

Systemes d'information en Imagerie médicale : Moyen de diagnostic, de therapie et d'economie

Abdelkrim MEZIANE

Centre de Recherche sur l'Information Scientifique et Technique

Rue des freres Aissou Ben Aknoun

E-mail : meziane@wissal.dz

Introduction :

Le laboratoire de Bases de Données et des Systemes d'information du s'interesse particulierement a la mise en place, de systemes d'information dans les entreprises, le suivi de leur evolution, et leur maintenance. L'hopital est une entreprise qui produit un nombre considerable de donnees qui sont de types tres differents. En effet, uniquement pour le fichier patient, il gere des donnees textuelles (nom, adresse, ...), mais aussi des donnees image.

Le nombre d'images que produit un hopital, petit soit-il, est tres grand.

Ces images ne sont pas toujours archivees, la plupart du temps elles ne sont meme pas repertoriees. Par contre elles sont tres importantes dans le suivi du malade puisqu'elles retracent les etapes de la maladie, donc faudra-t-il les archiver et les mettre aussi a la disposition des medecins qui suivent le malade.

C'est pour cela que nous nous sommes interesses aux systemes d'information en imagerie medicale qui peuvent prendre en charge ces problemes.

Comme nous ne pouvons travailler sur des images sans l'implication des specialistes du domaine ou elles sont utilisees, notamment dans leur interpretation, nous avons conclu une convention avec l'hopital de Bab El Oued (Alger) pour la prise en charge, ensemble, de ce projet.

L'image medicale :

Une image medicale peut etre definie comme la representation des variations spatiales et temporelles d'une ou de plusieurs proprietes physiques d'un sujet sous investigation. On parle d'images **statiques** lorsque la variation temporelle de la propriete n'est pas prise en consideration, autrement on parle d'images **dynamiques**.

Les images sont soit des projections planaires du sujet soit des coupes tomographiques (du grec "tranche") a travers lui.

La coupe peut etre transversale, sagittale ou coronale selon son orientation dans le repere lie au sujet, comme le montre la figure 1.

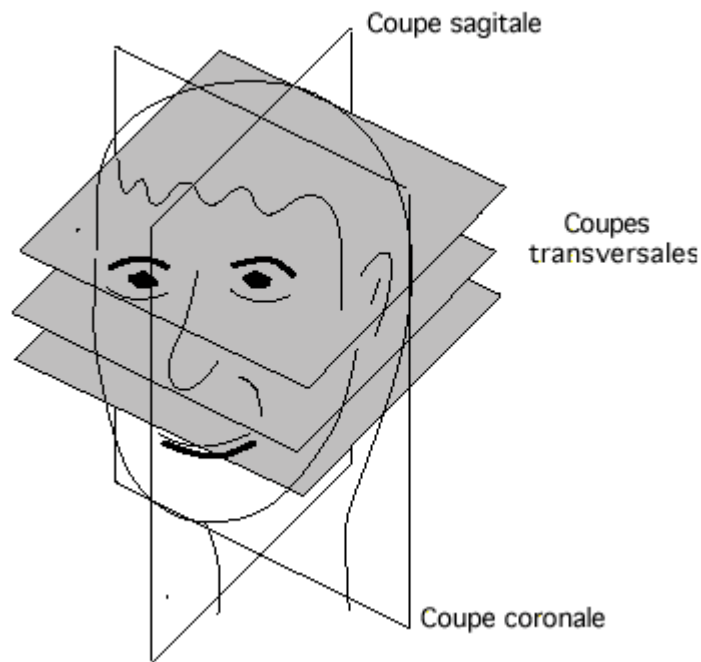


Fig 1

Une projection planaire intègre la propriété physique dans une direction donnée (càd somme toute les tranches possibles). Les propriétés physiques sont par exemple la densité électronique en radiographie et tomographie aux rayons X (en abrégé RX et XCT) ou la densité protonique et les temps de relaxation en résonance magnétique nucléaire (RMN) ou une distribution de radioactivité en tomographie par émission de photons simple (SPECT) ou par émission de positrons (PET). Le procédé d'imagerie produit des images dont les propriétés sont mises en évidence à l'aide de variations d'intensité dans une échelle de gris ou de fausses couleurs. Ces images peuvent révéler des informations de structures anatomiques (morphologie) et/ou de fonctions biologiques (métabolisme).

