

Traitement, Synthèse, Technologie et Applications

BIARRITZ Mai 1984

INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

Claude D. BENCHIMOL

THOMSON-CGR, 48, rue Camille Desmoulins 92130 ISSY-LES-MOULINEAUX FRANCE

RESUME

L'imagerie de diagnostic a connu une véritable révolution pendant cette dernière décennie. En 1970, l'investigation du corps humain par l'image reposait essentiellement sur l'examen radiologique. Aujourd'hui, le diagnosticien dispose d'un arsenal de modalités : la Médecine Nucléaire, la Tomodensitométrie (Scanner à rayons X), l'Echographie, l'Imagerie par la Résonance Magnétique (IRM) en plus de la Radiologie Conventionnelle qui est elle-même en mutation vers la Radiologie Numérique. Le succès de ces techniques s'explique principalement par le fait que l'information médicale qu'elles apportent est de plus en plus précise pour une nocivité de l'examen de plus en plus faible. Ceci a été possible grâce à un rare synchronisme dans la maîtrise scientifique, technologique et industrielle des développements de la physique de l'acquisition, du traitement du signal et de l'image, de l'électronique numérique et de l'informatique.

Cet exposé a pour but de passer en revue les principaux aspects de ces techniques en portant l'accent particulièrement sur les traitements numériques.

Nous décrirons d'abord les modes d'investigation, leur schéma de principe, leurs applications cliniques et leur place respective dans le marché de l'imagerie médicale.

Nous essayerons ensuite de montrer le rôle des techniques de traitement numérique de l'information dans l'obtention d'images de qualité d'une part et dans l'aide au diagnostic d'autre part. Nous évoquerons enfin les directions des recherches qui aujourd'hui visent à une exploitation plus élaborée de l'information disponible pour en extraire des renseignements médicaux d'une manière de plus en plus automatisée.

SUMMARY

Diagnostic Imaging underwent a revolution during the past decade. In 1970, medical diagnostic imaging was essentially based on radiological examinations using film. Today, the physicist has at his disposal an arsenal of modalities : Nuclear Medicine, Tomodensitometry (X-Ray CAT Scan), Echography, Magnetic Resonance Imaging (MRI) in addition to Conventional Radiology which is itself undergoing a mutation towards Digital Radiology. The success of these techniques is mainly due to the fact that the medical information they provide is more and more precise while reducing the harmful aspects of the examination. This was made possible as a result of a rare synchronism in mastering scientifically, technologically and industrially the developments in acquisition physics, signal and image processing, digital electronics and computer science.

The objective of this paper is to review the main aspects of these techniques with a particular emphasis on digital processing. We will first describe the different modalities, their technical principles, their clinical applications and their respective share of the medical imaging market. We will then try to show the role of digital information processing techniques in obtaining quality images and assisting the diagnostic process. Finally, we will discuss current research directions aimed at more elaborate use of the available data and doing so in a more automated fashion.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE
INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING
C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

1- INTRODUCTION : LE ROLE DE L'IMAGERIE MEDICALE
DANS LA MEDECINE

Les deux branches principales de la médecine sont le diagnostic et la thérapeutique. La première a pour vocation de mettre en évidence, localiser, comprendre et si possible quantifier les pathologies. La deuxième a pour objectif de les traiter.

En général, le praticien établit son diagnostic par l'examen clinique et l'analyse des symptômes complétés par des informations plus précises issues de procédés d'investigation de nature technique. Les principaux moyens sont :

- l'analyse des constantes biologiques ; les méthodes couramment utilisées aujourd'hui sont la microscopie, la chromatographie en phase solide ou liquide, l'électrophorèse, l'immuno-enzymologie et la radio-immunologie.

- l'analyse des signaux électrophysiologiques comme l'électrocardiogramme (ECG), l'électro-encéphalogramme (EEG) ou l'électromyogramme (EMG).

- l'imagerie médicale macroscopique plus communément appelée imagerie médicale.

Sous ce vocable, on regroupe tous les procédés permettant de présenter au praticien un paramètre physique, physiologique, chimique ou même fonctionnel d'une région du corps humain sous forme d'une image. Le succès passé et grandissant de ces méthodes vient de la grande simplicité d'interprétation des résultats. En effet, les coordonnées (x,y) d'un point de l'image sont une fonction très simple des coordonnées réelles d'une petite zone du patient et l'intensité ou niveau de gris de ce point est proportionnelle au paramètre mesuré. Ce type de représentation permet en général de faire apparaître la forme des organes car la grande majorité des modalités d'imagerie aujourd'hui utilisées donne des paramètres dont la valeur diffère d'un organe à l'autre.

L'utilisation clinique de l'image à des fins de diagnostic vient du fait qu'une pathologie peut se traduire sur l'image par :

- une différence entre la forme examinée et la forme nouvelle connue du médecin ; c'est par exemple le cas d'une fracture osseuse ou d'une sténose (rétrécissement vasculaire).

- une variation locale du niveau de gris d'un organe qui peut apparaître comme une nouvelle forme anormale à l'intérieur de l'organe ; c'est le cas d'une tumeur.

- un contraste anormal (trop faible ou trop fort) entre un organe et ses voisins ; c'est le cas d'une anomalie de la perfusion myocardique (irrigation du muscle cardiaque).

- une texture inhabituelle ; c'est le cas de l'ostéoporose (porosité des os due à une décalcification).

Jusqu'au début des années 70, la seule modalité d'imagerie était l'examen radiologique sur film. Bien qu'ayant bénéficié de progrès importants depuis son introduction en utilisation clinique au début du siècle, il subsistait un certain nombre de limitations intrinsèques :

- l'image obtenue est une projection de tout un volume sur un plan, ce qui empêche la localisation géométrique dans la troisième dimension.

- la dynamique est limitée à celle du film et celle de l'oeil humain, soit environ 64 niveaux de gris, ce qui est nettement inférieur à la dynamique médicalement significative du signal physique utilisé.

- L'image obtenue est de nature analogique. Les critères de diagnostic ne peuvent donc être que qualitatifs. De plus la comparaison ou corrélation d'images acquises dans des conditions différentes ou des instants différents ne peut être que visuelle, ce qui limite considérablement l'obtention d'informations issues de plusieurs images à la fois.

Toutes ces limitations ont fait qu'effectivement, l'information principale apportée par l'examen était de nature morphologique, et par conséquent, le contraste était le critère primordial de la qualité d'un examen. La dynamique utilisable étant limitée à 64 niveaux de gris (6 bits), pour obtenir le contraste suffisant, les radiologues ont du recourir pour certains examens à des techniques d'exploration assez traumatisantes ou invasives. Pour mémoire, nous citerons l'encéphalographie gazeuse, où pour pouvoir avoir un meilleur contraste dans le cerveau, on injectait de l'air à la place du liquide céphalorachidien préalablement dévidé ; ou encore l'angiographie intra-artérielle sélective au cours de laquelle un produit de contraste iodé est injecté dans une artère par l'intermédiaire d'un cathéter (tube de plastique) allant jusque dans l'artère à visualiser.

Avec l'avènement des premiers systèmes de Médecine Nucléaire, puis des Scanners, des échographes numériques, des systèmes d'angiographie numérisée et aujourd'hui des Imageurs par Résonance Magnétique, de par la nature des informations apportées, la technique exploratoire et l'acte de diagnostic ont considérablement évolué.

En effet, aujourd'hui l'information est tout d'abord numérique, ce qui lui confère un caractère quantitatif et dans certains cas comme le Scanner ou l'IRM, la valeur numérique a une signification physique absolue. De plus, cette information peut être localisée dans les trois dimensions.

A cela s'ajoute en général la grande dynamique des données acquises, ce qui permet dans beaucoup de cas de s'affranchir d'agents contrastants et dans tous les cas d'en réduire considérablement la dose.

