

BASES PHYSIQUES DE L'IMAGERIE MEDICALE TOMOGRAPHIQUE

Professeur André Constantinesco

Service de Biophysique et Médecine Nucléaire
CHU Hautepierre
Strasbourg

PLAN

- 1) Les principes de la reconstruction tomographique
- 2) Le scanner X
- 3) La gamma caméra et l'imagerie nucléaire
- 4) La tomographie d'émission gamma (SPECT ou TEMP)
- 5) La tomographie d'émission à positons (PET)
- 6) Les bases de l'IRM
- 7) L'imagerie multimodalités

CHAPITRE I LES PRINCIPES DE LA RECONSTRUCTION TOMOGRAPHIQUE A) DEFINITIONS

Le mot tomographie provient du grec "tomos": tranche et "graph": image. La tomographie a pour but de fournir une représentation (image) en coupe des structures anatomiques et/ou de leur fonction.

Plusieurs phénomènes physiques peuvent être à l'origine de la production d'images médicales anatomiques et/ou fonctionnelles. Il existe en fait 4 grandes modalités d'imagerie médicale: la radiologie, l'échographie, l'IRM, la médecine nucléaire. Ces modalités reposent

sur l'interaction d'ondes, de natures différentes, avec les tissus biologiques: les ondes électromagnétiques (rayons X pour la radiologie, rayonnement gamma pour la médecine nucléaire, ondes radio pour l'IRM) et les ultrasons, (onde mécanique), pour l'échographie.

Ces techniques d'imagerie se regroupent aussi en imagerie: - par transmission: rayons X- par émission: médecine nucléaire et dans une moindre mesure IRM et enfin échographie.

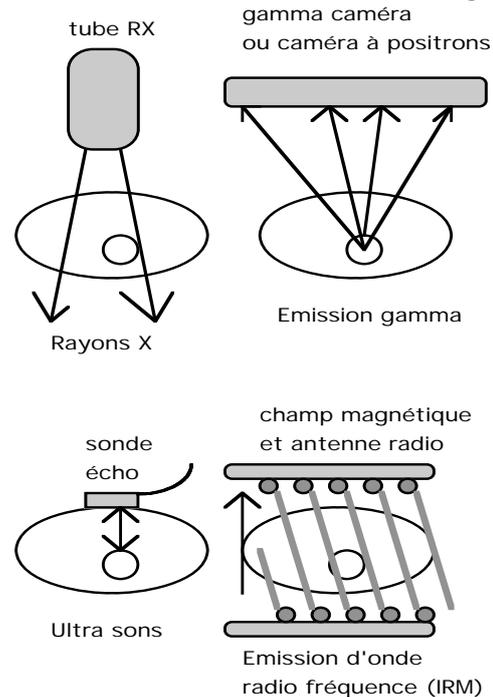


figure 1: les 4 modalités d'imagerie

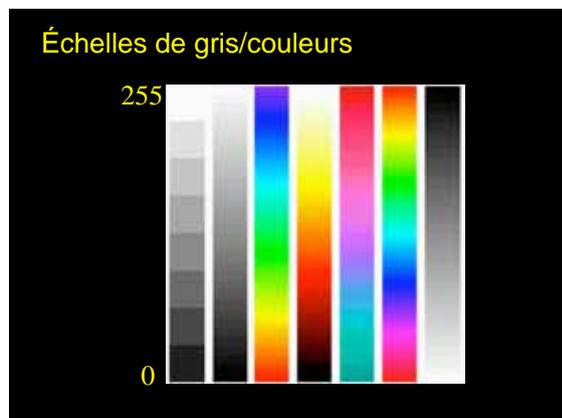
Eléments de vocabulaire:

L'image numérique ou digitalisée: en tomographie l'image de la coupe anatomique est reconstruite par ordinateur, pour cela les informations (d'absorption ou d'émission, des différentes ondes utilisées, par les tissus biologiques) ou données sont "numérisées ou digitalisées".

La matrice image: elle est représentée par un tableau de (n)lignes x (m)colonnes, chaque élément de l'images est appelé pixel (picture element). Les matrices images peuvent être de taille carrée ou symétrique (64x64, 128x128, 256x256, 512x512, 1024x1024), mais elles peuvent être asymétriques (64x128, 192x256 par exemple). L'information contenue dans un pixel représente, suivant la modalité

d'imagerie retenue, l'absorption du rayonnement X ou la concentration radioactive d'un traceur radiopharmaceutique marqué par un émetteur gamma par exemple. Cette grandeur est exprimée par un nombre compris en général entre 0 et 256 et dont la valeur est caractérisé par le niveau d'une échelle de gris ou celui d'une échelle de couleur.

