

**Journées Nationales d'Albi 1996
Conférence du samedi 26 octobre**

Les principales techniques d'imagerie médicale

Considérations Physiques, Mathématiques et Informatiques

**P.DUTHIL, I. BERRY,
L. BOUSQUET, H. REGIS**

Le monde scientifique moderne a profité de la formidable avancée technologique que représente la généralisation du traitement numérique des données. Le rôle principal des capteurs modernes (thermocouples, caméras, photomultiplicateurs,...) est de transformer une grandeur physique qu'ils détectent (température, densité optique, émission de particules, ...) en une grandeur électrique ou signal. L'étape suivante consiste à donner une représentation numérique de cette information. Le monde de l'image en général n'a pas échappé à ce mode de représentation et le monde de l'imagerie médicale en particulier voit se développer de plus en plus les techniques du "tout numérique". Ces développements étant intrinsèquement liés à ceux des systèmes informatiques qui leur sont associés, nous voyons apparaître aujourd'hui, dans les Services d'imagerie médicale les modes de représentation d'images les plus variés. Les premiers développements informatiques ont permis, par le

jeu des algorithmes mathématiques de reconstruction, de représenter les images en plan de coupe à partir d'acquisitions tomographiques de plans anatomiques successifs. Aujourd'hui les développements des techniques d'acquisitions tomographiques deviennent de plus en plus volumiques, c'est-à-dire que les données complètes d'un volume anatomique peuvent être obtenues en une seule séquence d'acquisition. Les adaptations de l'informatique graphique aux données d'origines médicales donnent maintenant accès à la représentation tridimensionnelle des images diagnostiques. Le domaine de l'imagerie médicale, qui fournit un support diagnostic visuel, peut tout à fait s'apparenter au vaste domaine de l'image en général, que ce soit celui de la photographie qui reproduit une image de la réalité ou bien celui du domaine des images de synthèse où sont calculées des images virtuelles. Ainsi, le terme image se réfère à une fonction, appelée intensité lumineuse, notée $f(x,y)$ dans laquelle f représente l'intensité de l'image au point de coordonnées (x,y) . La lumière étant une forme d'énergie, f sera non nulle et finie. L'image en médecine repose sur le principe de l'utilisation de rayonnements permettant de rendre transparents les tissus biologiques [Blanc-1]. L'imagerie médicale moderne bénéficie des développements technologiques adaptés en matière de détection et de traitement de l'information.

Une structure anatomique peut être décomposée en un certain nombre de volumes élémentaires appelés voxel (élément de volume). L'image correspondante, ou l'image numérisée est constituée par un nombre équivalent de pixel (élément de l'image). A cette image numérisée va correspondre l'image visuelle dont le support pourra être le film, une photographie, ou un écran d'ordinateur. L'image numérisée correspond donc à une matrice de nombre disposés en M lignes ($M = 64, 128, 256, 512, 1024\dots$), chaque ligne comportant N éléments ($N = 64, 128, 256, 512, 1024\dots$).

Chaque pixel est caractérisé par quatre nombres [Ala-1] :

- deux nombres (i,j) qui permettent de repérer la position du pixel dans la matrice (i : ordre du pixel sur la ligne ; j : ordre du pixel sur la colonne)
- une troisième valeur numérique va donner l'intensité du pixel (niveau de gris par codage arbitraire) la quatrième valeur attachée au pixel est la résolution spatiale car elle représente la surface de la base du voxel.

- Une image médicale représente en définitive une valeur point par point d'une grandeur physique mesurée. Par exemple, en radiologie conventionnelle planaire, à partir d'une source externe de rayons X, on mesure sur le détecteur, qui est le film radiologique, la transmission point par point du faisceau de rayons X et son atténuation.

- Les techniques médicales évoluant, il est maintenant indispensable de représenter les structures anatomiques suivant des plans de coupes. C'est le

cas en tomodensitométrie (CT dans le vocabulaire anglo-saxon pour *Computed Tomography*) dans lequel à partir d'un ensemble, constitué d'une source externe de rayons X et de détecteurs de particules, mis en rotation autour du patient on réalise la cartographie de la densité électronique des tissus biologiques à partir de la mesure point par point, sur chacune des projections, de l'atténuation du faisceau de rayons X incident. Cette modalité d'imagerie produit des informations "morphologiques" sur la nature des tissus biologiques [Hou-1].