Enfin, la possibilité de combiner numériquement les données issues d'images différentes permet d'obtenir non seulement des informations morphologiques d'une précision supérieure (volume ventriculaire cardiaque à partir de deux images stéréoscopiques par exemple), mais surtout, grâce à des traitements spatio-temporels, des informations indicatrices de la fonction de l'organe intéressé ou informations fonctionnelles (Flux sanguin artériel par exemple). Ceci constituera probablement un des apports fondamentaux des techniques de traitement numérique à l'imagerie médicale.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

2- LES MODALITES D'IMAGERIE

2.1- Généralités

Le développement des nouvelles modalités d'imagerie a trouvé sa justification principalement dans les limitations de la radiologie conventionnelle mentionnées ci-dessus. Mais il n'a pu se faire que parce que toutes les "briques" nécessaires à la réalisation d'un produit ont pu atteindre maturité de manière à peu près synchrone. Parmi les techniques principales, on peut citer la physique de la détection (Rayons X, Rayons γ , Ultra-sons, Radio fréquences), l'électronique d'acquisition à la fois analogique et numérique (mesure de courants de 10^{-12} à 10^{-6} A avec 14 bits de précision), les algorithmes de traitement du signal et de l'image, l'informatique et les processeurs de calcul (la puissance nécessaire à une reconstruction scanner est de l'ordre de 4.10^9 opérations/seconde).

Pour toutes ces raisons, beaucoup de ces développements ont été initiés par des ingénieurs ou des médecins parmi lesquels on peut citer Hounsfield [1] et Cormack [2] -les seuls "non-médecins" à avoir obtenu le prix Nobel de Médecine [3,4] pour leur développement du Scanner- et Abragam [5], Lauterbur [6] et Mansfield [7] en Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

Le développement des nouvelles modalités se sont donc faits dans deux directions :

- Une exploitation nouvelle de la physique des rayons X à l'aide de l'informatique et du traitement numérique.

Ceci a donné lieu principalement au développement du Scanner à Rayons X ou tomodynamomètre et à la Radiologie Numérique.

- L'exploitation de nouveaux principes physiques :

- Le rayonnement produit par des isotopes a donné lieu à la Scintigraphie ou Médecine Nucléaire ou encore imagerie isotopique.

- Les ultra-sons de fréquence 1-10MHz a donné lieu à l'échographie.

- Les champs magnétiques intenses (de 1500 à 15000 Gauss) et le phénomène de Résonance Magnétique a donné lieu à l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM).

- Les rayonnements électromagnétiques dans la gamme de 1 à 10 GHz, correspondant à des longueurs d'onde de 3 à 30 cm font actuellement l'objet de recherches à des fins d'exploitation médicale. C'est le domaine de l'imagerie hyperfréquence active [8].

- Les rayonnements infra-rouge peuvent être détectés et donner lieu à une image représentative de la carte des températures. C'est le domaine de la thermographie [9]. Cette modalité est aujourd'hui très controversée car donnant lieu à beaucoup de faux diagnostic. Elle est néanmoins utilisée par certains praticiens pour la détection de cancers du sein, mais demeure encore marginale [10].

2.2- Les principes physiques et technologiques

Nous nous consacrerons uniquement aux modalités d'imagerie en exploration clinique.

2.2.1- Le rayonnement X [11-13]

C'est un rayonnement électromagnétique de longueur d'onde 0.3 à 3 Å produit par un bombardement d'électrons accélérés de 30 à 120 kV dans un tube à vide. Les photons X ainsi produits se propagent en ligne droite et interagissent avec la matière en étant atténués (fig.1).

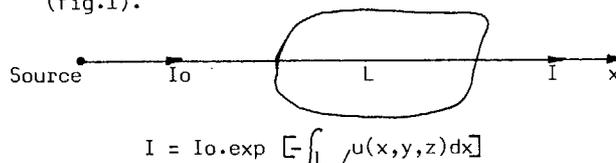


Figure 1

où $\mu(x,y,z)$ est appelé coefficient d'atténuation linéaire et dépend de la matière traversée d'une part et de l'énergie des photons incidents d'autre part.

Il est à remarquer qu'à ces longueurs d'onde, les phénomènes corpusculaires et statistiques ne sont plus négligeables et il s'ensuit un bruit photonique qui n'est autre que le caractère aléatoire du rayonnement. En fait, I_0 peut être assimilé à la réalisation d'un processus poissonnien de moyenne \bar{I}_0 et de variance \bar{I}_0 .

2.2.1.1- La radiologie conventionnelle

Elle exploite le principe ci-dessus en utilisant un film photosensible comme capteur. Le film ayant une réponse à peu près logarithmique, il est donc impressionné par l'image de la "projection" du patient. Plus précisément, chaque point a une intensité proportionnelle à l'intégrale des densités rencontrées sur le trajet du rayon γ allant de la source à ce point (Fig.2).

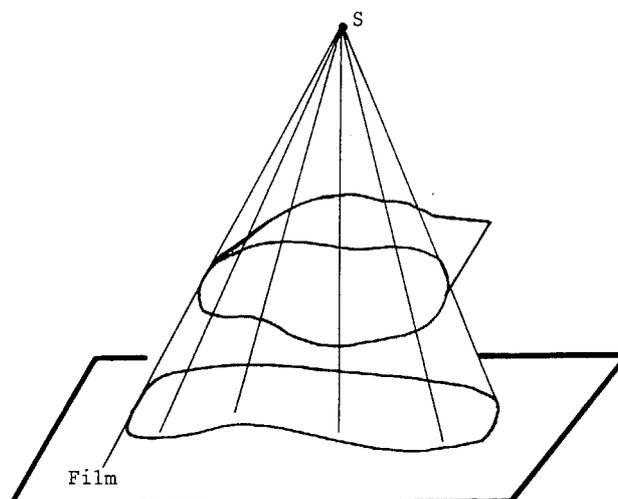


Figure 2

La radiologie conventionnelle reste encore aujourd'hui le mode exploratoire le plus répandu pour toutes applications (traumatologie, cancérologie, cardiovasculaire, pneumologie, gastro-entérologie).



2.2.1.2- La radiologie numérisée

Le principe d'imagerie reste identique à celui de la radiologie conventionnelle sauf pour le système de détection. Le film est remplacé par une chaîne d'acquisition (Fig.3) comprenant :

- Un Intensificateur d'Image Radiologique (IIR) C'est un tube à vide de 17 à 40 cm de diamètre qui convertit les photons X en une image visible (photons lumineux).
- Une caméra de télévision de hautes performances qui génère un signal vidéo à partir de l'image visible se trouvant sur la fenêtre de sortie de l'IIR.
- Un système de numérisation et de stockage comprenant un convertisseur analogique-numérique de 8 à 12 bits à 75 ns de temps de conversion (13.3 MHz) et une mémoire d'image de grande vitesse et de grande capacité. Ce peut être une mémoire magnétique ou à semi-conducteurs.
- En général, les données sont enfin stockées sur disque informatique à des fins de traitement ultérieur.