Le contraste: il est représenté par la différence du contenu (du niveau ou de la couleur) de deux pixels adjacents. C'est la variation du contraste qui détermine la possibilité de différenciation des tissus biologiques en imagerie (forme anatomique et structure des tissus et/ou fonction et métabolisme des organes).



(y) étant les dimensions du pixel. Plus une image est résolue meilleure est sa définition.



figure 2: définition du pixel

L'épaisseur de coupe: elle est aussi donnée en (mm) et représente la troisième dimension de l'image tomographique, c'est l'épaisseur de la tranche de tissu biologique qui est à l'origine de l'interaction physique de l'onde utilisée. Cette épaisseur ne peut être infinitésimale bien sur. Plus l'épaisseur est faible (plus la tranche est fine) plus le temps nécessaire à l'obtention de l'image sera élevé. Dans la matrice image c'est l'épaisseur de coupe et la nature et/ou fonction des organes et des tissus qui y sont contenus (ou qui la traversent) qui sont à l'origine du contraste image, mais l'épaisseur de coupe affecte aussi la résolution spatiale comme le montre la figure suivante où un objet incliné qui traverse deux coupes d'épaisseurs différentes donnera deux tailles d'images.



La résolution spatiale et la résolution par pixel: la résolution spatiale de l'image est la distance minimum séparable de l'objet imagé, elle est mesurée en [mm] en imagerie médicale (c'est la dimension du plus petit détail visible). Il est préférable de lui substituer la résolution par pixel [mm/pixel] ou si l'on tient compte de la matrice symétrique ou non [(x)mm]x[(y)mm], (x) et

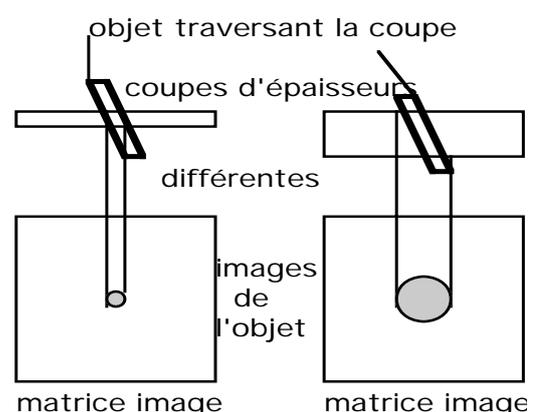


figure 3: influence de l'épaisseur de coupe sur la résolution spatiale

Le voxel: c'est l'élément de volume de l'objet qui est à l'origine du pixel de l'image.

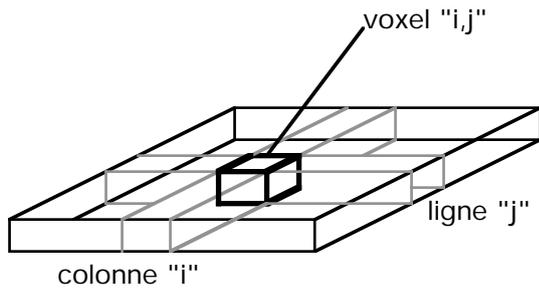
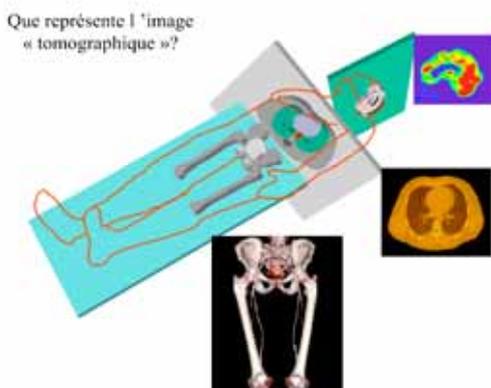


figure 4: définition du voxel "i,j"[dimensions = (x mm) x (y mm) x (z mm)]

B) LA RECONSTRUCTION DE L'IMAGE TOMOGRAPHIQUE

Les principes et algorithmes de reconstruction des images tomographiques par rétroprojection, rétroprojection filtrée et reconstruction algébrique itérative et statistique peuvent en théorie s'appliquer aux 4 modalités d'imagerie décrites précédemment. L'image tomographique représente actuellement une coupe des tissus vivants, obtenue après reconstruction, de différentes modalités d'interactions d'ondes électromagnétiques avec ces tissus ou de sondes moléculaires liées à des isotopes et ciblant différents métabolismes tissulaires et cellulaires.