• La Tomographie d'Emission MonoPhotonique assistée par ordinateur ou tomoscintigraphie (SPECT dans le vocabulaire anglo-saxon pour *Single Photon Emission Computed Tomography*) permet, par utilisation d'une source radioactive (radio-pharmaceutique injecté avant l'examen) et d'un ensemble de détection de particules (cristal scintillant, photo-multiplicateurs, électronique de détection), d'obtenir une représentation de la cartographie de la radioactivité. Cette imagerie produit des informations "fonctionnelles" sur les tissus biologiques qui sont tout à fait complémentaires des informations "morphologiques" [Ear-1, Eng-1]. Cette technique d'imagerie permet d'obtenir une représentation qualitative intéressante de la distribution de la radioactivité. Par contre, la quantification absolue de la radioactivité, qui est un paramètre important lors d'examens aussi courants que la détermination du volume des structures anatomiques fixantes, est plus difficilement appréciable [Ros-1].

La Tomodensitométrie

La tomodensitométrie utilise les méthodes traditionnelles de mesure de la transmission d'un faisceau de rayons X, associées aux technologies informatiques les plus performantes. Les mesures sont obtenues suivant de multiples incidences dans un plan généralement perpendiculaire à l'axe cranio caudal du patient (coupe axiale transverse). L'image de ce plan de coupe est alors reconstruite mathématiquement par des algorithmes de retroprojection.

Description du système

Les systèmes tomodensitométriques peuvent être décomposés en trois composantes essentielles :

- le système de collecte des données, composé d'un tube à rayons X et de détecteurs,
- le système de traitement des données brutes,
- le système de représentation des données reconstruites.

Le système de collecte des données :

Le principe repose sur la détermination d'un grand nombre de projections monodimensionnelles, d'une coupe axiale transverse d'un objet 3D, par la mesure de l'atténuation point par point d'un faisceau de rayons X.

L'acquisition nécessite le déplacement de l'ensemble tube à rayons X (tube RX)-détecteurs autour du patient.

Le tube RX produit le rayonnement X par collision et freinage suite à l'interaction d'électrons accélérés sous un fort potentiel et d'une cible de numéro atomique élevé. Les détecteurs, qui peuvent être solides ou gazeux, mesurent le faisceau de RX transmis en sortie du patient. Cette mesure repose sur la radioluminescence des détecteurs solides et sur les phénomènes d'ionisation dans les détecteurs à gaz, lorsque ceux-ci sont soumis à des flux de radiations.

L'ensemble tube RX-détecteurs permet de quantifier l'atténuation du faisceau de rayons X. En effet un faisceau de rayons X, lors de la traversée d'un organisme, est principalement atténué par absorption (Effet Photoélectrique) et par diffusion (Effet Compton). Cette atténuation dépend de la densité du milieu, de sa structure anatomique et de l'énergie du faisceau de rayons X incident.

L'expression de l'atténuation d'un faisceau monochromatique est donnée par :

pour un objet complexe :

$$\Sigma\mu_1 = (1/x'_i) \ln(N_0/N)$$

où N_0 est l'intensité initiale du faisceau de rayon X, N est l'intensité du faisceau transmis, p est le coefficient d'atténuation linéaire, x l'épaisseur de matière dans le cas d'un matériau homogène et x' l'épaisseur de chaque segment dans le cas d'un matériau complexe.

On peut ainsi calculer la somme des coefficients d'atténuation linéaire le long du trajet d'un objet pour chacune des projections. La mesure des coefficients d'atténuation constitue la mesure élémentaire en tomodensitométrie.

Le déplacement de l'ensemble de mesure permet d'obtenir une série de mesures élémentaires. L'ensemble de ces mesures élémentaires pour une direction donnée θ constitue la projection $P(t, \theta)$, t étant la position du rayon de la projection perpendiculaire à celle-ci. Aujourd'hui la technologie autorise un mouvement en rotation continue de l'ensemble tube RX-détecteurs simultanément à une émission continue de rayons X.

Système de traitement des données brutes

Le système informatique associé utilise un grand nombre de mesures de

transmission et les convertit de façon à donner une représentation numérique des coefficients d'atténuation linéiques de l'objet. Avant que la reconstruction de l'image soit possible, les données brutes doivent être pré-traitées pour effectuer un certain nombre de correction sur la mesure et surtout pour rendre ces données interprétables par l'ordinateur.

