquages de vaisseaux sur des images couleur issues de scanners à diapositives, en prenant pour modèle la quantification de la vascularisation des tumeurs de l'ovaire. Au niveau des stratégies d'analyse d'images, le problème se pose de la même manière que pour l'immunomarquage, avec une moindre difficulté. Il s'agit dans une première étape de détecter toutes les structures

vasculaires et de les caractériser en objets marqués et non marqués, en fonction de la couleur. Dans une deuxième étape, on doit évaluer la topographie du marquage sur toute la préparation tissulaire.

L'ensemble des outils de traitement et d'analyse d'images, que nous avons développés pour l'application concernant l'immunomarquage nucléaire, tant au niveau de la segmentation, de la caractérisation couleur et de l'étude de la topographie à l'aide des graphes de voisinage, nous permet d'envisager favorablement et rapidement la réalisation et la validation d'un tel projet.

C.2.2. Etude des anomalies de trames en mammographie

La texture du fond contient des informations importantes dans beaucoup d'images médicales. Ce sont des informations particulièrement difficiles à obtenir dans les images de mammographie, mais qui sont essentielles pour classer les motifs de la texture et contrôler le risque potentiel de cancer. La localisation de lésions spéculaires qui sont caractérisées par une anomalie de trame, s'appuie sur la détection de structures linéaires et sur la caractérisation de l'architecture de ces structures. Nous avons jusqu'à présent effectué une analyse multiéchelle qui préserve la cohérence des structures linéaires et nous avons comparé plusieurs détecteurs linéaires.

A court terme, nous souhaitons développer des méthodes fondées sur les descriptions fractales et explorer l'utilisation de signatures d'échelle, fonctions de l'orientation de la trame de l'image. Si les résultats sont suffisamment robustes, ces techniques pourront être utilisées en phase de préscreening pour alléger le travail des radiologistes.

C.2.3. Etude de l'architecture osseuse

Cette activité a démarré depuis septembre 98, en collaboration avec le service de rhumatologie du CHU de Caen. Elle concerne l'étude de l'ostéoporose, c'est-à-dire le vieillissement du tissu osseux aboutissant à des fractures. L'objectif de l'étude est :

- l'analyse de paramètres osseux pour étudier l'ostéoporose ;
- la caractérisation de la macroarchitecture : volume osseux trabéculaire, volume osseux total ;
- la caractérisation de la microarchitecture : indice de connectivité du réseau trabéculaire osseux, mesures de l'architecture et de la densité des réseaux (star volume, analyse fractale).

Les supports sont des coupes histologiques osseuses (sur lames de verre avec colorations spécifiques osseuses) scannées à l'aide d'un scanner à lame. Le travail à réaliser concerne la segmentation d'images couleur, la squelettisation pour une bonne représentation des réseaux, et la caractérisation à l'aide des graphes pour quantifier l'architecture. La constitution d'une base de test comportant une série d'images représentant différents types d'architectures sera une étape préliminaire essentielle au succès de cette étude.

C.3. Visualisation pour l'interaction homme-machine

P. Nugues (équipe I3 du GREYC) a récemment, en 1998, obtenu un contrat Esprit de la Commission Européenne (projet VREPAR-2, Esprit Telematics) pour appliquer des techniques de réalité virtuelle à des désordres du trouble alimentaire (boulimie, anorexie, obésité). Ce projet a pour objet la construction de mondes virtuels et de scénarios de navigation. Le projet vise à confronter dans un environnement virtuel l'image idéale du corps des patients à ce qu'ils imaginent être leur image réelle et à tenter de réduire l'incohérence. Il vise aussi à mettre les patients dans des " mondes " représentant leurs conditions de travail, leur maison et à analyser leur réaction face à la nourriture. . Le projet VREPAR-2 est réalisé dans l'équipe image du GREYC.

D'autres projets à venir vont tenter d'accentuer encore cette synergie entre les thèmes I3 et Image par l'étude de l'interaction entre les cognitions verbale et visuelle. Nous développerons en parallèle l'étude des systèmes de visualisation multimédia et en particulier de la réalité virtuelle. Nous poursuivrons l'étude de la cognition visuelle pour lequel VREPAR-2 nous donne un point d'entrée. Nous développerons aussi une collaboration avec le Centre d'études et de recherches sur les langues anciennes de l'Université de Caen pour la reconstruction virtuelle de la Rome antique. Cette collaboration devrait déboucher à terme sur la possibilité de naviguer plus naturellement, plus intuitivement dans de grands mondes virtuels.

Publications

Revue internationale et nationale avec comité de lecture

A1- P. Belhomme, A. Elmoataz, P. Herlin, M. Revenu, D. Bloyet, A-M. Mandard, “ Adaptive morphological segmentation: application to histological and cytological images ”, *Acta Stereologica*, pp. 113-120, 1995.

A2- A. Benkirane, G. Auger, D. Bloyet, A. Chbihi, E. Plagnol, “ A contextual image segmentation system using a priori information for automatic data classification in nuclear physics ”, *Nuclear Instrumentation and Methods in Physics Research, A* 355, pp. 559-574, 1995.