En pratique ces principes de reconstruction ne sont appliqués que pour le scanner X, la tomographie par émission de photon unique (SPECT) et la tomographie par positons (PET). Historiquement ils ont été employés comme premières méthodes de reconstruction en IRM et sont à l'étude en échographie médicale.

B1) La rétroprojection simple

Nous allons voir sur un exemple général, le principe de la rétroprojection simple, (ou épandage). Considérons d'abord l'acquisition des projections de l'objet (ici par exemple un organe « fixant » un radiotracteur) dont on souhaite reconstruire les coupes exprimant les concentrations du traceur radioactif dans l'organe cible. Les "projections" sont obtenues dans ce cas analogue (tomographie d'émission) par une caméra spécifique (SPECT ou TEP: voir chapitres suivants) tournant autour du patient, pas à pas, sur un arc de cercle de 180° ou sur la totalité du cercle soit 360°. Cette procédure est aussi analogue (tomographie de transmission) si l'on considère le scanner X où la source de rayons X, à l'extérieur du patient, est tournante. Ainsi les images de projections sont obtenues par l'atténuation des rayons X par le patient à chaque angle d'incidence.

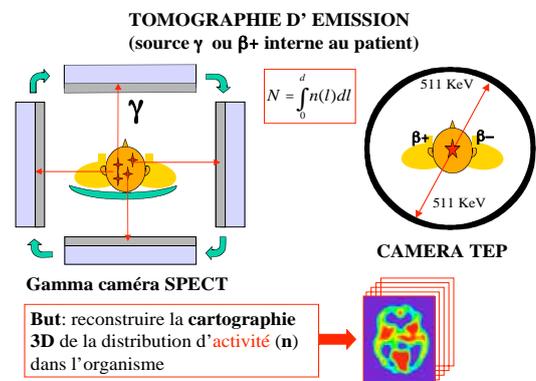
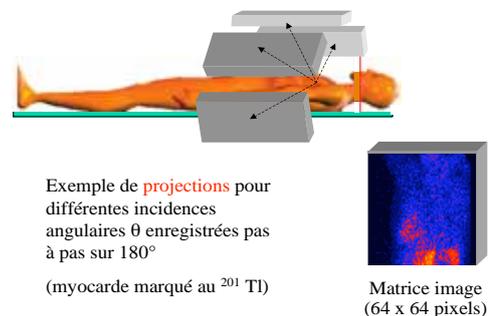


figure 5: acquisitions de projections orthogonales en tomographie d'émission

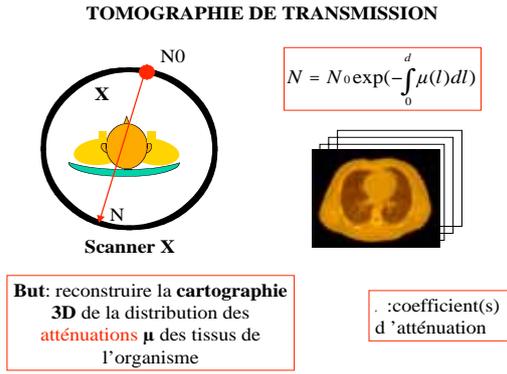
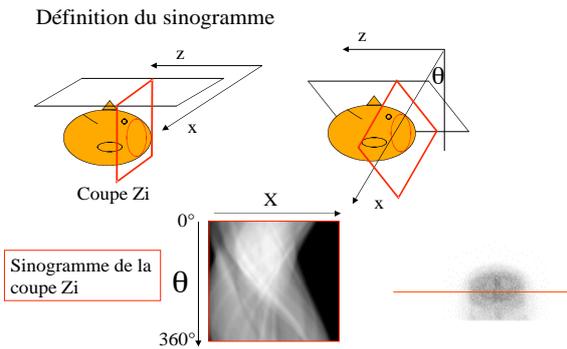
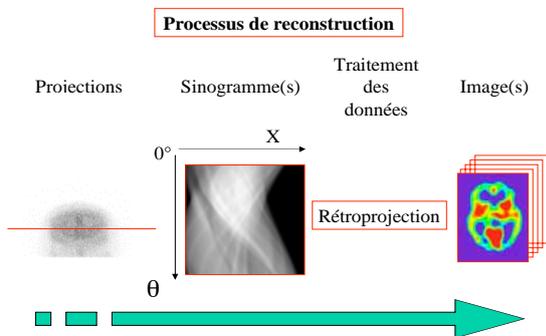


figure 6: acquisitions de projections orthogonales en tomographie de transmission

Les *sinogrammes* des différentes coupes sont obtenus à partir de l'ensemble des projections. Ils correspondent à une autre représentation des données d'acquisition où l'angle de rotation est en ordonnée alors que le profil (d'émission ou d'atténuation) est en abscisse.