Le processus de formation d'images comporte l'interaction d'une sonde, que nous appelons radiation, d'abord avec le sujet et ensuite avec un système de détection externe. Cette radiation peut être soit du rayonnement électromagnétique soit des particules neutres ou chargées ou encore des ultrasons. Le sujet communique au champ de radiations des variations dans l'espace et dans le temps. Le processus peut donc être décomposé en une séquence d'illumination, de codage ou modulation par le sujet, et finalement de décodage ou reconstruction d'image. Les radiations peuvent se distinguer d'après leurs effets sur les matériaux qu'elles traversent. Cette interaction est néanmoins essentielle pour obtenir de l'information et donc des images. Dans le cas de tissus biologiques, de l'énergie est transférée par excitation et ionisation des molécules.

Nous distinguons l'imagerie d'émission et l'imagerie de transmission. Dans le premier cas, la sonde en l'occurrence un radio-isotope, est injectée au sujet qui devient la source d'émission de radiations, tandis que dans le second cas, la source de radiations (RX) est externe au sujet. En imagerie de transmission, nous distinguons la radiographie et la tomographie avec rayons X. En imagerie d'émission nous avons l'imagerie planaire (caméra Anger), la tomographie par émission de photons simples (SPECT) et par émission de positrons (TEP).

Les principales images médicales (modalités):

Les images proviennent principalement du tomodensitomètre à rayons X ou scanner, de l'imagerie par résonance magnétique ou IRM, de l'imagerie ultrasonore ou échographie, ou bien de l'imagerie de médecine nucléaire ou scintigraphie.

Les images médicales fournissent des informations sur la forme et le fonctionnement des organes du corps humain.

Le système d'information en imagerie médicale :

Nous n'allons pas décrire ce qu'est un système d'information, mais par contre nous présentons ce qu'il doit permettre en imagerie médicale :

- La mise en réseau local des images du service de médecine nucléaire de l'hôpital de Bab El Oued Alger.
- L'accès aux images d'un patient.
- L'amélioration de l'activité du service grâce à un système d'information radiologique :
 - Création et mise à jour du dossier patient
 - Rendez-vous.
 - Accès aux comptes rendus écrits stockés en ligne.
- La diminution du nombre de films par examen et des films refaits.
- Le gain de surface d'archivage.
- La sécurité de conservation des dossiers et la confidentialité.

A long terme, il doit permettre :

- La mise en réseau de l'image et de son compte rendu dans tout l'hôpital (services utilisateurs d'images).
- La réalisation de dossiers multi-modalités.
- L'accès à distance de ces informations.
- La suppression des films et création de dossiers partagés entièrement numériques.
- L'amélioration de la qualité de prise en charge du malade (rapidité, partage de l'information et communication entre équipes médicales).
- La diminution des durées et des coûts de séjour à l'hôpital.

L'analyse automatique des images médicales :

L'analyse par ordinateur des images médicales peut non seulement aider les médecins dans le diagnostic des maladies, mais représente un outil puissant pour la thérapeutique.

L'aide au diagnostic :

Parmi ce que permet l'utilisation de l'informatique en imagerie médicale :

- 1- l'extraction des formes et leur texture.
- 2- la comparaison entre deux images du même patient pour détecter une anomalie.
- 3- la superposition d'images prises par différentes sources (modalités) pour en constituer une image qui peut fournir des informations pour le diagnostic.
- 4- la comparaison de deux images de patients différents, l'une saine et l'autre présentant une anomalie.
- 5- la construction d'atlas anatomiques et fonctionnels.
- 6- la prise d'une séquence d'images permet de montrer le mouvement d'un organe et faire des mesures dessus.

L'aide à la thérapeutique

On peut citer :

- 1- la simulation : on construit le modèle virtuel d'un patient à partir des informations fournies par les images. Ce modèle peut servir à l'enseignement et à l'entraînement de certains gestes thérapeutiques, ou peut être adapté à l'anatomie d'un patient grâce à ses images médicales. Ceci permettra d'évaluer à l'avance la meilleure thérapeutique possible.
- 2- le contrôle : on peut utiliser les images médicales lors d'opérations chirurgicales pour bien localiser l'endroit où se passe l'intervention.
- 3- la validation : comparer les images avant et après l'intervention afin d'évaluer ses effets.

L'aide à l'économie

Le coût des images médicales qui sont produites peut grâce à une utilisation informatisée et par le biais des réseaux être réduit de façon spectaculaire. Cependant un investissement est nécessaire pour mettre un système, qui permettrait l'échange et le traitement de ces images, sur rail.