A3- M. Revenu, P. Allain, D. Bloyet, M. Desvignes, J-M. Travère, “ Fusion individuelle de données cérébrales multimodales: informations issues d'images numériques et connaissances expertes ”, *Traitement du Signal*, 12(5), pp. 465-477, 1995.

A4- R. Malgouyres, “ Graphs generalizing closed curves with linear construction of the Hamiltonian cycle ”, *Theoretical Computer Science*, 143, pp. 189-249, 1995.

A5- P. Herlin, F. Duigou, E. Masson, J. Marnay, J-L. Liu, M. Henry-Amar, D. Bloyet, J-C. Mandard, A-M. Mandard, “ DNA cytometric abnormalities in human esophageal squamous intraepithelial and invasive carcinomas ”, *Analytical and quantitative cytology and histology*, 17(1), pp. 8-14, Octobre 1995.

A6- F. Angot, A. Elmoataz, M. Revenu, P. Herlin, “ Analysis of cellular microscopy images by means of neighbourhood graphs ”, *Microscopy, Microanalysis, Microstructures*, 7, pp. 549-556, Octobre - Décembre 1996.

A7- S. Legoupil, G. Pascal, D. Chambellan, D. Bloyet, “ Determination of the detection process in an experimental tomograph for industrial flow visualization using radioactive tracers ”, *IEEE Transactions on Nuclear Science*, 43(2), pp. 751-760, Avril 1996.

A8- V. Ruiz, D. de Brucq, A-G. Constantinides, “ Filtering by approximated densities applied to state model with Markovian evolution ”, *IEEE Transactions on Signal Processing*, Août 1996.

A9- A. Elmoataz, P. Belhomme, P. Herlin, S. Schüpp, M. Revenu, D. Bloyet, “ Automated segmentation of cytological and histological images for the nuclear quantification: an adaptive approach based on mathematical morphology ”, *Microscopy, Microanalysis, Microstructure*, 7, pp. 331-337, Octobre - Décembre 1996.

A10- S. Ruan, J-M. Constans, C. Jaggi, D. Bloyet, “ Detection of brain activation signal from functional magnetic resonance imaging data ”, *American Society of Neuroimaging*, 6(4), pp. 207-212, Octobre 1996.

A11- R. Malgouyres, “ There is no local characterization of separating and thin objects in Z^3 ”, *Theoretical Computer Science*, 163, pp. 303-308, Août 1996.

A12- Y. Darlas, R. Clouard, “ Physikalische Grundlagen - Interpretation der normalen Magen-Darm-Wand im endosonographischen Bild ”, *Endoskopische Sonographie in der Gastroenterologie*, Henryk Dancygier Editor, Thieme, Stuttgart, All., pp. 1-15, 1997.

A13- F. Angot, P. Herlin, A. Elmoataz, M. Revenu, A-M. Mandard, D. Bloyet, “ Graphes de voisinage et traitement d'images. Application à des images de marquage immunohistochimique ”, *Bulletin du Cancer*, 84(9), pp. 849-854, Septembre 1997.

A14- R. Malgouyres, “ A definition of surfaces of Z^3 : a new 3D discrete Jordan theorem ”, *Theoretical Computer Science*, 186, pp. 1-41, 1997.

A15- P. Herlin, E. Masson, F. Duigou, B. Plancoulaine, J-P. Signolle, A-M. Mandard, F. Angot, D. Deman, P. Belhomme, J-B. Joret, T. Datry, O. Rougereau, D. Bloyet, “ Automatisation de l'analyse

cytodensitométrique du contenu en ADN des tumeurs solides ”, Bulletin du Cancer, 84(7), pp. 685-692, 1997.

A16- S. Durand, A. Lenoir, M. Coster, M. Revenu, J-L. Chermant, “ Non planar surfaces, multimodal images and mathematical morphology ”, Acta Stereologica, 16, pp. 293-298, 1997.

A17- S. Legoupil, G. Pascal, D. Chambellan, D. Bloyet, “ An experimental single photon emission computed tomograph method for dynamic 2D fluid flow analysis ”, Journal of Applied Radiation and Isotope, 48(10-12), pp. 1507-1514, 1997.

A18- A. Elmoataz, S. Schüpp, R. Clouard, P. Herlin, D. Bloyet, “ A segmentation method combining mathematical morphology and a level set approach of active contours: application to the localization of objets in medical images ”, Acta Stereologica, 16, pp. 223-231, 1997.

A19- S. Schüpp, P. Herlin, A. Elmoataz, J. Reynaud, F. Duigou, M. Coster, D. Bloyet, “ Mathematical morphology and quantitative immunohistochemistry ”, Acta Stereologica, 16, pp. 241-249, 1997.

A20- L. Vérard, P. Allain, J-M. Travère, J-C. Baron, D. Bloyet, “ Fully automatic identification of AC and PC landmarks on MRI using scene analysis ”, IEEE Transactions on Medical Imaging, 16(5), pp. 610-616, Octobre 1997.

A21- P. Belhomme, A. Elmoataz, P. Herlin, D. Bloyet, “ Generalized region growing operator with optimal scanning: application to segmentation of breast cancer images ”, Journal of Microscopy, 186, pp. 41-50, 1997.