Tout d'abord il est effectué une correction de durcissement du faisceau. Lors de la traversée du patient, les photons X de plus basse énergie sont relativement plus atténués que ceux d'énergie plus élevée. A mesure que le faisceau pénètre la matière, son profil est de moins en moins homogène et l'énergie moyenne du spectre des photons X du faisceau augmente. Les données sont ensuite normalisées par rapport aux valeurs d'étalonnage du détecteur dans l'air qui donne la valeur de référence N_0 . Enfin, les données analogiques sont converties sous forme logarithmique. L'expression logarithmique de la mesure de l'atténuation le long du trajet du faisceau RX représente la somme des coefficients d'atténuation de toutes les structures élémentaires que le faisceau traverse.

Système de représentation des données reconstruites

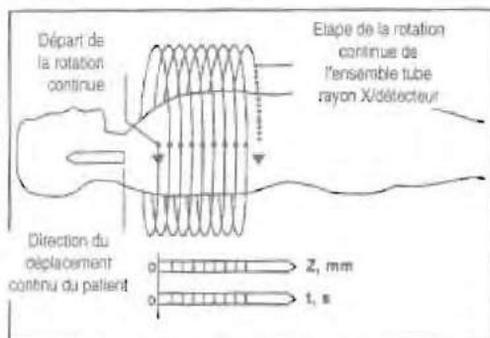
La représentation finale des données est sous forme de matrice informatique. Ce mode de représentation nécessite d'utiliser un système de visualisation de ces données. Son rôle est de convertir en image la matrice de nombre. La méthode de conversion des valeurs numériques en niveaux de gris élémentaires de l'image est définie de façon complètement arbitraire en tomodynamométrie.

Particularités du mode d'acquisition volumique

Les caractéristiques de ce mode d'acquisition tomodynamométrique reposent à la fois sur un processus d'acquisition spécifique et sur des procédures mathématiques particulières de reconstruction des données.

Processus d'acquisition

Description schématique du mode d'acquisition volumique en tomodynamométrie

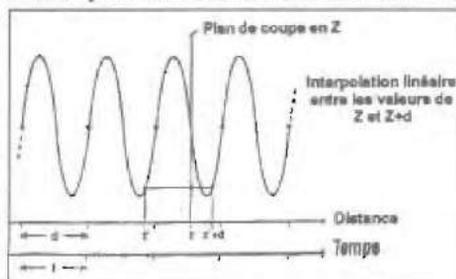


Les étapes d'acquisition des données, doivent se dérouler de façon simultanée :

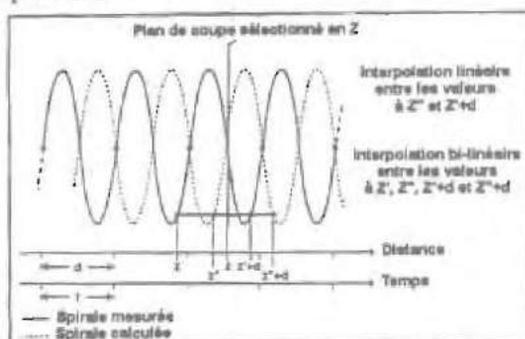
- rotation continue de l'ensemble tube RX-détecteurs,
 - déplacement continu du lit d'examen (sur lequel le patient est allongé), à l'intérieur de l'anneau de détection,
 - émission continue de rayons X pour une épaisseur de coupe limitée.
- de cette manière, le volume anatomique est balayé selon une trajectoire spirale. Cette séquence est paramétrable suivant les indications diagnostiques. Il est possible de sélectionner plusieurs index qui vont conditionner le rendu de l'information :
- choix de l'épaisseur de coupe,
 - choix de la vitesse de translation du lit d'examen,
 - choix de l'épaisseur des coupes reconstruites. Le "Pitch", noté p , est défini comme étant le rapport de l'index de déplacement de table sur l'index d'épaisseur de coupe, il permet de définir plusieurs mode d'acquisition volumique suivant que ce rapport est inférieur à 1, égal à 1 ou supérieur à 1 :
 - si $p < 1$, il y a redondance des données.
 - si $p = 1$, il y a balayage de tout le volume sans recouvrement des données.
 - si $p > 1$, une place importante est laissée à l'interpolation des données.