Le processus général de reconstruction des coupes tomographiques est représenté ci dessous.



La *rétroprojection simple* consiste en un *épandage* successif des profils de projection sur la matrice image finale. Comme le montre l'illustration ci dessous la solution n'est pas unique sauf si l'on dispose d'une infinité de projections. En pratique un minimum de 60 projections sur 360° est recommandé.

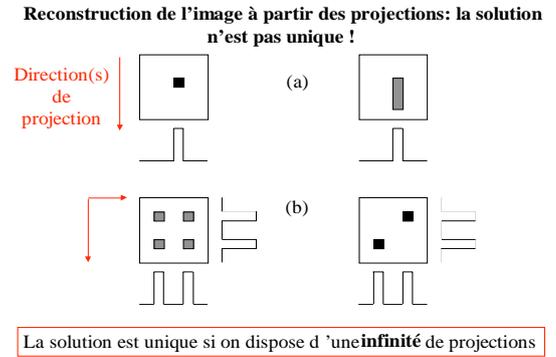


figure 7: (a) un objet de forme différente donne deux projections identiques dans la même direction de projection, (b) 4 ou 2 objets donnent deux projections orthogonales identiques.

Malheureusement après *rétroprojection* l'image reconstruite de l'objet n'est pas aussi pure que l'image réelle de l'objet lui même. L'image reconstruite est altérée par des artéfacts (ou bruit) en étoile provenant de l'épandage de chaque profil sur *toute* la matrice image comme l'illustre la figure suivante.

Opération de **rétroprojection**: méthode(s) analytique(s): **rétroprojection simple** (épandage)

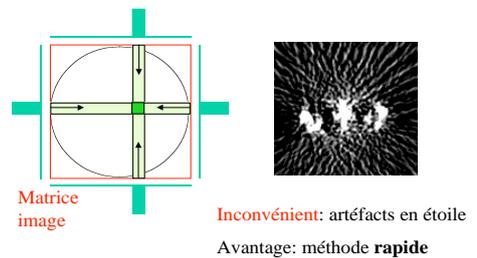


figure 8: exemple d'artéfacts de reconstruction en *rétroprojection simple* provenant de l'épandage des rayons de *rétroprojection*.

Afin d'atténuer ces artéfacts en étoile on procède au filtrage des projections ou des sinogrammes avant l'opération de rétroprojection.

B2) La rétroprojection filtrée

Le filtrage des projections fait appel à une opération mathématique appelée "convolution" qui est illustrée à l'aide de la figure suivante.

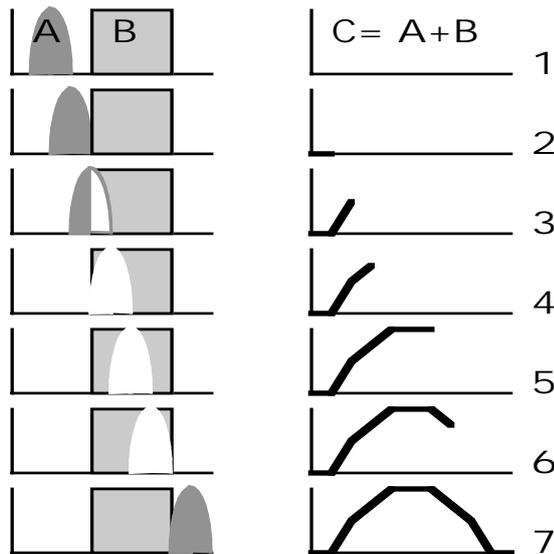


figure 9: convolution de la fonction B par la fonction A notée A+B. L'opération de convolution s'effectue par étapes successives (1,..7 dans cet exemple où on peut l'illustrer en réalisant l'addition de A et de B en décalant A à chaque pas de calcul). La convolution a pour but de modifier la forme de la fonction B.

Afin de minimiser les artéfacts en étoile de la rétroprojection on convolue les profils de projection ou les sinogrammes par une fonction "filtre". Cette étape est démontrée sur les figures suivantes.

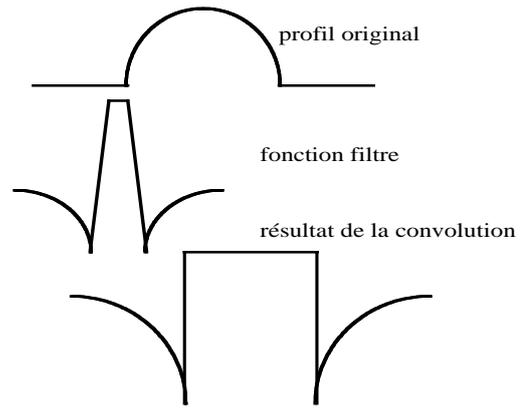


figure 10: effet de la convolution d'un filtre sur le profil de projection original.