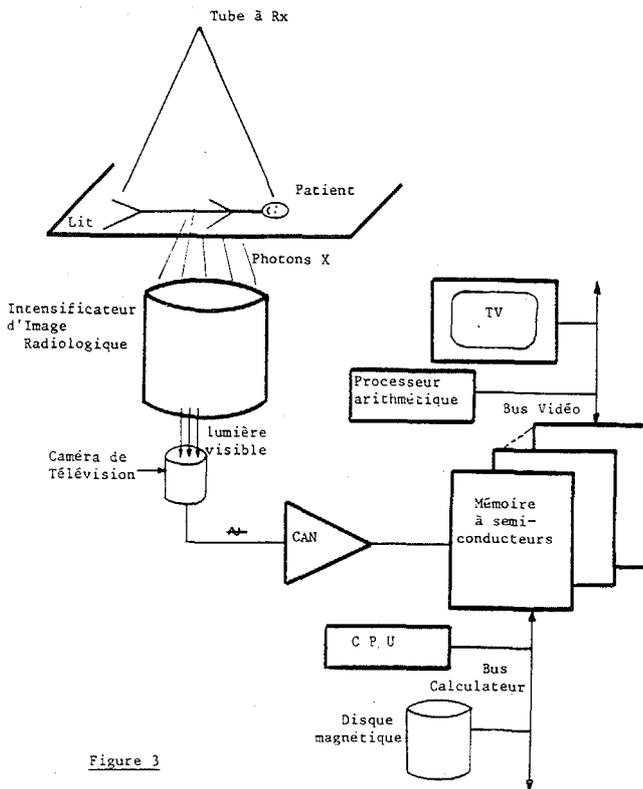


Figure 3

Aujourd'hui, le domaine de prédilection de la radiologie numérique est l'angiographie ou imagerie du système cardiovasculaire. En effet, les vaisseaux et le coeur ne présentent pas beaucoup de contraste par rapport à l'environnement, et le contraste différentiel est "noyé" dans la projection. Pour les faire apparaître, on doit donc recourir à une injection de produit de contraste iodé qui a pour effet d'augmenter de manière sensible le coefficient d'atténuation linéaire μ du sang. Malgré cela, ils restent encore difficiles à discerner car ils sont "masqués" par le fond. L'intérêt de la numérisation est de "soustraire" ce fond. Pour cela, on acquiert une image avant opacification, le masque :

$$I_1 = I_0 \cdot \exp \left[- \int_L \mu \cdot dl \right]$$

Puis après opacification :

$$I_n = I_0 \cdot \exp \left[- \int_L (\mu \cdot dl) - \int_{\text{vaisseau}} \Delta \mu \cdot dl \right]$$

Par la soustraction logarithmique, on obtient :

$$\log I_1 / I_n = \int_{\text{vaisseau}} \Delta \mu \cdot dl$$

Ces techniques avaient déjà été développées auparavant pour le film. La soustraction analogique se faisait en superposant le négatif de l'image non opacifiée avec le film de l'image opacifiée et en reprenant un troisième cliché du tout. Mais étant donné la dynamique du film, une concentration importante en produit de contraste était nécessaire pour avoir en fin de compte un signal résiduel. Ceci impliquait une injection de produit de contraste en quantité importante et de surcroît sélective, c'est à dire dans l'artère à visualiser pour éviter trop de dilution. Comme ces examens s'adressaient à des gens précisément malades, la technique présentait un certain risque.

La dynamique de l'image numérique (8 à 10 bits aujourd'hui et prochainement 12 bits) permet en revanche d'obtenir un contraste suffisant avec une concentration beaucoup plus faible du produit iodé, et ce grâce à des techniques de traitement numérique. La conséquence principale a été de pouvoir injecter en intra-veineux et d'éviter par cela même une cathétérisation traumatisante.

Cependant, les taux d'acquisition numérique nécessaires à ce type d'examen sont énormes :

- De 3 à 8 images/s pendant 8 à 16 s pour des examens vasculaires. Chaque image doit avoir au moins la résolution 512^2 et chaque pixel doit être codé sur au moins 8 bits et idéalement 12 bits.
- De 25 à 50 images/s pendant 8s pour l'examen des cavités cardiaques. La résolution $256^2 \times 8$ bits semble aujourd'hui suffisante.
- De 25 à 50 images/s pendant 4s pour l'examen des coronaires (artères qui irriguent le muscle cardiaque). La résolution doit être au moins 512^2 sur 8 à 10 bits.

Aujourd'hui, la technologie de l'acquisition numérique n'a pas encore atteint la résolution spatiale du film₂ qui correspondrait à une matrice entre 1024^2 et 2048^2 . Ceci semble être une limitation car le diagnostic des pathologies sur des vaisseaux très fins ou en radiologie générale nécessitent une telle résolution. Les limitations technologiques sont dues principalement à la résolution des tubes analyseurs des caméras de TV, à la bande passante de ces caméras, à la rapidité et à la précision des convertisseurs et à la bande passante et capacité des mémoires numériques. Il n'est probablement pas utopique de penser que ces performances seront atteintes dans les 5 ans à venir.

Par ailleurs, le développement de capteurs solides plans matriciels constitue une direction de recherche séduisante et probablement la solution d'avenir à long terme.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

2.2.1.3- La Scanographie ou Tomodensitométrie

Comme mentionné plus haut, cette technique doit ses premiers développements à Hounsfield et Cormack [1-4]. En fait, les fondements mathématiques à la base du scanner avaient été établis un demi-siècle auparavant par Radon [14] qui cherchait alors à faire la cartographie de l'espace. Le problème se formule très simplement : Reconstruire une fonction $\mu(x,y)$ à partir de ses projections ou encore à partir des intégrales de cette fonction suivant "toutes" les droites du plan. Il existe aujourd'hui une abondante et excellente littérature sur ce sujet. On pourra trouver une très bonne introduction dans [15] et une revue complète de toutes les techniques et des développements récents dans [16].

La tomodensitométrie est la première technique d'imagerie médicale à avoir apporté :

- Une information à caractère absolu sur le corps humain : le coefficient d'atténuation linéaire aux rayons X.
- Une information parfaitement localisée dans les trois dimensions x,y,z .

C'est pourquoi, on en parle souvent comme d'un système d'imagerie 3D bien que les images obtenues correspondent fondamentalement à une information bidimensionnelle. Mais, à la grande différence de la radiographie, il y a une correspondance bi-univoque entre un point de l'image et un point du patient. Les images obtenues correspondent en général à des tomographies (coupes) perpendiculaires au grand axe du patient (tête-pieds). C'est pourquoi on l'appelle aussi tomographie axiale transverse.

Tous les principes de machines reviennent à acquérir un ensemble de "projections" ou "vues" d'une coupe du patient sous différents angles de 0 à 2 π . Chaque projection est un ensemble mécaniquement et/ou mathématiquement cohérent d'intégrales rectilignes de la fonction inconnue $\mu(x,y)$. Les différents principes de machines s'appellent aussi générations.

Il y a actuellement quatre générations connues. Nous ne décrivons ici que la troisième qui est actuellement la plus répandue.

Un ensemble mécaniquement rigide formé d'un tube à rayons X et d'un détecteur circulaire centré sur le foyer du tube (voir fig.4) tourne autour d'un axe correspondant à peu près à celui du patient. Celui-ci est couché sur un lit et inséré dans un tunnel dont l'axe est effectivement l'axe de rotation.

Le faisceau de rayons X est collimaté à l'aide de lames de plomb de façon à délimiter une épaisseur de coupe de quelques millimètres. A chaque position angulaire de l'ensemble Tube-Détecteur (projection) on mesure les atténuations du faisceau sur tout un ensemble de droites du cône. De ces atténuations (environ un millier par projection), on déduit aisément les intégrales suivant ces droites et on est ramené au problème de reconstruction mentionné ci-dessus.

Le détecteur est composé de cellules élémentaires de détection utilisant des scintillateurs solides, des chambres à ionisation solides ou à gaz. Les courants collectés vont du pA au μ A (10⁶ de dynamique) ce qui rend la technologie de l'acquisition extrêmement délicate. Pour une coupe, on recueille environ 1 million de mesure pendant quelques secondes. L'algorithme de reconstruction le plus communément utilisé dans les machines commerciales consiste à convoluer chaque projection par un filtre avant de la rétroprojecter, c'est à dire d'ajouter à chaque pixel d'une mémoire image, la contribution de chaque vue. Pour la reconstruction en temps réel d'une image 512², la puissance de calcul nécessaire est supérieure à 4.10⁷ opérations par seconde.

L'application clinique principale est aujourd'hui la détection des tumeurs cancéreuses. Mais le scanner joue également un rôle important dans beaucoup d'autres applications comme la localisation d'oedèmes, la traumatologie et les pathologies osseuses.