A22- E. Dumas, “ Imagerie cérébrale : technique et exploitation ”, Sci Tech Anim Lab, 23, pp. 77-88, 1998.

A23- R. Malgouyres, “ Local characterization of strong surfaces within strongly separating objects ”, Pattern Recognition Letters, 19(3 - 4), pp. 341-349, 1998.

A24- A. Elmoataz, S. Schüpp, R. Clouard, P. Herlin, D. Bloyet, “ Using active contours and mathematical morphology tools for quantification of immunohistochemical images ”, Signal Processing, 71(2), pp. 215-226, Décembre 1998.

A25- R. Malgouyres, “ Homotopy in 2-dimensional digital images ”, Theoretical Computer Science, à paraître.

A26- R. Malgouyres, G. Bertrand, “ Complete local characterization of strong 26-surfaces : continuous analog for strong 26-surfaces ”, Int. Journal of Pattern Recognition and Artificial Intelligence, à paraître.

A27- G. Bertrand, R. Malgouyres, “ Some topological properties of discrete surfaces ”, Journal of Mathematical Imaging and Vision, à paraître.

A28- N. Royackkers, M. Desvignes, M. Revenu, “ Une méthode générale de reconnaissance de courbes 3D : Application à l'identification de sillons corticaux dans des examens IRM ”, Traitement du Signal, à paraître.

A29- M.J. Fadili, B. Moretti, S. Ruan, D. Bloyet, “ Méthode coopérative et quantification de la segmentation de l'encéphale en IRM ”, Traitement du Signal, à paraître.

A30- R. Clouard, A. Elmoataz, C. Porquet, M. Revenu, “ BORG: A knowledge-based system for automatic generation of image processing programs ”, IEEE Pattern Analysis and Machine Intelligence, à paraître.

Conférences internationales avec comité de lecture et actes

- B1- M-J. Antoine, J-M. Travère, D. Bloyet, “ Anisotropic diffusion filtering applied to individual PET activation images: a simulation study ”, IEEE Medical imaging Conference, San-Francisco, USA, pp. 1-7, 1995.**
- B2- N. Royackkers, H. Fawal, M. Desvignes, M. Revenu, J-M. Travère, “ Morphometry and identification of brain sulci on three-dimensional MR images ”, IPMI 95, Information Processing in Medical Imaging, Brest, France, pp. 379-380, 1995.**
- B3- R. Clouard, M. Revenu, A. Elmoataz, C. Porquet, “ A software workbench for knowledge acquisition and integration in image processing ”, Int. Workshop on the Design of Cooperative Systems, Juan-Les-Pins, France, pp. 298-313, Janvier 1995.**
- B4- S. Ruan, C. Jaggi, J-M. Constans, D. Bloyet, “ Detection of brain activation for MRI data by likelihood-ratio test ”, Computer Vision Virtual Reality and Robotics in Medecine, Nice, France, pp. 341-350, Avril 1995.**
- B5- N. Royackkers, H. Fawal, M. Desvignes, M. Revenu, J-M. Travère, “ Feature extraction for cortical sulci identification ”, 9th SCIA, Uppsala, Suède, pp. 1147-1154, Mai 1995.**
- B6- L. Vérard, P. Allain, S. Ruan, J-M. Travère, D. Bloyet, “ 3D brain structures extraction using fully automated MRI segmentation ”, IPMI 95, Information Processing in Medical Imaging, Brest, France, pp. 373-374, Juin 1995.**
- B7- S. Ruan, C. Jaggi, J-M. Constans, J-M. Travère, D. Bloyet, “ Functional brain detection with magnetic resonance imaging ”, 1st Int. Conf. on Functional Mapping of the Human Brain, Paris, France, Supplement 1, pp. 122, Juin 1995.**
- B8- R. Clouard, A. Elmoataz, C. Porquet, M. Revenu, “ BORG: a knowledge-based system for the automation of image segmentation tasks ”, IEE 5th Int. Conf. on Image Processing and its Applications, Edinburgh, GB(410), pp. 524-528, Juillet 1995.**
- B9- S. Langlois, N. Royackkers, H. Fawal, M. Desvignes, M. Revenu, “ Cortical sulci model and matching from 3D brain magnetic resonance images ”, 5th Int. Conf. on Image Processing and its Applications, Edinburgh, GB, pp. 124-128, Juillet 1995.**
- B10- P. Lebailly, P. Belhomme, F. Sichel, P. Gauduchon, “ Analysis of DNA strand-breaks induced by pesticides in human cells using the Comet assay ”, 2nd Int. Conf. on environmental mutagens in human populations, Prague, Rép. Tchèque, Août 1995.**
- B11- P. Lebailly, P. Belhomme, F. Sichel, P. Gauduchon, “ Analysis of DNA strand-breaks induced by pesticides in human cells using the Comet assay ”, Int. Conf. on molecular aspects of carcinogenesis, York, GB, Septembre 1995.**
- B12- R. Malgouyres, “ There is no local characterisation of separating and thin objects in Z3 ”, DGCI'95, Clermont-Ferrand, France, Octobre 1995.**
- B13- R. Clouard, C. Porquet, A. Elmoataz, M. Revenu, “ Why building knowledge-based image segmentation systems is so difficult? ”, Knowledge-Based systems for the reUse of Program libraries, KBUP'95, Sophia Antipolis, France, pp. 137-148, Novembre 1995.**
- B14- F. Angot, R. Clouard, A. Elmoataz, M. Revenu, “ Neighborhood graphs and image processing ”, SPIE Vision Systems: New Image Processing Techniques, Besançon, France, pp. 1-12, Juin 1996.**
- B15- S. Legoupil, G. Pascal, D. Chambellan, D. Bloyet, “ An experimental single photon emission computed tomograph for fluid flow visualization ”, 2nd Int. Conf. On inverse problems in engineering: theory and practice, Le Croisic, France, Juin 1996.**
- B16- S. Ruan, J-M. Constans, J. Travère, D. Bloyet, “ Calculation of probabilities of error in the fMRI detection by likelihood ratio test ”, 2nd Int. Conf. on Functional Mapping of the Human Brain, Boston, USA, 3, pp. 409, Juin 1996.**