Avec un tel système, le patient ne sera plus obligé de transporter tous ses films à chaque consultation et n'aura pas à les gérer. Le médecin peut consulter les images d'un patient à partir de son cabinet, de l'hôpital ou même de son domicile.

Ceci induit une rapidité de consultation et n'oblige pas le patient à se déplacer chez le médecin si ce dernier est loin de son lieu de résidence.

Le tirage de films ne devient plus indispensable avec ce système. La visualisation sur écran est largement suffisante dans la plupart des cas, d'autant plus que l'ordinateur permet de traiter ces images pour les améliorer.

Le malade est obligé lors de son déplacement dans un hôpital à être hospitalisé jusqu'à obtention des résultats pour qu'il puisse les prendre, alors qu'avec ce système, il pourra les récupérer chez un autre centre hospitalier ou chez son médecin traitant.

Le gain en temps et en argent est évident, puisqu'on élimine les frais d'hôtellerie et de transport.

Le traitement des images permettrait même d'éviter une intervention chirurgicale grâce aux améliorations des images ou à la superposition de plusieurs modalités.

Il faudrait peut-être pour appuyer ces assertions faire une étude chiffrée, ce qui nous permettra d'avoir des données réelles sur l'apport en économie de cette technique, qui reste évident à long terme.

La recherche en analyse d'images médicales

Ayache a regroupé les méthodes d'analyse en imagerie médicale dans les classes suivantes :

- Restauration
- Segmentation
- Recalage
- Morphométrie
- Mouvement
- Visualisation
- Simulation
- Robotique médicale

Restauration

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

Il existe des méthodes permettant de corriger le biais de l'image, tout en réalisant une classification des points de l'image selon le milieu auquel ils appartiennent. L'algorithme EM ("expectation-maximisation") est une approche itérative dans laquelle, à partir d'une classification initiale, on optimise successivement le calcul du biais puis une nouvelle classification.

Il existe de très nombreuses méthodes pour réduire le bruit lié à l'acquisition des images. Les techniques de filtrage linéaire appliquent des filtres passe-bas qui tout en réduisant le bruit dans l'image tendent à lisser les contours, ce qui rend l'image floue. Par contre,

les techniques de *diffusion anisotrope* sont très efficaces pour lisser l'image tout en préservant les discontinuités importantes, et produisent des résultats remarquables.

Segmentation

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

- *Le seuillage* est l'opération de segmentation la plus simple. Elle consiste à extraire des régions dont l'intensité lumineuse est supérieure à un seuil fixé. La surface d'une telle région est ainsi définie par une fonction implicite, et s'appelle une iso-surface (ou surface d'iso-intensité). Elle peut être approximée avec une précision plus fine que la matrice originale de l'image par un ensemble de facettes polygonales, avec l'algorithme des "marching cubes" introduit par Lorensen. Cette approximation peut également se faire en traitant seulement 2 coupes successives de l'image à la fois, en utilisant une extension de la triangulation de Delaunay, proposée par Boissonnat et Geiger.
- *Les modèles déformables* sont des courbes ou des surfaces qui évoluent dans un espace 3-D pour délimiter au mieux une structure anatomique ou pathologique. L'évolution du modèle est guidée par l'optimisation simultanée de deux critères. Le premier mesure la régularité géométrique du modèle, en s'appuyant par exemple sur le calcul de sa courbure locale. Le second mesure une propriété de l'intensité lumineuse le long des points de l'image traversés par le modèle déformable, par exemple la norme du gradient de l'intensité lumineuse pour favoriser l'attraction du modèle vers des points de fort contraste. Ces méthodes sont très efficaces lorsque l'utilisateur peut initialiser le modèle de manière approximative autour d'une région d'intérêt. Le modèle déformable évolue alors depuis cette solution initiale grossière, pour délimiter avec précision et de manière automatique la frontière de la région recherchée. Cette approche est généralement beaucoup plus robuste que le simple seuillage de l'intensité lumineuse. Ces modèles sont également très populaires dans l'analyse des séquences temporelles d'images : en effet, la solution à un instant donné sert d'initialisation dans l'image acquise à l'instant suivant. Sur l'utilisation des modèles déformables en analyse d'images médicales, un excellent état de l'art a été proposé par McInerney and Terzopoulos.
- *L'analyse multi-échelle* des images est un axe de recherche très actif. Il s'agit de construire et d'appliquer une théorie qui permette d'effectuer une analyse de l'image à des résolutions variables. L'analyse multi-échelle s'avère particulièrement utile lorsque l'on cherche par exemple à extraire des vaisseaux

ou d'autres structures anatomiques indépendamment de leur taille. L'analyse multi-échelle a également des liens étroits avec la diffusion anisotrope, présentée précédemment.