2.2.2- La médecine nucléaire [33]

Le principe d'imagerie est similaire à celui de l'imagerie par rayons X en ce sens que le phénomène physique exploité est également un rayonnement électromagnétique, le rayonnement Gamma. Mais l'analogie s'arrête là. En effet, ce rayonnement n'est pas produit par une source externe mais par des isotopes radioactifs injectés ou ingérés. Le plus communément rencontré est le Technetium Tc-99m émettant des photons de 140 keV.

De plus, les porteurs chimiques de ces isotopes sont étudiés pour se fixer sélectivement sur les organes que l'on cherche à visualiser. La "source" n'est donc pas ponctuelle et c'est elle que l'on veut représenter.

Enfin, le nombre de photons obtenu est très faible comparé à celui d'un cliché de rayons X. C'est pourquoi le rapport S/B ainsi que la résolution spatiale sont très faibles. Le système de détection est généralement basé sur des cristaux scintillateurs suivis de photo-multiplificateurs et constitue ce que l'on appelle une Gamma-caméra. Les images peuvent être des projections ou des tomographies par reconstruction.

Aujourd'hui, malgré toutes ses limitations, l'avantage indéniable de la Médecine Nucléaire réside dans le fait que c'est une technique

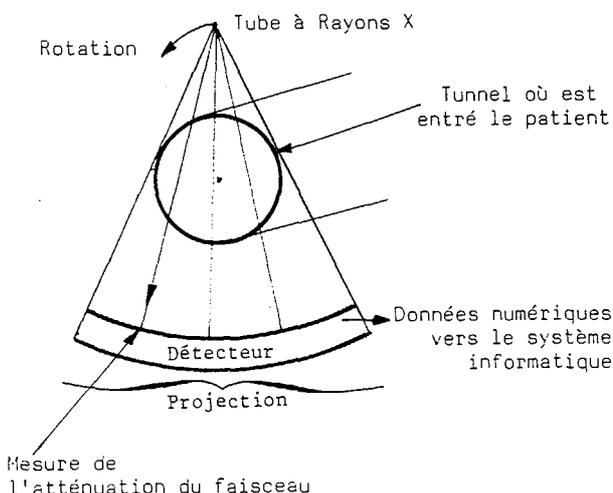


Figure 4



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

fonctionnelle car l'activité physiologique d'un organe peut être contrôlée à l'aide traceurs sélectifs. Les principales applications cliniques sont l'imagerie cardiaque qui représente aujourd'hui 40% des examens de Médecine Nucléaire aux U.S., suivis des examens osseux cérébraux.

2.2.3- L'échographie [34]

D'abord analogique, cette technique a rapidement évoluée vers l'imagerie numérique temps réel. Malgré une qualité d'image inférieure à celle de la radiologie, surtout à cause du speckle (réverbération s'apparentant à un bruit), l'échographie doit son succès à deux facteurs :

- L'inocuité de l'examen : aucun effet secondaire n'a été constaté aujourd'hui.
- Le faible coût de l'appareillage (entre 100 et 200 kf) ainsi que sa souplesse d'utilisation.

L'organe transducteur qui sert à la fois d'émetteur et de récepteur est une barrette piézoélectrique et la fréquence utile est de l'ordre de quelques MHz. Le principe de l'échotomographie est le suivant : On émet une impulsion dans une direction donnée. Le signal reçu en écho est en fait la superposition de tous les petits échos correspondant aux ruptures d'impédance acoustique ρv qui se produisent aux frontières d'organes. On balaye ainsi tout un secteur plan. L'image est obtenue par la représentation en niveau de gris sur un faisceau de droites des signaux reçus. En fait, une dimension de l'image est donnée par le balayage et l'autre par le temps.

Dans le domaine de l'imagerie acoustique, les recherches s'orientent aujourd'hui vers la caractérisation tissulaire à l'aide d'une meilleure exploitation du signal ultra-sonore -aujourd'hui, la phase est inexploitée- et d'une analyse de texture sur l'image [35]. Elles s'orientent également vers la détermination de techniques de reconstruction tomographiques en transmission [36]. Les principales applications cliniques sont l'obstétrique, la cardiologie et la gastro-entérologie.

2.2.4- L'imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

Dernière née des techniques d'imagerie médicale, l'IRM exploite la résonance magnétique des protons (noyaux d'hydrogène) se trouvant en grande quantité (90%) dans le corps humain. Ces protons animés d'un spin ont un moment magnétique et se comportent donc comme des petits aimants. Placés dans un champ magnétique intense B_0 , ils ont tendance à s'orienter dans la direction du champ.

Une perturbation par rapport à l'équilibre induit aux protons un mouvement de précession autour du champ B_0 et une pulsation w proportionnelle à B_0 . Si maintenant, on applique un champ tournant à la pulsation w et perpendiculaire à B_0 , par l'intermédiaire d'une impulsion radio fréquence on fait basculer les aimantations. Le moment magnétique a tendance à revenir à sa position d'équilibre. Il le fait avec une constante de temps longitudinale T_1 et transversale T_2 . Ces constantes sont encore appelées temps de relaxation.

Si maintenant au lieu d'avoir un champ uniforme B_0 , on superpose à ce champ un "gradient" de champ magnétique, on a un codage espace-fréquence qui permet, après transformée de Fourier du signal reçu, d'avoir une quantité proportionnelle à la densité de protons de chaque région de l'espace.

Ce principe décrit de manière succincte permet d'obtenir des images par des algorithmes de rétroprojection filtrée comme pour le scanner ou par par FFI bidimensionnelle, selon la séquence d'impulsions RF et les champs de gradient utilisés pendant l'acquisition (voir [6], [7] et [37]).

Les principaux avantages de cette méthode par rapport au scanner X sont :

- La possibilité de faire des coupes dans n'importe quel plan de l'espace, étant donné que la sélection de coupe se fait par la commande électronique des bobines de gradient.
- Le caractère non invasif de l'examen : il n'y a aujourd'hui pas d'effet nuisible connu des champs magnétiques intenses ou des ondes R.F. de ces caractéristiques sur le corps humain.
- Le contraste des paramètres : par le jeu des trois paramètres T_1 , T_2 , on peut arriver à obtenir des images très contrastées là où le scanner y arrivait difficilement comme dans le cerveau. De plus, toute légère modification chimique peut affecter radicalement les valeurs de T_1 ou T_2 . Pour ces raisons on pense que la détection de tumeurs pourra se faire de manière beaucoup plus précoce à l'aide de l'IRM.

Aujourd'hui les principaux inconvénients sont :

- Le prix des machines (environ 2 fois le prix d'un scanner) mais il est probablement amené à baisser.
- Les contraintes sur l'environnement dues au champ magnétique intense.
- La durée des examens, la physique imposant l'attente du retour à l'équilibre des moments avant le renouvellement d'une expérience.

2.3- Marché de l'imagerie médicale
(hors Pays de l'Est)2.3.1- Répartition géographique (1982)

En 1982, le marché total a atteint 3200 Millions de \$, dont :

USA	1650	48,5 %
Japon	680	20 %
RFA	310	9,1 %
France	230	6,8 %

La part de la France est faible : cette faiblesse est due au peu d'équipement en Scanner comparé aux autres pays européens et aux USA.