B17- V. Ruiz, A-G. Constantinides, “ Filtering by approximated densities applied to texture modelling for mammography ”, EUSIPCO-96, 8ème Conf. Européenne de Traitement du Signal, Trieste, Italie, Septembre 1996.

B18- C. Porquet, R. Clouard, V. Ficet, “ Development of image processing applications within a cooperative knowledge-based workbench ”, EXPERSYS-96, Marne la Vallée, Paris, pp. 459-464, Octobre 1996.

B19- S. Schüpp, A. Elmoataz, P. Herlin, “ Use of snake model for segmentation of histological and cytological images ”, Analytical Cellular Pathology, ESACP, Rouen, 13(3), Octobre 1996.

B20- S. Schüpp, A. Elmoataz, P. Herlin, “ Epithelial cell nest automatic delineation using Mathematical Morphology for quantitative immunohistochemistry ”, Analytical Cellular Pathology, ESACP, Rouen, 13(3), Octobre 1996.

B21- A. Lenoir, R. Malgouyres, M. Revenu, “ Fast computation of the normal vector field of the surface of a 3D discrete object ”, DGCI'96, Lecture Notes in Computer Science, Lyon, France, 1176, pp. 101-112, Novembre 1996.

B22- G. Bertrand, R. Malgouyres, “ Some topological properties of discrete surfaces ”, DGCI'96, Lecture Notes in Computer Science, Lyon, France, 1176, pp. 325-336, Novembre 1996.

B23- L. Vérard, M.J. Fadili, S. Ruan, D. Bloyet, “ 3D MRI segmentation of brain structures ”, 18th Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 96, Amsterdam, Pays-Bas, Novembre 1996.

B24- M. Desvignes, N. Royackkers, M. Revenu, “ Sulcal variability in a computerized brain atlas ”, 18th Int. Conf. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS 96, Amsterdam, Pays-Bas, Novembre 1996.

B25- O. Quinton, L. Vérard, N. Tzourio, D. Bloyet, J-M. Travère, “ Automatic AC-PC identification on 3D T1-MRI using scene analysis ”, Human Brain Mapping, HBM'97, Copenhagen, Danemark, pp. S405, 1997.

B26- M. Desvignes, N. Royackkers, H. Fawal, M. Revenu, “ Detection and identification of Sulci on 3D MRI ”, Human Brain Mapping, HBM'97, Copenhagen, Danemark, pp. S410, Mai 1997.

B27- M. Ludwig, A. Lenoir, P. Nugues, “ A conversational agent to navigate into MRI brain images ”, Interfaces 97, 6èmes journées int. Communication Homme-Machine, Systèmes Intelligents dans les entreprises, Montpellier, France, pp. 207-210, Mai 1997.

B28- P. Herlin, A. Elmoataz, P. Belhomme, S. Schüpp, F. Angot, F. Duigou, L. Chermant, J. Chasle, A-M. Mandard, M. Revenu, D. Bloyet, “ Are sampling and hierarchical segmentation future tools for automated quantitative immunochemistry in oncology ”, 5th ESACP, Oslo, Norvège, 13(2), pp. 83, Mai 1997.

B29- P. Herlin, E. Masson, F. Duigou, B. Plancoulaine, J-P. Signolle, F. Angot, D. Deman, P. Belhomme, J-B. Joret, T. Datry, A-M. Mandard, D. Bloyet, “ Fully automatic image analyzer for DNA quantitation of archival tumors ”, 5th ESACP, Oslo, Norvège, 13(2), pp. 83, Mai 1997.

B30- S. Schüpp, P. Herlin, A. Elmoataz, P. Belhomme, M. Revenu, D. Bloyet, “ A generalistic tool combining mathematical morphology and active contours for microscopical image segmentation ”, 5th ESACP, Oslo, Norvège, 13(2), pp. 83, Mai 1997.

B31- G. Bertrand, R. Malgouyres, “ A local property of strong surfaces ”, SPIE Conf. on Vision Geometry VI, San Diego, Ca., USA, 3168, Juillet 1997.