- *La morphologie mathématique* propose une théorie et des opérateurs que l'on peut appliquer localement dans les images pour extraire et modifier des formes.
- *Des opérateurs différentiels* peuvent être appliqués dans les images 3-D, afin de caractériser des points, des lignes, ou des surfaces singulières. Par exemple, les contours peuvent être définis comme le lieu des points où la norme du gradient de l'intensité lumineuse est localement maximale dans la direction du gradient. Les surfaces ainsi définies correspondent qualitativement aux points de fort contraste d'intensité, et peuvent aider à délimiter certaines structures anatomiques ou pathologiques.

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

On peut raffiner l'analyse en ne conservant sur ces lignes que les points extrémaux, qui correspondent à une seconde extrémité différentielle. Comme ces lignes et ces points sont invariants par rotation et translation, ils peuvent être utilisés pour des tâches de recalage rigide.

Recalage

Le recalage est nécessaire pour comparer des images acquises sur un même patient à des instants différents ou bien avec des modalités différentes. Il peut s'agir dans ce cas de recalage rigide ou non-rigide. Le recalage est également nécessaire lorsque l'on souhaite comparer des images de patients différents. Il s'agit alors toujours de recalage non-rigide.

Le *recalage rigide* consiste à rechercher une rotation et une translation (6 paramètres en tout) permettant de superposer au mieux l'une des images à recaler (appelée le modèle) sur la seconde (appelée la scène). La difficulté du problème est différente selon que l'on s'intéresse à des images provenant de la même modalité (recalage monomodal) ou bien de modalités différentes (recalage multimodal). Certaines méthodes de recalage rigide monomodal s'appuient sur les lignes de crêtes ou les points extrémaux décrits précédemment et obtenus lors d'une étape préalable de segmentation. Ces méthodes ne sont généralement pas utilisables dans le cas du recalage multimodal. Dans ce cas, d'autres approches utilisent la minimisation d'un critère de distance ou de corrélation statistique entre les images. Récemment, plusieurs auteurs ont montré que l'information mutuelle était un critère puissant pour recaler des images multimodales sans

segmentation préalable. Roche et al a montré que dans certains cas, une métrique fondée sur le rapport de corrélation entre deux images était plus robuste que l'information mutuelle.

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

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

Morphométrie

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

La définition de statistiques sur des formes requiert un formalisme adapté, car celles-ci s'appliquent généralement sur des variétés différentielles qui ne sont pas des espaces vectoriels (par exemple les droites, les plans, les repères, les points orientés, les rotations spatiales, etc).

Les applications concernent le calcul d'atlas anatomiques probabilistes, et la comparaison d'images entre patients.

Analyse du mouvement

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

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

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

Certaines images bénéficient d'un marquage physique de lignes et de points : c'est le cas de l'IRM marquée ou "tagged MRI", dans laquelle on magnétise de manière différente

certains tissus selon un motif géométrique régulier (typiquement une grille spatiale). Cette grille est visible dans la première image, et on peut suivre sa déformation dans les images suivantes. Dans le cas de l'IRM à contraste de phase, c'est une estimation locale de la vitesse de déplacement qui est fournie en chaque point et à chaque instant.

Visualisation

Historiquement, la visualisation des images volumiques a été le sujet de recherche le plus actif dans le domaine du traitement informatique des images médicales 3-D. En général, la visualisation requiert une étape préliminaire de segmentation.

Simulation de chirurgie

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

Beaucoup de travaux s'appuient sur des modèles de type masses-ressorts, car ils permettent une implémentation relativement simple, et des temps de calcul raisonnables. Les éléments finis permettent de modéliser plus finement les propriétés biomécaniques des tissus mous. Ils sont moins couramment utilisés, car leur implémentation est plus complexe, et leur utilisation plus coûteuse en temps de calcul.

Dans l'équipe Epidaure de l'INRIA, S. Cotin et H. Delingette ont introduit une approche qui permet de déformer un objet volumique élastique linéaire et de calculer les forces perçues en retour en temps réel. Ceci est rendu possible par le calcul préalable de déformations élémentaires qui sont stockées une fois pour toutes pour un organe donné. Ce modèle a été raffiné pour introduire des non-linéarités permettant de mieux approximer le comportement biomécanique de certains tissus mous.

Robotique médicale

Passer de la simulation à la réalisation concrète avec un robot d'une intervention chirurgicale ou d'une radiothérapie, est un domaine de recherche très actif.