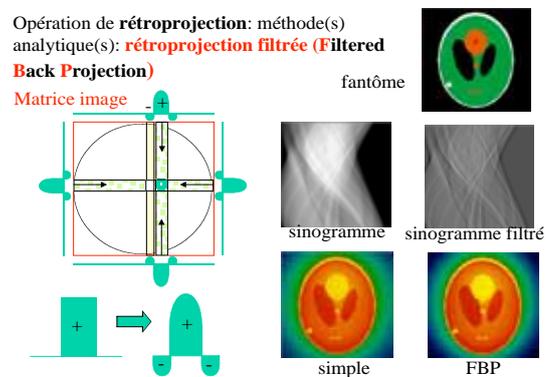
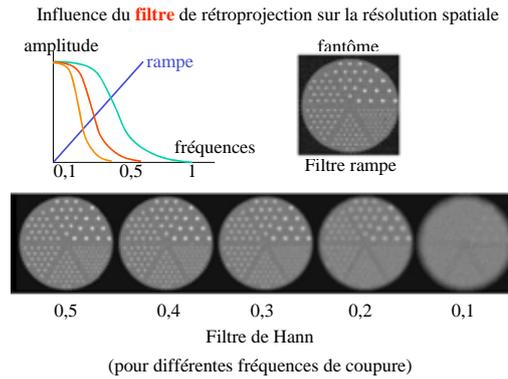
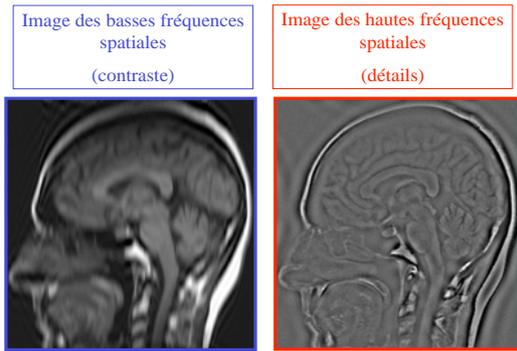


figure 11: les projections orthogonales génèrent en rétroprojection simple des artéfacts en étoile. Si l'on convolue les projections de telle sorte qu'elles deviennent de nouvelles fonctions, comme celles représentées sur la figure 10, avec une partie positive mais deux parties négatives de part et d'autre, on voit que les rayons des rétroprojections provenant des parties négatives diminueront et même annuleront les artéfacts qui sont engendrés par les parties positives.

Le rôle du filtrage des projections ou des sinogrammes

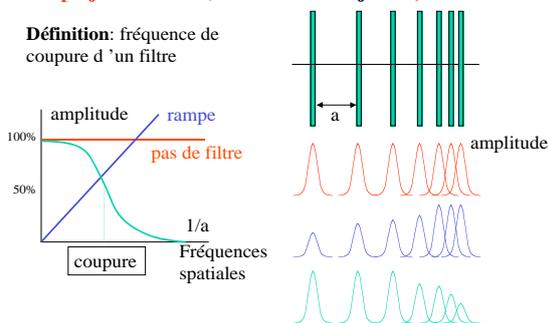
L'exemple ci-dessous illustre les fréquences spatiales existant dans une image. Les basses fréquences spatiales contiennent l'information des contrastes de l'image alors que les hautes fréquences spatiales contiennent les détails.



La fréquence spatiale est définie comme le rapport $1/a$ où « a » représente la dimension du pixel. Le filtrage des images de projection ou des sinogrammes va « lisser » ces images, c'est à dire atténuer l'influence de certaines fréquences spatiales. Différents filtres sont illustrés ci dessous. Le filtre *rampe* atténue linéairement les basses fréquences, alors que le filtre passe bas coupe les hautes fréquences à partir d'une fréquence seuil dite de *coupure*.

Opération de **rétroprojection**: méthode(s) analytique(s):
rétroprojection filtrée (Filtered Back Projection)

Définition: fréquence de coupure d'un filtre



L'exemple ci dessous montre bien comment le filtrage des projections ou des sinogrammes, avant la rétroprojection elle même, modifie la qualité de l'image de la coupe finale qui est ici un fantôme de résolution. Si la fréquence de coupure du filtre est trop basse les détails sont perdus, si elle est trop haute le bruit haute fréquence est trop important.