- B32- S. Schüpp, A. Elmoataz, R. Clouard, P. Herlin, D. Bloyet**, “ Mathematical morphology and active contours for object extraction and localization in medical images ”, 6th Int. Conf. on Image Processing and its Applications, Dublin, Irlande(443), pp. 317-321, Juillet 1997.
- B33- N. Flasque, M.Desvignes, M.Revenu**, “ Cooperation of deformable models for 3D MR images segmentation ”, World congress on medical physics and biomedical engineering, Nice, France, 35 supplement part 2, pp. 714, Septembre 1997.
- B34- N. Royackkers, M. Desvignes, M. Revenu**, “ Spatial normalization and morphometry of cerebral sulci on 3D MRI ”, World congress on medical physics and biomedical engineering, Nice, France, 35 supplement part 2, pp. 675, Septembre 1997.
- B35- R. Malgouyres, G. Bertrand**, “ Complete local characterization of strong 26-surfaces: continuous analogs for strong 26-surfaces ”, IWPIA'97, Hiroshima, Japon, Septembre 1997.
- B36- S. Langlois, M. Desvignes, J-M. Constans, M. Revenu**, “ Modelization of the gradient fields nonlinearities in magnetic resonance imaging ”, World congress on medical physics and biomedical engineering, Nice, France, 35 supplement part 2, pp. 765, Septembre 1997.
- B37- S. Ruan, C. Jaggi, D. Bloyet**, “ Segmentation of CSF, grey-matter and white-matter volumes using markov random fields ”, World congress on medical physics and biomedical engineering, Nice, France, 35 supplement part 2, pp. 756, Septembre 1997.
- B38- A. Lenoir**, “ Fast estimation of mean curvature on the surface of a 3D discrete object ”, DGCI'97, Lecture Notes in Computer Science, Montpellier, France, 1347, pp. 175-186, Décembre 1997.
- B39- R. Malgouyres**, “ Homotopy in 2-dimensional digital images ”, DGCI'97, Lecture Notes in Computer Science, Montpellier, France, 1347, pp. 213-222, Décembre 1997.
- B40- O. Lezoray, A. Elmoataz, H. Cardot, G. Gougeon, M. Lecluse, H. Elie, M. Revenu**, “ Segmentation of cytological images using color and mathematical morphology ”, 7è Congrès Européen de stéréologie, Amsterdam, Pays-Bas, Avril 1998.
- B41- S. Schüpp, A. Elmoataz, R. Clouard, P. Herlin, D. Bloyet**, “ Watershed algorithm and active contours for segmentation of medical images: A comparative study ”, 7è Congrès Européen de stéréologie, Amsterdam, Pays-Bas, Avril 1998.
- B42- V. Godefroy, D. Fréchou, M. Desvignes, D. Bloyet**, “ Digital image processing for cavitation on marine propellers ”, 3rd Int. Symposium on Cavitation, Grenoble, France, Avril 1998.
- B43- R. Malgouyres, A. Lenoir**, “ Topology preservation within digital surfaces ”, Proc. of Computer Graphics and Image Processing, Machine GRAPHICS & VISION, Varsovie, Pologne, 7(1/2), pp. 417-425, Mai 1998.
- B44- C. Jaggi, S. Ruan, D. Bloyet, B. Mazoyer**, “ Partial volume modeling applied to the segmentation of CSF, gray matter and white matter ”, NeuroImage, Montréal, Québec, Canada, pp. S781, Juin 1998.
- B45- M.J. Fadili, S. Ruan, B. Mazoyer**, “ FIAtool: a software for FMRI data analysis and visualization ”, NeuroImage, Montréal, Québec, Canada, 7(4), pp. S800, Juin 1998.
- B46- M. Desvignes, N. Royackkers, M. Revenu**, “ Spatial normalization of cerebral sulci on 3D MRI ”, NeuroImage, Montréal, Québec, Canada, 7(4), pp. S722, Juin 1998.
- B47- R. Malgouyres, S. Fourey**, “ Strong surfaces, surface skeletons and image superimposition ”, Conf. on Vision Geometry VII, SPIE 98, San Diego, Ca., USA, 3454, pp. 16-27, Juillet 1998.
- B48- V. Ficet-Cauchard, C. Porquet, M. Revenu**, “ An interactive case-based reasoning system for the development of image processing applications ”, European Workshop on Case-Based Reasoning, EWCBR'98, Dublin, Irlande, pp. 437-447, Septembre 1998.

B49- B. Moretti, S. Ruan, M.J. Fadili, D. Bloyet, D. Mazoyer, “ Phantom Based Segmentation Assessment for MRI Images ”, 20th Int. Conf. - IEEE/EMBS, Hong Kong, Chine, 20, pp. 613, Octobre 1998.

B50- C. Jaggi, S. Ruan, D. Bloyet, “ Mixture Modeling Applied to the Partial Volume Effect in MRI Data ”, 20th Int. Conf. - IEEE/EMBS, Hong Kong, Chine, 20, pp. 693, Octobre 1998.

B51- M.J. Fadili, S. Ruan, D. Bloyet, B. Mazoyer, “ Unsupervised Fuzzy Clustering Analysis of fMRI Series ”, 20th Int. Conf. - IEEE/EMBS, Hong Kong, Chine, 20, pp. 696, Octobre 1998.