À la fin de 1983, le parc français était de 95 machines, soit une machine pour 550.000 habitants.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

Par comparaison :

PAYS	NOMBRE DE MACHINES	NOMBRE DE MACHINES PAR HABITANT
USA	2500	1/90.000 h
ALLEMAGNE	350	1/170.000 h
ITALIE	205	1/290.000 h

2.3.2- Evolution 1982-1988 en M\$

	1982		1988		Indice de croissance %
	M\$	%	M\$	%	
Radiologie	1870	55	2000	46,5	107
Médecine Nucléaire	230	6,8	150	3,5	65
Scanner X	660	19,4	630	14,7	95
IRM	15	0,4	400	9,3	---
Echographie	625	18,4	1120	26,0	180
	3400	100	4300	100	126

Commentaires

Après une expansion galopante jusqu'en 1975, le marché a vu son développement freiné très sérieusement après le premier choc pétrolier. Le marché américain, sous l'impulsion des nouvelles techniques : Scanner, puis radiologie numérique, ultrasons, a vu son expansion soutenue.

En Scanner, l'année 1983 aura été une année record avec 848 machines vendues pour marché mondial de 1450, soit 70% du total.

Cependant, dans les années à venir, on prévoit une expansion de 4% par an environ et due essentiellement à la poursuite du développement des ultrasons et à l'essor de l'IRM et au déclin de la Radiologie conventionnelle et de la Médecine Nucléaire.

2.3.3- Retard du marché français en imagerie nouvelle sur le marché américain en 83

	marché US (provisoire)	marché français
Radio conventionnelle	27%	54%
Systèmes numériques	17%	5%
Médecine Nucléaire	7%	2%
Scanners X	30%	12%
IRM	3%	---
Ultrasons	16%	27%
Total	100%	100%

Le marché français s'équipe très vite en ultrasons mais fait encore une large part aux équipements de Radiologie Conventionnelle.

2.3.4- Evolution du nombre d'examens par technique

(Source : Battelle sur 7 pays de l'Europe de l'Ouest, France, RFA, Italie, Hollande, Suède, Suisse, Angleterre).

	1982		1985		1988	
	Nombre (millions)	%	Nombre (millions)	%	Nombre (millions)	%
Radiologie Conventionnelle	160,0	89,7	158,0	85,4	147,0	79,7
Radio Numérique	---	---	0,7	0,4	1,8	1,0
Scanners	3	1,7	3,9	2,1	4,5	2,5
IRM	---	---	0,2	0,1	1,2	0,7
Médecine Nucléaire	2,7	1,6	2,2	1,2	1,9	1,0
Ultrasons	12,6	7,0	20,0	10,8	28,0	15,1
	178,3	100	185,0	100	184,4	100

Commentaires

La réduction du nombre d'examens pratiqués profite essentiellement aux Ultrasons.

En effet, les ultrasons sont utilisés :

- couramment pour le premier dépistage des pathologies digestives et les examens cardiaques.

- pour la surveillance de l'évolution du fœtus

Les examens Scanners X et bientôt IRM contribuent aussi à cette réduction mais, l'on peut dire que ces techniques ouvrent une ère nouvelle dans la précision du diagnostic. Un jour peut-être, si l'on généralise les examens de Scannographie, la diminution du nombre des examens en radiologie conventionnelle pourrait être beaucoup plus importante.

La médecine nucléaire restera le domaine privilégié des examens du cœur et de la thyroïde mais cette technique est fortement concurrencée par la scannographie.

3- LES TRAITEMENTS NUMERIQUES

Le traitement numérique a joué un rôle fondamental dans le développement des nouvelles modalités d'imagerie médicale et est appelé à se développer encore plus. Il intervient à toutes les étapes de la vie d'un produit et dans tous les maillons de la chaîne image : la simulation mathématique et physique des machines pour en déterminer les paramètres optimaux, les techniques d'acquisition, le pré-traitement des données brutes, la reconstruction, la visualisation, les post-traitements, l'archivage et les communications.

3.1- La simulation des machines

Les principes d'obtention de signaux analogiques qui seront numérisés et à partir desquels l'image sera formée mettent en jeu des systèmes de physique, mécanique et d'électronique analogique complexes. Pour en déterminer les paramètres de fonctionnement optimaux, compte-tenu des contraintes de faisabilité, de performance, de fiabilité et de coût, l'expérimentation en vraie grandeur rencontre très vite



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

des limitations de principe car il est très difficile de "découpler" tous les paramètres, auxquelles s'ajoutent des limitations économiques et temporelles, chaque expérience demandant moyens et délais importants.

On doit donc avoir recours à des techniques de simulation numérique. Pour arriver à simuler de manière réaliste le processus physique, la géométrie des divers composants, les prétraitements analogiques et les imperfections statiques et dynamiques liés à tous ces organes, l'arsenal des techniques mathématiques nécessaires est assez vaste. Parmi les plus utiles, on peut citer :

- Calcul numérique d'intégrales multiples
- Génération de processus aléatoires de statistiques diverses
- Approximation de fonctions de plusieurs variables
- Résolution numérique d'équations aux dérivés partielles
- Méthodes des éléments finis

Dans pratiquement toutes les modalités d'imagerie, le volume de données à générer par simulation est très important (entre 250.000 et 2 millions). Comme de plus, les erreurs différentielles entre données se traduisent par des artefacts significatifs sur l'image, leur précision doit être extrêmement soignée. Ceci conduit dans la plupart des cas à modifier les méthodes classiques ou à en développer de nouvelles pour pouvoir obtenir rapidement des résultats précis.

3.2- Compression et codage d'images

Un système d'imagerie médicale doit pouvoir efficacement acquérir, transmettre et archiver (et récupérer) les images. Le besoin d'informations de plus en plus précises conduit à une course à la résolution spatiale, à la dynamique de codage et aux fréquences d'échantillonnage élevées. On arrive rapidement à des volumes d'information gigantesques. Prenons un exemple: un examen coronarien comprenant 3 séquences de 4 secondes chacune acquises à 30 Images/s et avec une résolution de $512 \times 512 \times 8$ représente un volume d'information de 90 Moctets et le taux d'acquisition et de stockage moyen doit être de 7.5 Moctets/s. Si l'on cherche à faire le même examen avec une résolution $1024 \times 1024 \times 12$ à 50 images/s, le volume de l'examen représente 900 Moctets et le taux de transfert moyen 75 Moctets/s. Il est clair que la technologie actuelle n'est pas encore en mesure d'offrir des solutions à ce problème. Pour approcher ces performances, on doit donc recourir à des techniques de compression de données. Cependant, on doit bien garder à l'esprit que ces images sont le point de départ d'un diagnostic et peut-être d'une décision thérapeutique grave comme l'acte chirurgical. Le diagnostic se fait, non seulement par inspection visuelle de l'image, mais à l'aide de mesures géométriques ou densitométriques sur l'image. C'est pourquoi les techniques de codage utilisées lors de l'acquisition doivent être complètement réversibles, c'est à dire ne comporter aucune distorsion de l'information originale. Aujourd'hui, les algorithmes utilisés sont basés sur un codage de l'entropie simple de l'image ou de l'image décorréllée. Les techniques de décorrélation sont en général des méthodes prédictives sur un passé plus ou moins grand. Dans une image, la causalité est

toujours introduite de manière artificielle, par exemple en suivant le balayage TV (de gauche à droite et de haut en bas).

Les codes utilisés sont bien sûr de longueur variable et en général dérivés des codes de Huffman [19].

Ces techniques peuvent s'appliquer non seulement à la redondance intra-image mais également à la redondance inter-images, qui est probablement supérieure surtout à des taux d'acquisition de 30im/s. Mais si l'on utilise la redondance inter-images, l'image n ne pourra être examinée que si les (n-1) premières ont été préalablement "reconstruites", ce qui exclut l'accès aléatoire à une image comprimée. Cette limitation est de nature importante pour les applications médicales où les temps de réponse sont critiques.

En ce qui concerne l'archivage, le problème est différent. Tout d'abord, il intervient une fois le diagnostic fait. On pourrait donc tolérer une "certaine" perte d'information au profit d'un taux de compression beaucoup plus élevé. De plus, les problèmes de temps de réponse au codage sont un peu moins critiques et il n'est pas indispensable que les fonctions de codage et décodage aient les mêmes performances ni le même prix.