Procédure mathématique d'interpolation des données tomodynamométriques

La reconstruction directe des images à partir des données obtenues pour chacune des spirales de 360° est possible mais pas satisfaisante. En effet, cette technique est trop sensible aux artefacts dus au déplacement du patient pendant l'acquisition. Pour éviter ce problème il faut synthétiser les données de chacune des spirales dans un repère de géométrie plane. Ceci doit être fait point par point, pour chacune des angulations sur 360° et pour chacune des projections, il y a plusieurs alternatives pour transformer ces données. La solution la plus simple (figure suivante) consiste à effectuer une interpolation linéaire entre deux points voisins, de coordonnées longitudinales z' et $z' + d$ sur la spirale, obtenus au même angle de rotation mais séparés de la valeur d du déplacement de table pour une rotation de 360° .



Une autre façon de procéder consiste à effectuer une interpolation bilinéaire avec des spirales opposées et décalées de 180° . En effet, en tomodynamométrie, les coupes sont symétriques à 180° , on peut donc calculer la spirale opposée et diviser de moitié artificiellement la valeur d du déplacement de table pour une rotation de 360° . Ceci augmente considérablement la précision de l'interpolation.



La modalité d'imagerie tomodynamométrique délivre des informations morphologiques et de densité sur les structures anatomiques. C'est une méthode de référence pour la mesure non invasive des volumes anatomiques. Les images tomodynamométriques servent très souvent de support pour les simulations d'irradiations en radiothérapie externe. Cela permet de mettre au point une balistique de précision et un calcul de la distribution de dose en utilisant l'information relative aux densités électroniques. Elle porte souvent le nom "d'imagerie morphologique".

La Tomoscintigraphie

La Tomographie d'Emission à Simple Photon contrôlée par ordinateur (SPECT), ou tomoscintigraphie, est très utilisée en Médecine Nucléaire lors d'études *in vivo* de la distribution spatiale d'un radiopharmaceutique préalablement administré au patient. Ce radiopharmaceutique doit être constitué d'un traceur caractéristique de l'organe à étudier et d'un produit radioactif émettant un rayonnement suffisamment pénétrant pour pouvoir être détecté après traversée du patient. Le principe de cet examen repose sur le fait que les isotopes radioactifs d'un élément donné possèdent les mêmes propriétés chimiques que celles de l'élément stable. Ils permettent d'étudier, par détection des rayonnements qu'ils émettent (γ en général), leur propre métabolisme et également celui des molécules complexes auxquelles ils peuvent être incorporés. L'étude fonctionnelle de nombreux organes peut être ainsi effectuée dans un but diagnostique. La Médecine Nucléaire délivre donc des images

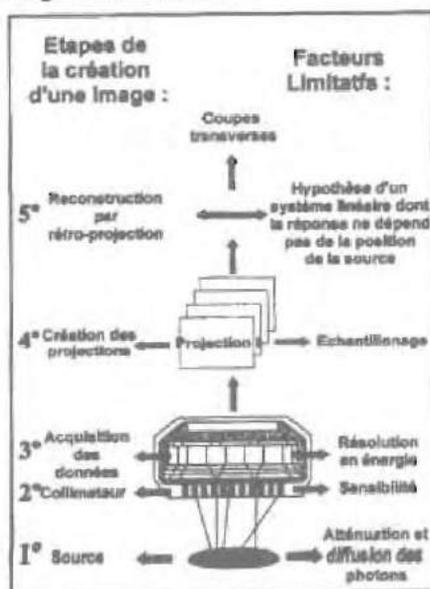
dites "fonctionnelles", dans le sens où les scintigraphies illustrent la plus ou moins bonne fonctionnalité de l'organe étudié.

Acquisition des données Tomoscintigraphiques

Cette technique d'imagerie permet d'obtenir une bonne appréciation qualitative de la cartographie de la radioactivité. La quantification de la radioactivité, permettant la détermination des volumes fixants, est un paramètre bien plus difficile à obtenir. La création d'une image en coupe transverse en tomoscintigraphie est un processus qui est constitué de plusieurs étapes qui possèdent toutes leurs limitations propres. La figure suivante présente les différentes composantes de la formation de cette image en indiquant les facteurs limitatifs associés à chacune d'elles.

Ces principaux facteurs limitatifs sont deux types :

- ceux inhérents au systèmes de détection (la caméra à scintillation), dont la présentation du principe de fonctionnement sera volontairement axée sur les limitations en résolution énergétique et en résolution spatiale ;
- ceux inhérents aux deux phénomènes physiques dominants aux énergies couramment utilisées en exploration clinique par radio-isotopes, lors de l'interaction entre les rayonnements et la matière la diffusion Compton des photons constituant le rayonnement et l'atténuation de ce dernier suite à son passage dans la matière.