B52- S. Ruan, C. Jaggi, D. Bloyet, D. Mazoyer, “ Brain Tissue Classification in MR Images Based on A 3D MRF Model ”, 20th Int. Conf. - IEEE/EMBS, Hong Kong, Chine, 20, pp. 625, Octobre 1998.

B53- S. Fourey, R. Malgouyres, “ Intersection number and topology preservation within digital surfaces ”, 6th Int. Workshop on Parallel Image Processing and Analysis, Madras, India, pp. 138-158, Janvier 1999.

B54- R. Malgouyres, “ Présentation of the fundamental group in digital surfaces ”, DGCI'99 Lecture Notes in Computer Science, à paraître Mars 1999.

B55- S. Fourey, R. Malgouyres, “ Intersection number of paths on a digital surface and a new Jordan theorem ”, DGCI'99 Lecture Notes in Computer Science, à paraître Mars 1999.

Conférences nationales avec et sans comité de lecture

C1- P. Belhomme, A. Elmoataz, P. Herlin, “ Segmentation d'images adaptée à la quantification de immunomarquages: pièges et perspectives ”, 15ème Forum de cancérologie, Paris, 1995.

C2- P. Belhomme, A. Elmoataz, P. Herlin, “ Stratégies d'analyse automatique d'images adaptées à la quantification des immunomarquages : une approche par morphologie mathématique ”, 18ème Réunion de la section française de la Société Internationale de Stéréologie, Ecole des Mines, Paris, Février 1995.

C3- M. Revenu, R. Clouard, C. Porquet, A. Elmoataz, “ Atelier logiciel d'acquisition et d'intégration des connaissances en traitement et interprétation d'images: une approche méthodologique ”, 10ème Journées Francophones Acquisition, Validation et Apprentissage, Grenoble, pp. 315-328, Avril 1995.

C4- H. Fawal, M. Desvignes, M. Revenu, “ Amincissement 3D de surfaces gauches : application à la détection des sillons du cortex cérébral humain ”, 15ème Colloque GRETSI 95, Juan-les-Pins, pp. 661-664, Septembre 1995.

C5- L. Vérard, P. Allain, S. Ruan, J-M. Travère, D. Bloyet, “ 3D brain structures extraction using fully automated MRI segmentation ”, 15ème Colloque GRETSI 95, Juan-les-Pins, pp. 1213-1216, Septembre 1995.

C6- P. Belhomme, A. Elmoataz, P. Herlin, M.Revenu, D. Bloyet, A-M. Mandard, “ Segmentation d'images couleur: application à la quantification de l'immunomarquage ”, 15ème Colloque GRETSI 95, Juan-les-Pins, pp. 1197-1200, Septembre 1995.

C7- P. Belhomme, P. Herlin, A. Elmoataz, C. Boudry, D. Bloyet, “ Segmentation automatisée pour l'analyse de l'ADN ploïdie ”, 2ème Congrès de l'association française de cytométrie, Reims, Septembre 1995.

C8- P. Lebailly, P. Belhomme, E. Dupont, Th. Gaugard, P. Gauduchon, “ Traitement automatique d'images appliqué à l'analyse de coupures d'ADN Comet assay ”, 2ème Congrès de l'association française de cytométrie, Reims, Septembre 1995.

C9- R. Clouard, M. Revenu, A. Elmoataz, C. Porquet, “ Un atelier logiciel pour la conception d'applications de segmentation d'images ”, 15ème Colloque GRETSI 95, Juan-les-Pins, pp. 577-580, Septembre 1995.

C10- N. Royackkers, M. Desvignes, M. Revenu, “ Construction automatique d'un atlas adaptatif des sillons corticaux ”, ORASIS 96, Clermont-Ferrand, pp. 187-192, 1996.

C11- H. Cardot, O. Lezoray, H. Elie, M. Lecluse, A. Alexandre, A. Elmoataz, R. Clouard, M. Revenu, “ Segmentation et classification en cytologie ”, 19ème Journée ISS, Paris, Février 1996.

C12- P. Reuzé, R. Collorec, M. Desvignes, “ Détection et suivi 3D des vaisseaux en angiographie par résonance magnétique ”, 7ème Congrès du GRAMM, St Malo, pp. 10, Mars 1996.

C13- F. Angot, A. Elmoataz, M. Revenu, P. Herlin, “ Intérêt des graphes de voisinage dans la quantification des marqueurs immunohistochimiques ”, 16ème Forum de cancérologie, Bulletin du Cancer, Paris, 83(6), Juin 1996.

C14- N. Royackkers, M. Desvignes, H. Fawal, M. Revenu, J-M. Travère, “ Modélisation individualisée des sillons corticaux humains ”, AGI 96, Tours, pp. 429-433, Juin 1996.

C15- V. Ficet-Cauchard, “ Construction interactive d'un modèle conceptuel d'applications de traitement d'images ”, RJCIA'96, Rencontres des jeunes chercheurs en Intelligence Artificielle, Nantes, pp. 95-102, Août 1996.