B3) Les méthodes algébriques itératives

Ce sont des méthodes de reconstruction mathématique des coupes tomographiques basées sur des approximations successives des valeurs des voxels lorsque l'on connaît les résultats des sommes des lignes, des colonnes et des diagonales de la matrice d'acquisition (les projections) et que l'on veut retrouver les valeurs correspondantes de chaque pixel de l'image. Nous illustrerons cette technique à l'aide de l'exemple d'un objet simple représenté par une matrice objet 2×2 , et démontré figure 12.

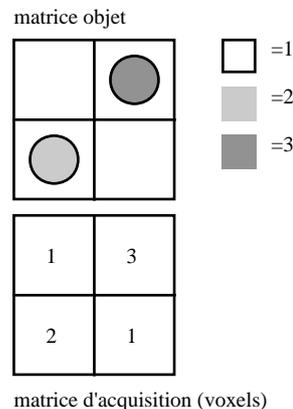


figure 12: soit deux objets circulaires correspondant à des voxels valant respectivement 2 et 3, on compte 1 lorsqu'il n'y a pas d'objet.

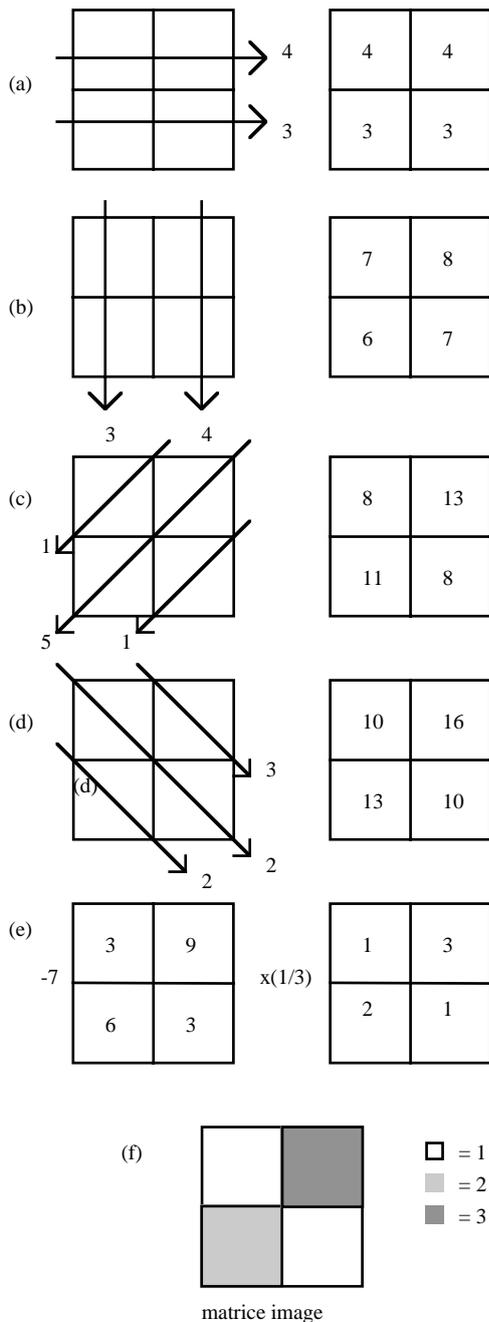


figure 13: illustration des étapes successives du processus ART. En (a) on répartit de façon identique la somme des lignes sur chaque pixel des lignes. En (b) on fait de même pour les colonnes et on ajoute les résultats aux pixels de l'image. En (c) et en (d) on répète ce processus pour les diagonales. En (e) on normalise les résultats par la soustraction de la somme des valeurs des voxels, ici 7, puis par division par 3 de chacun des pixels. Le résultat final est présenté en (f) où le contraste de l'image est identique à celui de l'objet (figure 12).

Ces procédés algébriques ne génèrent pas d'artéfacts de reconstruction mais nécessitent des temps de calculs plus longs, surtout pour des matrices images de taille importante comme 1024 x 1024 par exemple.

Ces procédés de calcul s'expriment de façon matricielle : on mesure les projections (P), on connaît aussi l'opérateur de projection (R) qui dépend des conditions physiques des interactions des rayonnements avec les tissus biologiques et des conditions d'acquisition des images de projection, et l'on doit trouver (F) qui correspond à la matrice image. Dans le cas de l'exemple précédent les deux équations à deux inconnues F_1 et F_2 sont représentatives du problème à résoudre.