En effet, alors que l'archivage, par principe n'est fait qu'une fois, la consultation, elle peut se produire de nombreuses fois. De plus, dans les systèmes d'imagerie futurs, la consultation devra pouvoir se faire à partir de terminaux intelligents décentralisés et peu coûteux. Donc, une des caractéristiques devra être la possibilité de décoder économiquement et rapidement.

Enfin, un examen médical n'est jamais composé d'images isolées mais de séquences d'images. Cependant, dans une séquence, seules quelques images ont un intérêt clinique pour le diagnosticien. Il est donc important que celui-ci puisse retrouver rapidement l'image intéressée. Dans ce cas, les techniques de codage hiérarchique semblent bien adaptées au problème. On pourrait donc envisager de présenter au médecin dans un premier temps une image peu détaillée mais très fortement comprimée, donc très rapide à transmettre et à décoder et dans un deuxième temps lui "compléter" l'information seulement s'il le désire.

On trouvera une excellente bibliographie sur la compression d'images dans [19].

3.3- Reconstruction d'image

Dans toutes les modalités de diagnostic ayant pour but de donner des images de coupes ou tomographies, comme la scanographie, l'IRM et la tomographie par positons, les données acquises ne représentent pas une image mais une transformée unitaire de cette image. La reconstruction consiste donc à inverser cette transformée. Les transformées les plus rencontrées sont la transformée de Radon et ses variations pour le Scanner et la transformée de Fourier bidimensionnelle pour l'IRM.

Une littérature abondante existe sur l'inversion de la transformée de Radon [1-4, 14-16], mais la méthode la plus courante reste encore la rétroprojection filtrée. Cependant, aujourd'hui, les chercheurs s'attaquent à un problème nettement plus complexe : la reconstruction plane ou volumique quand l'information est incomplète [20-21]. Ce problème, encore ouvert du point de vue mathématique a plusieurs applications potentielles importantes :



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

- la tomographie cardiaque, où l'on ne peut raisonnablement pas acquérir suffisamment de projections correspondant à la même phase du cycle cardiaque.
- La tomographie de petites zones d'intérêt pour éviter d'irradier inutilement le patient.
- La voludensitométrie, où l'on essaie d'obtenir une image tri-dimensionnelle des coefficients d'atténuation linéaire aux rayons X [22].

3.4- Traitement et visualisation

Dans ce paragraphe, nous essayerons de passer en revue les principales techniques de traitement d'image appliquées aujourd'hui au diagnostic médical. Ces traitements interviennent sur des images ou séquences d'images après acquisition ou reconstruction et sont destinés à :

- Corriger des défauts ou artéfacts dus à la méthode.
- Améliorer la visibilité de l'information.
- Extraire des paramètres médicaux significatifs.

3.4.3- Corrections des images

Dans les processus de formation de l'image de diagnostic, il peut se produire trois types de défauts :

- des artéfacts dus à des imperfections de la chaîne de mesure.
- des défauts intrinsèques au principe même d'imagerie
- des artéfacts dus à la procédure médicale.

Dans ce qui suit, nous décrirons un exemple de correction s'appliquant à chaque type.

3.4.1.1- Correction d'artéfacts circulaires sur des images scanner de 3ème génération

Comme décrit au 2.1.2.3., le système de détection d'un scanner de 3ème génération est constitué d'un ensemble de cellules focalisées sur la source de rayons X. Une légère imperfection dans le positionnement relatif de deux cellules consécutives peut produire, malgré les corrections de calibration, une discontinuité de la réponse. Or, comme dans le processus de reconstruction, la projection est convoluée par un filtre passe haut, cette discontinuité est rehaussée et lors de la rétroprojection, elle enveloppe un cercle appelé artéfact circulaire (voir photos). Du point de vue fréquentiel, un tel cercle peut être interprété comme une basse fréquence tangentielle correspondant à une haute fréquence radiale. Pour le filtrer, on peut donc utiliser le filtre inverse, en veillant bien sûr à ne pas modifier les structures circulaires qui correspondent à une anatomie réelle, comme le crâne. Ce filtrage peut être réalisé par convolution "non stationnaire" et adaptative [23].

3.4.1.2- Correction géométrique des distorsions dues à l'Intensificateur d'Images Radiologiques (IIR)

Utilisé en radiologie numérique, l'IIR est un système permettant de convertir des photons X en photons lumineux par l'intermédiaire d'une optique électronique dans un tube à vide. Le principe même impose une fenêtre d'entrée à géométrie sphérique et une fenêtre de sortie

plane. Ceci induit bien sûr une déformation géométrique de l'image radiologique, ce qui pose des problèmes lorsque l'on veut mesurer des distances à partir de l'image ou lorsque l'on désire recombinaison des images prises sous des incidences différentes pour reconstruire une nouvelle image (tomographie numérisée ou imagerie "par morceaux" de grands organes). Un modèle mathématique de la déformation peut être déduit des paramètres géométriques et physiques de l'IIR et ainsi servir de base à une correction systématique (voir photo).

3.4.1.3- Le recalage automatique d'images angiographiques

Le principe de l'angiographie numérisée décrit au § 2.2.1.2. est fondé sur la soustraction d'une image des organes non vasculaires -le masque- d'une image où les vaisseaux sont opacifiés. La soustraction "réussit" si les zones non opacifiées sont en correspondance parfaite sur les deux images. Dans le cas contraire, un bougé du patient, si léger soit-il -jusqu'à 1/10 de pixel- produit des artéfacts nuisibles au diagnostic sur tous les contours d'organes.

Les méthodes de recalage automatique utilisées aujourd'hui calculent un critère de similarité entre une zone de la première image et une zone identique de la deuxième image après transformation géométrique simple (translation, rotation, affinité). Les paramètres de la transformation qui maximisent le critère sont ensuite appliqués pour corriger la zone en question. Les critères de similarité les plus courants sont des variations autour du coefficient de corrélation. Certains développements récents [24] proposent d'autres types de critères plus rapides à calculer mais nécessitant une optimisation de la recherche assez lourde à implanter.

Bien que ces méthodes apportent une amélioration notoire de l'image en cas de décalage simple, elles arrivent rarement à supprimer tous les artéfacts dus au bougé du patient. Ceci s'explique par le fait que le bougé n'est en général pas assimilable à une transformation géométrique simple sur l'image globale. Pour franchir un pas dans l'amélioration de ces corrections, il faudra probablement s'orienter vers des techniques plus élaborées de "recalage élastique" où chaque zone locale pourra être corrigée par des paramètres de recalage localement optimaux.

3.4.2- Représentation de l'information

Bien que l'image soit déjà un moyen puissant de transmettre un volume d'information important à l'homme, il n'en reste pas moins que la quantité d'information que représente un examen clinique dépasse souvent la capacité d'une image visible. C'est pourquoi on doit recourir à des techniques de représentation permettant de mettre en évidence des informations qui n'apparaissent pas directement sur les images d'origine.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

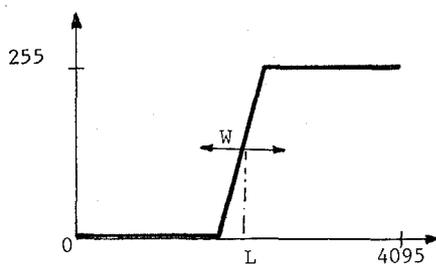
C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

3.4.2.1- Visualisation de la troisième dimension en scanner

L'examen scanner permet d'obtenir en général une série de coupes parallèles sur une zone de 10 à 20 cm. Il est somme toute naturel de vouloir exploiter cette information pour essayer de visualiser d'autres plans de coupe déduits de ceux-là. Or, les techniques classiques d'interpolation qui sont toutes plus ou moins dérivées de la théorie de l'échantillonnage sont mises en échec, car dans la troisième dimension, on est largement sous-échantillonné. Les solutions retenues aujourd'hui sont basées sur la mise en correspondance des formes entre les divers plans de coupe.