C16- J-M. Constans, S. Ruan, C. Jaggi, D. Bloyet, “ Détection de signal d'IRM fonctionnelle cérébrale par test de rapport de vraisemblance ”, JFR'96, pp. 439-442, Novembre 1996.

C17- F. Angot, A. Elmoataz, P. Herlin, M. Revenu, “ Graphes de voisinage et images histologiques ”, 20ème journée ISS, Ecole des Mines, Paris, Février 1997.

C18- S. Schüpp, A. Elmoataz, P. Herlin, D. Bloyet, “ Comparaison et évaluation des différents algorithmes de segmentation: application aux images histologiques de carcinomes mammaires ”, 20ème journée ISS, Ecole des Mines, Paris, Février 1997.

C19- C. Jaggi, S. Ruan, M.J. Fadili, D. Bloyet, “ Approche Markovienne pour la segmentation 3D des tissus cérébraux en IRM ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, pp. 327-330, Septembre 1997.

C20- F. Angot, M. Revenu, A. Elmoataz, R. Clouard, “ Les graphes comme outil de mise en œuvre de méthodes de segmentation hiérarchique d'images ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, pp. 399-402, Septembre 1997.

C21- M.J. Fadili, S. Ruan, L. Vérard, C. Jaggi, D. Bloyet, “ Extraction et partitionnement de l'encéphale par un modèle de contours actifs ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, Septembre 1997.

C22- N. Flasque, M. Desvignes, M. Revenu, “ Coopération de modèles déformables pour l'imagerie cérébrale en 3 dimensions ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, pp. 733-736, Septembre 1997.

C23- S. Langlois, M. Desvignes, J-M. Constans, M. Revenu, “ Imagerie par résonance magnétique: correction des non linéarités des gradients de champ ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, pp. 339-342, Septembre 1997.

C24- V. Ficet-Cauchard, C. Porquet, M. Revenu, R. Clouard, “ Un système interactif d'aide à la construction d'applications de traitement d'images ”, 16ème Colloque GRETSI 97, Grenoble, pp. 949-952, Septembre 1997.

C25- O. Lezoray, A. Elmoataz, H. Cardot, G. Gougeon, M. Lecluse, H. Elie, M. Revenu, “ Segmentation d'images couleur: application à la cytologie des séreuses en vue d'un tri informatique cellulaire ”, 11ème Congrès Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle RFIA'98, Clermont-Ferrand, II, pp. 287-295, Janvier 1998.

C26- R. Clouard, A. Elmoataz, M. Revenu, “ Une modélisation explicite et opérationnelle de la connaissance de traitement d'images ”, 11ème Congrès Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle RFIA'98, Clermont-Ferrand, II, pp. 65-74, Janvier 1998.

C27- S. Langlois, M. Desvignes, J-M. Constans, M. Revenu, “ Défauts d'instrumentation en IRM ”, 8ème Congrès du GRAMM, Toulouse, pp. 50, 1998.

C28- S. Schüpp, A. Elmoataz, R. Clouard, P. Herlin, D. Bloyet, “ Segmentation d'images intégrant la morphologie mathématique et les contours actifs: application à l'extraction d'éléments ou d'ensembles cellulaires en imagerie microscopique médicale ”, 11ème Congrès Reconnaissance des Formes et Intelligence Artificielle RFIA'98, Clermont-Ferrand, I, pp. 297-306, Janvier 1998.

C29- O. Lezoray, A. Elmoataz, H. Cardot, G. Gougeon, M. Lecluse, H. Elie, M. Revenu, “ Segmentation couleur d'images cytologiques par morphologie mathématique ”, 21ème Journée ISS, Paris, Février 1998.

C30- P. Herlin, A. Elmoataz, S. Schüpp, P. Belhomme, F. Angot, F. Duigou, M. Coster, D. Bloyet, “ Hétérogénéité intratumorale et quantification des immunomarquages en microscopie photonique: quelle stratégie adopter? Une question ouverte ”, Ecole des Mines, Réunion annuelle de la Société Française de Stéréologie, Paris, Février 1998.

C31- S. Schüpp, P. Herlin, A. Elmoataz, “ Détection des massifs de cellules tumorales dans les cancers mammaires: démarches stratégiques et applications ”, Ecole des Mines, Réunion annuelle de la Société Française de Stéréologie, Paris, Février 1998.

C32- F. Angot, A. Elmoataz, M. Revenu, P. Vasseur, F. Sichel, “ Traitement d'images tridimensionnelles; application à la caractérisation d'images de prolifération cellulaire ”, 9ème Forum des jeunes chercheurs, Génie Biologique et Médical, Brest, pp. 120-121, Mai 1998.

C33- V. Ficet-Cauchard, M. Revenu, C. Porquet, “ Aide à la conception d'applications de traitement d'images: une approche basée sur le raisonnement à partir de cas ”, IC'98 Ingénierie des Connaissances, Pont-à-Mousson, pp. 1-10, Mai 1998.

Thèses et Habilitations

D1- Patrice Clochon

"Construction automatique d'architecture de réseaux de neurones multiclassés à topologie optimisée. Application au rejet d'artefacts en électroencéphalographie".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Mars 1995.