Technique de reconstruction tomographique

La rapidité et la facilité d'implantation de la technique de reconstruction d'images par rétro-projection filtrée en font la méthode la plus couramment utilisée par les sociétés proposant des systèmes d'imagerie médicale, et ce, malgré les limitations inhérentes qu'elle présente. Dans cette partie l'algorithme de reconstruction par rétroprojection filtrée sera développé sous sa forme mathématique [Koo-1]. De plus, les difficultés auxquelles il faut faire face lorsque les photons subissent une atténuation et une diffusion seront examinées.

Le processus de projection peut être décrit par le développement suivant :

$$P(t, \theta) = A(f(x, y)) + n(t, \theta)$$

où A est la projection de la coupe transverse $f(x, y)$, $n(t, \theta)$ est le bruit présent dans la projection $P(t, \theta)$, θ est l'angle de la projection et t est la position du rayon de la projection perpendiculaire à celle-ci.

Il est d'usage courant d'imposer certaines caractéristiques au processus de reconstruction de façon à simplifier les calculs. Ces simplifications sont introduites en considérant seulement les systèmes qui linéaires sont caractérisés par l'invariance spatiale. Le projecteur $A(\cdot)$ ainsi défini peut alors s'écrire sous la forme d'une convolution :

$$A(f(x)) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x', y') f_s(x - x', y - y') dx dy$$

$$A\{f(x, y)\} = f(x, y) f_s(x, y)$$

où f_s est la fonction caractérisant le système d'imagerie. Sous sa forme la plus simple, l'opérateur $A(\cdot)$ est une intégrale de ligne selon la direction de la projection :

$$A(f(x)) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x', y') \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$

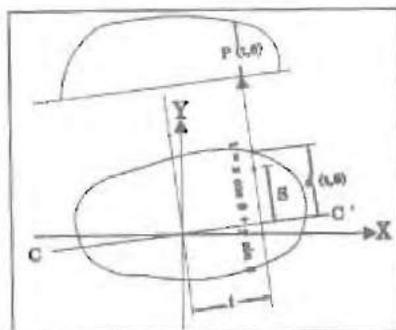
où la fonction delta définit la ligne de projection figure suivante :

$$d(\cdot) = 1 \text{ si}$$

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta$$

$$\text{et } d(\cdot) = 0 \text{ si}$$

$$t \neq x \cos \theta + y \sin \theta$$



Cette étape est bien connue, c'est la transformée de Radon. Pour reconstituer une coupe transverse, un opérateur de rétro-projection, $B(\cdot)$ est appliqué. Il doit idéalement inverser le processus de projection de façon à reconstruire l'image de la coupe transverse $g(x,y)$:

$$\begin{aligned}g(x,y) &= G\{P(t,\theta)\} \\g(x,y) &= B\{A\{f(x,y)\} + n(t,\theta)\} \\g(x,y) &= D\{f(x,y)\} + B\{n(t,\theta)\}\end{aligned}$$

où $D\{\cdot\}$ représente la rétro-projection de $f(x,y)$ et doit être un opérateur unitaire. Dans ce cas, l'image $g(x,y)$ correspond aux données d'origine auxquelles il y eut addition du bruit qui est aussi rétro-projeté.

Cependant, la forme la plus simple du rétro-projecteur ne remplit pas cette condition et une analyse de processus de projection-rétro-projection révèle une fonction de transfert de modulation (MTF) dont la valeur diminue avec une augmentation de la fréquence spatiale :

$$\text{MTF}\{D(\cdot)\} = \frac{1}{\omega}$$

où $\omega^2 = \omega_x^2 + \omega_y^2$, ω_x et ω_y étant respectivement les fréquences spatiales dans les directions X et Y. On peut écrire en fonction des fréquences spatiales

$$G(\omega_x, \omega_y) = \frac{1}{\omega} F(\omega_x, \omega_y) + F\{B\{n(t,\theta)\}\}$$

où $F(\cdot)$ dénote la transformée de Fourier. Un filtre rampe doit cependant être appliqué afin de compenser la perte d'information aux fréquences élevées. La fonction de transfert de modulation $R(\omega)$ de celui-ci augmente de façon linéaire avec l'augmentation de la fréquence spatiale :

$$\bar{F}(\omega_x, \omega_y) = R(\omega) \cdot G(\omega_x, \omega_y)$$

$$\bar{F}(\omega_x, \omega_y) = \omega \cdot \frac{1}{\omega} \cdot F(\omega_x, \omega_y) + \omega \cdot F\{B\{n(t,\theta)\}\}$$

$$\bar{F}(\omega_x, \omega_y) = F(\omega_x, \omega_y) + \omega \cdot F\{B\{n(t,\theta)\}\}$$