Opération de **rétroprojection**: **méthode(s) itérative(s)**:

Expression **matricielle** du problème de reconstruction: trouver **F** connaissant **P** et **R**: exemple de 2 projections et 4 cellules

$$\begin{bmatrix} P_1 \\ P_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} \\ R_{21} & R_{22} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} F_1 \\ F_2 \end{bmatrix}$$

2 équations

$$\begin{cases} P_1 = R_{11} \cdot F_1 + R_{12} \cdot F_2 \\ P_2 = R_{21} \cdot F_1 + R_{22} \cdot F_2 \end{cases}$$

R: opérateur de projection **P=R.F**

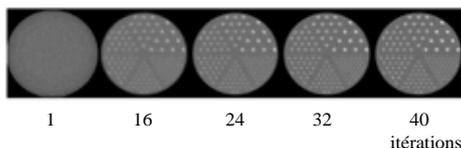
B4) Les méthodes statistiques

Ces méthodes de reconstruction des coupes tomographiques reposent sur une formulation probabiliste du problème de reconstruction. Ainsi les projections (P) sont des variables aléatoires et on détermine (F) qui maximise la vraisemblance, c'est à dire la probabilité de P par rapport à F en fonction du modèle probabiliste choisi. Le nombre d'itérations du calcul affine le résultat comme on le voit çà dessous.

Méthodes statistiques:

MLEM: Maximum Likelihood Expectation Maximisation

- On utilise une formulation probabiliste du problème de reconstruction :
- Les projections **P** sont des variables aléatoires et on détermine la solution **F** qui maximise la **vraisemblance** c'est à dire la $prob(P|F)$ par rapport au modèle probabiliste choisi.

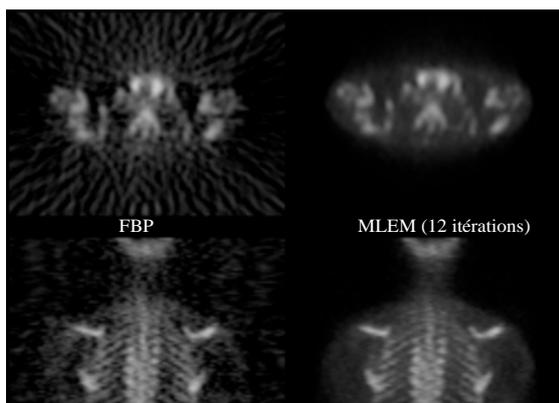


C) LES ARTEFACTS

Nous ne citerons que les principaux artefacts qui peuvent apparaître sur les images reconstruites à l'exception des artefacts résultant d'une mauvaise calibration des appareils ou ceux spécifiques aux différentes méthodes d'imagerie.

Les artefacts de rétroprojection

Ils sont minimisés par les filtres appliqués aux profils de projection avant rétroprojection filtrée (FBP : Filtered Back Projection) comme nous l'avons vu précédemment ou pratiquement éliminées par l'emploi de techniques itératives ou statistiques (MLEM : Maximum Likelihood Expectation Maximisation).



Les artefacts liés aux mouvements

Ce sont soit des dédoublements de contours, soit un aspect flou des bords des organes liés soit à un mouvement du patient, soit au mouvement de l'organe lui même pendant l'acquisition des données.

Les artefacts liés à un "effet de volume partiel"

Quand dans un voxel sont réunis deux structures tissulaires fournissant chacune un contraste différent, l'image correspondante donnera un pixel de contraste intermédiaire entre les deux valeurs précédentes en fonction du pourcentage en volume occupé par les différentes structures dans l'épaisseur de coupe. Ce type d'artefact apparaît surtout pour des coupes tangentielles au bord des organes.

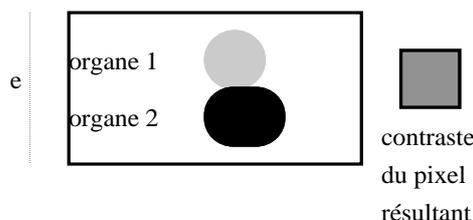


figure 14: pour une épaisseur de coupe "e" contenant les organes "1" et "2" de nature différentes, le résultat du pixel image correspondant sera intermédiaire entre ceux des contrastes intrinsèques de "1" et de "2".

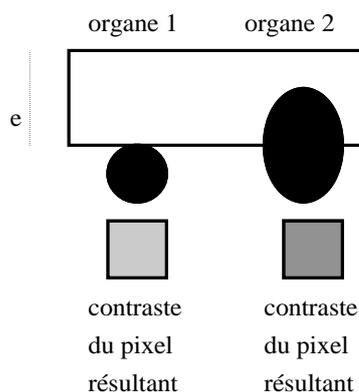


figure 15: illustration de l'effet de volume partiel pour un organe adjacent à la coupe (organe 1) qui peut fournir un certain contraste image bien que n'étant pas dans la coupe, et un organe volumineux (organe 2) dépassant la coupe et dont le contraste image dépendra du pourcentage en volume occupé par l'organe par rapport à l'épaisseur de coupe.