Jury : J-C. Baron, **D. Bloyet**, Y. Cherruault, J-L. Coatrieux, P. Etévenon, B. Victorri.

D2- Ziad Ammar

"Système de segmentation d'images à base de connaissances".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Juillet 1995.

Jury : R. Alt, C. Garbay, A. Nicolle, C. Porquet, **M. Revenu**.

D3- Houssam Fawal

"Contribution à l'étude d'une base de connaissance adaptée à la définition d'un atlas évolutif du cerveau".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Décembre 1995.

Jury : **D. Bloyet**, R. Collorec, I. Magnin, M. Revenu.

D4- Philippe Belhomme

"Stratégie d'analyse automatisée d'images couleur adaptée à la quantification des immunomarquages sur coupes histologiques : une approche par la morphologie mathématique".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Juin 1996.

Jury : **D. Bloyet**, N. Bonnet, J-L. Chermant, M. Coster, E. Kahn, J. Serra.

D5- Francis Bouchet

"Etude comparative et implémentation de méthodes de reconstruction d'images pour la Tomographie par Emission de Positons : intérêt de la prise en compte d'informations à priori".

Thèse de Doctorat de L'Université de Caen, Septembre 1996.

Jury : M. Barlaud, B. Bendriem, **D. Bloyet**, L. Garnero, M. Revenu, J.M. Travère.

D6- Laurent Vérard

"Segmentation et partitionnement automatiques tridimensionnels de l'encéphale observé par résonance magnétique : utilisation en fusion multimodalités".

Thèse de Doctorat de L'Université de Caen, Octobre 1996.

Jury : Y. Bizais, **D. Bloyet**, E.T. Mackensie, S. Philipp, J.M. Travère.

D7- Marie-Joëlle Antoine

"Méthodologie de la détection individuelle d'activations cérébrales et Tomographie par Emission de Positons : caractérisation statistique des images de bruit et introduction d'information anatomique".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Octobre 1996.

Jury : **D. Bloyet**, J. Chadoeuf, P. Grangeat, B. Mazoyer, J.M. Travère.

D8- Samuel Legoupil

"Tomographie d'émission gamma à partir d'un nombre limité de détecteurs, appliquée à la visualisation d'écoulements".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Janvier 1997.

Jury : **D. Bloyet**, L. Garnero, M. Genet, N. Midoux, G. Pascal, Y. Sacquin.

D9- Paulette Herlin

"Cytométrie par analyse d'images en cancérologie clinique : Contribution à la réalisation d'outils de mesure automatisés".

Habilitation à diriger des recherches, Mai 1997.

Jury : **D. Bloyet**, J-L. Chermant, J-F. Heron, F. Meyer.

Rapporteurs : J-S. Ploem, J-P. Rigaud, D. Seigneurin.

D10- Nicolas Royackkers

"Modélisation et reconnaissance des sillons du cortex cérébral humain".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Novembre 1997.

Jury : I. Bloch, M. Desvignes, L. Garnero, B. Mazoyer, **M. Revenu**, C. Roux.

D11- Vincent Godefroy

"Analyse morphologique de la cavitation au moyen de traitement et d'analyse d'images".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Mars 1998.

Jury : **D. Bloyet**, P. Botton, M. Coster, M. Desvignes, M. Fréchou, J.M. Michel, M. Van Wijndaarden.

D12- Jean-François Lecomte

"Etude comparative de méthodes de reconstruction 3D en Imagerie à émission de positons".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Octobre 1998.

Jury : M. Barlaud, **D. Bloyet**, M. Defrise, B. Mazoyer, J.M. Travère.

D13- Serge Langlois

"Analyse et correction des distorsions en imagerie par résonance magnétique".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Novembre 1998.

Jury : S. Akoka, J.M. Constans, J. de Certaines, M. Desvignes, J.M. Franconi, **M. Revenu**.

D14- Cyril Jaggi

"Segmentation par méthode markovienne de l'encéphale humain en imagerie par résonance magnétique : théorie, mise en œuvre et évaluation".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Novembre 1998.

Jury : I. Bloch, **D. Bloyet**, J-L. Coatrieux, B. Mazoyer, J. Ronsin, S. Ruan Guo.

D15- Rémy Malgouyres

"Préservation de la topologie et surfaces en géométrie discrète".

Habilitation à diriger des recherches, Caen, Janvier 1999.

Jury : J-M. Chassery, E. Grandjean, J-P. Reveillès, **M. Revenu**, D. Richard.

Rapporteurs : J-M. Chassery, P. Gritzmann, M. Nivat.

D16- Valérie Ficet-Cauchard

"Réalisation d'un système d'aide à la conception d'applications de Traitement d'Image : une approche basée sur le Raisonnement à Partir de Cas".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Janvier 1999.

Jury : C. Garbay, G. Kassel, A. Mille, C. Porquet, **M. Revenu**, K. Zreik.

D17- François Angot

"Segmentation d'images 2D et 3D : application à la quantification d'images histologiques et cytologiques obtenues par microscopie".

Thèse de Doctorat de l'Université de Caen, Février 1999.

Jury : P. Bolon, A. Elmoataz, S. Philipp, **M. Revenu**, F. Sichel.