Conception du système

La mise en place du système d'information dans sa nouvelle vision (NTIC) ne dépend pas uniquement de la technologie. Sans acteurs motivés et étroitement assistés techniquement, celui-ci n'a aucune chance d'aboutir. Une formation spécifique à chaque catégorie de personnel doit être réalisée tant sur le plan informatique que sur les nouveaux produits utilisés, car cette mise en œuvre bouleversera le fonctionnement du département d'imagerie médicale et les conditions de collaboration avec les différents services cliniques de l'hôpital. Ses apports seront cependant appréciables : gestion facile des dossiers administratifs et radiologiques des patients, validation par les radiologues de l'image numérique et de son interprétation sur écran, rapidité d'accès pour les services cliniques à l'image radiologique "partagée", au compte-rendu associé aux documents archivés.

En contre-partie, une dépendance vis-à-vis d'un système entièrement informatisé verra le jour, ce qui exposerait en cas de panne à une paralysie plus ou moins complète, si on ne prend pas de dispositions pour un fonctionnement en mode permettant d'assurer un service minimum.

Conclusion

Les systèmes d'information hospitaliers sont récents, mais voient des progrès constants. Les nouvelles technologies de l'information ont investi tous les domaines d'activités, même les hôpitaux. En Algérie, beaucoup d'efforts sont à déployer pour réussir à les intégrer. La méconnaissance de ces technologies a fait que nos hôpitaux sont restés « classiques » et ne veulent pas changer, c'est le cas de la plupart des entreprises algériennes.

Nous avons essayé de montrer même de façon sommaire les intérêts de l'introduction de ces nouvelles technologies. En effet, elles contribuent dans l'aide au diagnostic et à la thérapeutique qui peut améliorer la qualité de vie du malade, et dans l'économie qui se fera ressentir dans la société entière.

Le passage à ces NTIC pourra se faire grâce à un investissement qui donnera sûrement ses fruits à long terme. Cet investissement n'est pas très lourd comme la plupart le pense, il s'agit de mettre les différentes ressources d'un établissement hospitalier en commun à travers un réseau, des logiciels adéquats, des compétences et une volonté à le faire.

Références Bibliographiques

1. Nicholas Ayache
Machine Vision for Medical Image Analysis and Virtual Surgery.
Epidaure Project, Inria
2. Nicholas Ayache
Medical Image Analysis. A challenge for Computer Vision Research.
Projet EPIDAURE INRIA
James S. Duncan, Senior Member, IEEE, and Nicholas Ayache, Member, IEEE
Medical Image Analysis : Progress over two decades and the challenges ahead
3. R. Acharya, R. Wasserman, J. Stevens, and C. Hinojosa.
Biomedical Imaging modalities: a tutorial.
Computerized Medical Imaging and Graphics, 19(1):3-25, 1995.
4. N. Ayache.
Medical computer vision, virtual reality and robotics.
Image and Vision Computing, 13(4):295-313, 1995.
5. G. Herman.
3-D Display: a survey from theory to applications.
Computerized Medical Imaging and Graphics, 17(4):231-242, 1993.
6. S. Lavallée.
Registration for computer integrated surgery: methodology, state of the art.
In R. Taylor, S. Lavallée, G. Burdea, and R. Moesges, editors, *Computer Integrated Surgery*, pages 77-97. MIT Press, 1995.
7. Tim McInerney and Demetri Terzopoulos.
Deformable Models in Medical Image Analysis: A Survey.
Medical Image Analysis, 1(2):91-108, 1996.
8. W.J. Niessen, K.L. Vincken, and M.A. Viergever.
Comparison of multiscale representations for a linking-based image segmentation model.
In *Proceedings of MMBIA*, pages 263-272, June 1996.
9. X. Pennec.
L'incertitude dans les problèmes de reconnaissance et de recalage - Applications en imagerie médicale et biologie moléculaire (in French).
PhD thesis, Ecole Polytechnique and INRIA, 1996.

10. T. Pun, G. Gerig, and O. Ratib.
Image Analysis and Computer Vision in Medicine.
Computerized Medical Imaging and Graphics, 18(2):85-96, 1994.
11. P.A. van den Elsen, E.J.D. Pol, and M.A. Viergever.
Medical image matching - a review with classification.
IEEE Engineering in Medicine and Biology, 12(4):26-39, March 1993.
12. J. West and al.
Comparison and evaluation of retrospective intermodality registration techniques.
Computer Assisted Tomography, 1997.