3.4.2.2- Représentation de la dynamique globale

Dans beaucoup de cas, la dynamique des images médicales est très supérieure (12 bits) à la dynamique visible (8 bits). La technique classique pour pallier à ce problème est le fenêtrage interactif. Celui-ci consiste à donner à l'utilisateur la possibilité de choisir de manière interactive par l'intermédiaire de potentiomètres la zone (fenêtre) d'intensités qu'il désire visualiser sur 256 niveaux. Chaque valeur de l'intensité de l'image d'origine est transformée par la fonction suivante :



Cette fonction est paramétrée par L et W qui représentent respectivement le niveau moyen et le contraste autour de ce niveau. La perception de toute la dynamique est rendue possible grâce à la mémoire à court terme de l'opérateur et le caractère interactif de ces paramètres qui sont modifiés en temps réel sous l'action des potentiomètres.

Il est évident que cette solution est une manière élégante de contourner le problème mais pas de le résoudre. De nombreuses tentatives ont été faites pour étendre la dynamique visible par l'utilisation de la couleur mais, sauf quelques rares exceptions, elle sont soldées par un échec. La raison apparente est que le radiologue est habitué à interpréter des images en noir et blanc. Mais la raison profonde est que dans la plupart des cas, les codages en couleur n'étaient ni interprétables (la relation d'ordre avait disparu), ni interactifs. Nous pensons au contraire qu'une approche méthodique de ce problème peut apporter une richesse importante à l'information visualisée à condition que toutes les précautions soient prises. Il semble que l'outil idéal pour ce problème soit l'espace colorimétrique uniforme [25].

3.4.2.3- Réhaussement de contraste

Sur certains examens de radiologie générale (pulmonaires par exemple), la dynamique globale de l'image apporte peu d'information de diagnostic et masque les contrastes locaux qui contiennent les données médicales. Pour améliorer la visibilité de ces structures, on peut utiliser des rehaussements de contraste linéaires ou filtres passe-haut. Mais il semble que les techniques de rehaussement adaptées aux statistiques locales de l'image donnent des résultats supérieurs (voir [26] et photos).

3.4.3- Extraction de paramètres

Un des apports importants de l'image numérique au diagnostic médical réside dans la possibilité d'extraire automatiquement des paramètres morphologiques ou fonctionnels d'une image ou d'une séquence.

Étant donné sa nouveauté, ce type d'outil doit être introduit chez le radiologue avec précaution. Nous donnerons ici deux exemples qui nous semblent importants.

3.4.3.1. L'évaluation de la fonction cardiaque

Les techniques nous allons décrire s'appliquent à la fois aux images d'angiographie, d'échographie ou de médecine nucléaire.

Dans une séquence d'images cardiaques, on détermine automatiquement le cycle dont on déduit la diastole (maximum de relaxation) et la systole (maximum de contraction). Sur ces deux images, on extrait les contours du ventricule gauche par des techniques de seuillage adaptatif (voir [27]). A partir de ces deux contours, on peut déterminer en plus des volumes ventriculaires, des informations fonctionnelles telles que la fraction d'éjection globale (V/V) ou des courbes de motilité de la paroi cardiaque.

3.4.3.2- Détermination du flux artériel

Dans une séquence angiographique, en chaque pixel la courbe de la densité en fonction du temps ou courbe de dilution peut être représentée par un modèle de propagation de fluide dans un vaisseau. Après estimation des paramètres de ce modèle par des techniques de régression [28], en chaque point de l'image, on peut déterminer le flux sanguin artériel, paramètre fondamental pour le diagnostic. Malheureusement, ces techniques sont encore limitées par le décalage local des images et elles ne pourront être menées à bien que lorsque les méthodes de recalage élastique seront au point.

4. EVOLUTIONS

Nous venons de passer en revue les techniques actuelles de traitement des images médicales. Si l'on essaie de se projeter dans le futur, la tendance semble s'orienter vers des méthodes de plus en plus automatisées grâce à une meilleure connaissance a priori des images allant jusqu'au modèle morphologique et au développement des techniques de reconnaissance des formes et d'intelligence artificielle. Certains groupes universitaires travaillent actuellement sur la détection automatique de tumeurs sur des clichés pulmonaires, sur la détection de



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

sténoses sur des images angiographiques ou sur la segmentation d'organes sur des coupes scanner [29].

Enfin, un domaine important et aujourd'hui à peine effleuré [30-32] est la visualisation tridimensionnelle. En scanner comme en IRM, l'information obtenue est en fait un champ tridimensionnel de scalaires. Le problème de représentation volumique de l'information est complètement nouveau. En effet, toutes les techniques de CAO, graphiques, etc... s'attaquent au problème de représentation de surfaces dans l'espace mais pas de volumes. De plus, l'oeil humain n'est pas habitué à distinguer un "nuage dans un nuage". Mais le succès de ces méthodes aura probablement des conséquences importantes sur la qualité du diagnostic et par voie de conséquence sur les actions thérapeutiques qui en découlent.

REMERCIEMENTS

Cet article représente le fruit d'une coopération étroite et harmonieuse avec tous mes collaborateurs du Service Simulations Mathématiques et Physiques de THOMSON-CGR.

Je tiens à leur exprimer ici tous mes remerciements.

Je remercie également Mr. G. RAMBAUD, Directeur du Marketing International à THOMSON-CGR pour les informations qu'il m'a fournies sur l'évolution du marché de l'imagerie médicale.

REFERENCES

- [1] G.N. Hounsfield, "Computed transverse axial scanning (tomography) : I. Description of system", Brit.J.Radiol., Vol.46, pp.1016-1022, 1973.
- [2] A.M. Cormack, "Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications, I & II", J.Appl.Phys., Vol.34, pp.2722-2728, Oct.1963, and Vol. 35, pp.2908-2912, Sept. 1964.
- [3] G.N. Hounsfield, "Computer medical imaging" Nobel Lecture, Dec. 8, 1979, J.Comput.Assist. Tomogr. Vol.4, pp.665-674, Oct. 1980.
- [4] A.M. Cormack, "Early two-dimensional reconstruction (CT Scanning) and recent topics stemming from it", Nobel Lecture, Dec. 8, 1979, J.Comput.Assist.Tomogr., Vol.4, pp.658-664, Oct. 1970.
- [5] A. Abragam, The Principles of Nuclear Magnétization. Oxford, England : Oxford Univ. Press, 1961.
- [6] P.C. Lauterbur, "Image formation by induced local interactions : Examples employing nuclear magnetic resonance", Nature, vol. 242, pp.190-191, 1973.
- [7] P. Mansfield and P.G. Morris, NMR Imaging in Biomedicine. New York : Academic Press, 1982.
- [8] L.E. Larsen, J.H. Jacobi, "Microwaves offer promise as imaging modality", Diagnostic Imaging, Nov. 82, pp. 44-47.
- [9] G. Gaussorgues, La thermographie Infrarouge, Technique et Documentation, Paris, 1981.
- [10] A.K. Eckley, "The thermography debate-more heat than light?", Diagnostic Imaging, May 1983, pp.46-51.
- [11] M. Tubiana, J. Dutreix, A. Dutreix, P. Jockey, Bases Physiques de la radiothérapie et de la radiologie, Masson, Paris, 1963.
- [12] H.H. Barrett, W. Swindell, Radiological Imaging, The theory of Image Formation, Detection and Processing, Vol 1 & 2, Academic Press, 1981.
- [13] G.L. Clark, Les Rayons X et leurs applications, Dunod, Paris, 1961.
- [14] J. Radon, "Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte langs gewisser Mannigfaltigkeiten", Berichte Saechsische Akademie der Wissenschaften, vol.69, pp. 262-269, 1977.
- [15] H.J. Scudder, "Introduction to computer aided tomography", Proc. IEEE, vol.66, pp. 628-637, June 1978.
- [16] Proceeding of the IEEE, Special Issue on Computerized Tomography, Vol. 71, n°3, March 1983.
- [17] W.R. Brody, Digital Radiography, Raven Press, N.Y. 1984.



INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE

INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING

C.D. Benchimol, THOMSON-CGR

- [18] D.A. Huffman, "A method for the construction of minimum redundancy codes", Proc. IRE, vol.40, pp.1098-1101, Sept. 1952.
- [19] A.K. Jain, "Image Data Compression : A review", Proc. IEEE, Vol.69, n°3, pp.349-389, March 1981.
- [20] I. Sezan, H. Stark, "Tomographic image reconstruction from incomplete data by using convex projections and direct Fourier inversion", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, FRANCE, 21-25 Mai 1984
- [21] A.G. Lindgren, P.A. Rattey, "Tomographic image reconstruction from a limited number of projections", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [22] P. Grangeat, "Voludensitométrie : étude méthodologique du problème de trajectoire", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [23] D. Dessalles-Martin, C.D. Benchimol, "Filtrage d'artéfacts circulaires sur des images de tomodensitométrie", 9ème Colloque sur le Traitement du Signal et ses Applications, GTERSI, Nice, Mai 1983.
- [24] A. Venot, J.F. Lebruchec, E. Walter, L. Prontazo, V. Leclerc, J.C. Roucayrol, "Automated Methods for the registration of dissimilar images" Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [25] P. Roussel, "Visualisation interactive de paramètres médicaux dans un espace colorimétrique uniforme. Rapport du stage de fin d'études, ENST, Paris, 1984.
- [26] R. Vogt, J. Canning, "Image enhancement by controlled adjustment of local statistics", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [27] B. Lavayssière, R. Vogt, "Evaluation automatique de la fonction cardiaque", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [28] J. Liénard, C.D. Benchimol, "Imagerie paramétrique en Angiographie Numérique", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [29] F. Préteux, "Détection automatisée de différents organes en coupe scanner", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [30] P. Darier, Ph. Garderet, P. Grangeat, E. Journier, R. Villafrana, "Voludensitométrie : visualisation tridimensionnelle d'organes", Premier Colloque Image GTERSI-CESTA, Biarritz, France, 21-25 Mai 1984.
- [31] J.K. Udupa, "Display of 3D Information in Discrete 3D Scenes Produced by computerized tomography", Proc. IEEE, vol. 71, n°3, pp. 420-431, March 1983.
- [32] M.W. Vannier, J.L. Marsch, "Craniofacial Disorders", Diagnostic Imaging, pp. 36-43, March 83.
- [33] G.J. Hine, J.A. Sorenson, "Instrumentation in Nuclear Medicine, Vol 1 & 2, Academic Press, NY, 1974.
- [34] P.N.T. Wells, "Biomedical Ultrafonics, Academic Press, London, 1977
- [35] P.N.T. Wells, M.C. Ziskin, "New techniques and Instrumentation in Ultrasonography, Churchill Livingstone, N.Y. 1980.
- [36] J.F. Greenleaf, "Computerized Tomography with Ultrasound", Proc. IEEE, vol.71 n°3, pp.330-337, March 1983.
- [37] W.S. Hinshaw, A.H. Lent, "An Introduction to NMR Imaging : from the Bloch Equation to the Imaging Equation", Proc. IEEE, Vol. 71, n°3, pp. 338-350, March 1983.

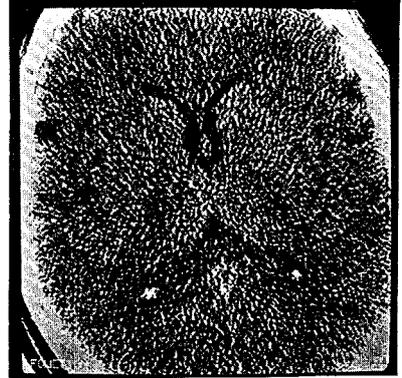


INTRODUCTION A L'IMAGERIE MEDICALE
 INTRODUCTION TO MEDICAL IMAGING
 C.D. Benchimol; THOMSON-CGR

CORRECTIONS D'ARTEFACTS CIRCULAIRES



Coupe de crâne
 Avant correction



Coupe de crâne
 Après correction

CORRECTIONS GEOMETRIQUES

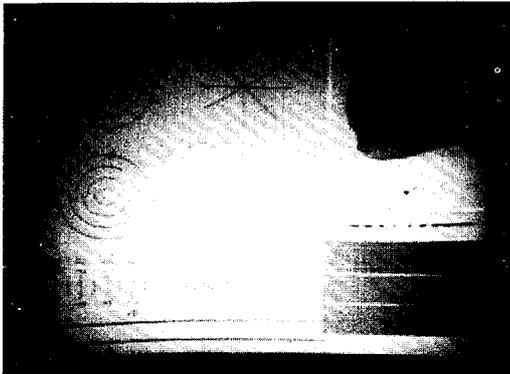


Image de mire
 Avant correction

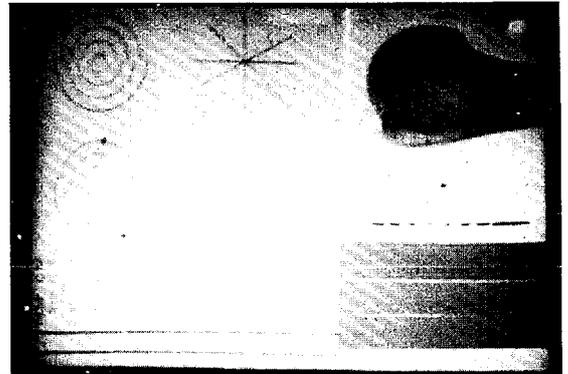
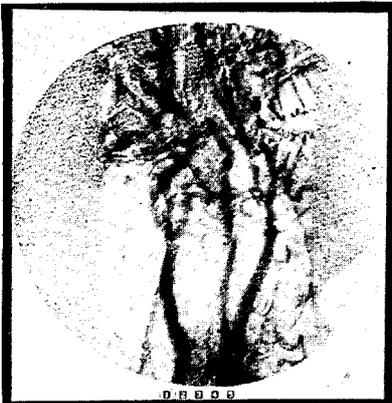
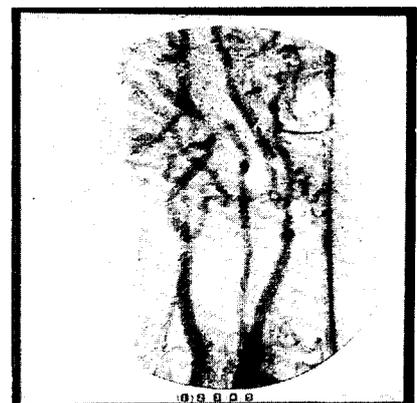


Image de mire
 Après correction

RECALAGE



Carotides obtenues par
 angiographie numérisée
 Avant recalage

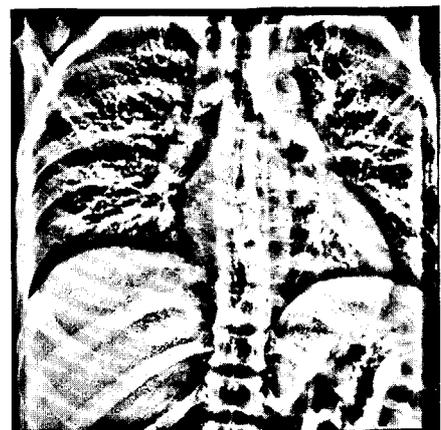


Carotides obtenues par
 angiographie numérisée
 Après recalage

REHAUSSEMENT NON LINEAIRE DES CONTRASTES LOCAUX



Cliché pulmonaire
 Avant rehaussement



Cliché pulmonaire
 Après rehaussement