Après l'application de l'opérateur de rétro-projection filtrée, le spectre de fréquence de la coupe reconstruite est composé du spectre d'origine plus celui du spectre du bruit multiplié par ω . Cette opération a donc comme conséquence d'amplifier le bruit présent dans l'image. L'application d'un filtre passe-bas est indispensable en Médecine Nucléaire car celui-ci permet d'augmenter le rapport signal/bruit de la coupe reconstruite.

En présence d'un milieu homogène possédant un coefficient d'atténuation constant, μ , l'équation doit être modifiée de façon à rajouter un terme

exponentiel qui tient compte de l'atténuation subie par les photons.

$$A \{f(x,y)\} = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \cdot \exp(-\mu(d-s)) \cdot \delta(x \sin\theta + y \sin\theta - t) dx dy$$

où $s = -x \sin \theta + y \cos \theta$ et $\delta = \delta(\tau, \theta)$ est la distance entre la ligne CC' et la frontière de l'objet.

Pour un objet convexe, la distance d qui est fonction de x , y et θ peut être déterminée à partir de la forme externe de l'objet. Nous pouvons alors écrire:

$$S_{\theta}(t) = A \{f(x,y)\} \exp(\mu d)$$

$$S_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \cdot \exp(-\mu(x \sin \theta - y \cos \theta)) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$

Cette équation est appelée la transformée de Radon. L'inverse de celle-ci permet d'obtenir la coupe corrigée pour l'atténuation [Tre-1].

$$S_{\theta}(t) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x,y) \cdot \exp(-\mu(x \sin \theta - y \cos \theta)) \cdot \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - t) dx dy$$

$$\bar{f}(r, \phi) = \int_0^{2\pi} \left[\int_{-\infty}^{+\infty} S_{\theta}(r \cos(\theta - \phi) h(t) dt \right] \cdot \exp[\mu r \sin(\theta - \phi)] d\phi$$

La fonction $h(t)$ doit être choisie de façon à ce que la fonction d'étalement du système d'imagerie se rapproche le plus possible d'une fonction delta. Comme il a été mentionné précédemment, cette solution est valable seulement pour des milieux d'atténuation constante, ce qui limite son application. De plus, la lourdeur des calculs rend difficile une programmation efficace. Plusieurs auteurs ont proposé des méthodes approximatives d'inversion de la transformée de Radon de façon à simplifier les calculs et diminuer le temps d'exécution des programmes.

Conclusion

La réalité des images médicales autorise les développements les plus intéressants sur le plan de la communication (réseau d'images) de ces fichiers vers des systèmes centralisés d'archivage, vers des stations de travail déportées (multimodalité, recalage, superposition d'image, transparence, rendu volumique) ainsi que vers des unités de traitement dédiées à l'analyse de ces images par des systèmes experts pour des traitements statistiques des données.

Bibliographie

- [Ala-1] Alaux A. *L'image par résonance Magnétique*, Sauramps Médical, Montpellier, 1994.
- [Blanc-1] Blanc D. *Les rayonnements ionisants*, Masson 1990.
- [Ear-1] Early P.J., Sodee D.B., *Principles and Practice of Nuclear Medicine*, Mosby-Year Book, Inc., 1995.
- [Hou-1] Housfield G.N. *Picture quality of computed tomography*, Am. J. Roentgenol, 1976; 127 : 3-9.
- [Koo-1] Koos A.K. Bookland, Reiber H.H.C., Pauwels E.K.J. *Quantitative analysis in single photon emission tomography (SPET)*, Eur. J. Nucl. Med., 1992 ; 19 : 47-61.
- [Kak-1] Kak A.C. *Principles of computerized tomographic imaging*, IEEE, New York, 1980.
- [Ros-1] Rossignac P., Requicha A.A.G. *Depth-Buffering Display Techniques for Constructive Solid Geometry*, GG&A, September 1986 ; 6(9) : 29-39.
- [Tre-1] Tretiak O.J., Metz C. *The exponential Radon transform*, SIAM J. Appl. Math, 1980 ; 39 : 341-354.