**CHAPITRE II
LE SCANNER X**

Inventé en 1972 par Hounsfield, le scanner X a représenté une avancée certaine dans l'exploration non invasive des tissus biologiques par rayons X.

A) LE PRINCIPE DE L'ACQUISITION DES DONNEES

La source de rayons X est un pinceau fin collimaté, dont la dimension en épaisseur va conditionner l'épaisseur de coupe, qui balaye le plan de coupe par pas successifs puis effectue une rotation de quelques degrés (le pas angulaire) avant de recommencer le balayage. Le détecteur de rayons X, qui mesure l'atténuation du pinceau par les tissus biologiques est situé en regard de la source collimatée. Ce dispositif, dit de première génération, est représenté schématiquement sur la figure suivante.

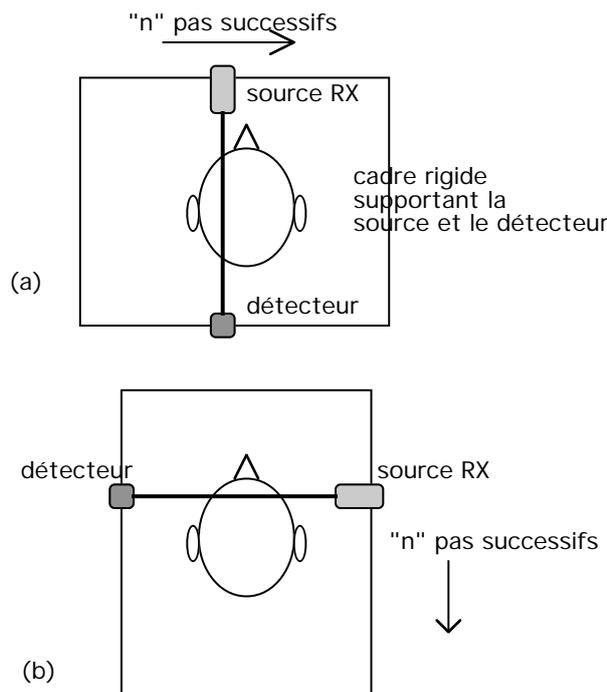


figure 15: (a) la source et le détecteur sont couplés mécaniquement (constituant le statif), et l'on réalise "n" pas successifs de tir. On procède ensuite à une rotation du cadre de quelques degrés avant de recommencer les "n" pas de tirs. (b) le système source-détecteur après une rotation de 90°.

La notion d'épaisseur de coupe est démontrée sur la figure suivante:

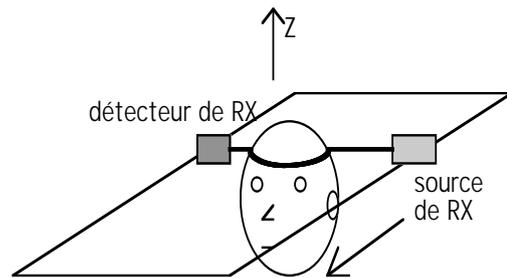


figure 16: illustration de l'épaisseur de coupe déterminée ici par les dimensions géométriques du pinceau fin de RX. L'obtention de plans de coupes transverses supplémentaires est réalisée par déplacement de l'organe suivant la direction Z après l'acquisition d'un jeu complet de données d'atténuation qui correspond à une matrice d'acquisition de (n)x(n) points.

B) L'ATTENUATION D'UN FAISCEAU DE RX

L'atténuation linéaire d'un faisceau étroit (pinceau) de RX par un matériau homogène est donné par la relation:

$I = I_0 e^{-\mu L}$, ou I_0 est l'intensité du faisceau incident, L est l'épaisseur de l'objet et μ le coefficient d'atténuation linéaire des RX par le matériau., (μ est fonction du numéro atomique et de la densité du matériau traversé par les RX). Sur la figure 17 on montre l'atténuation totale dans deux cas différents de matériaux homogène et hétérogène.

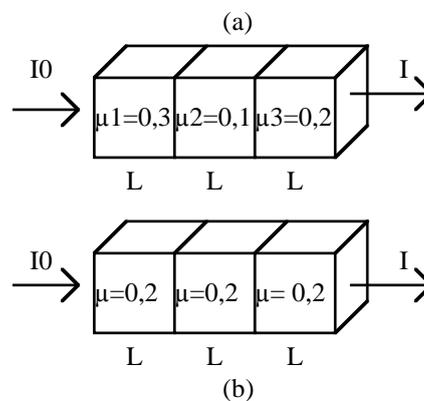


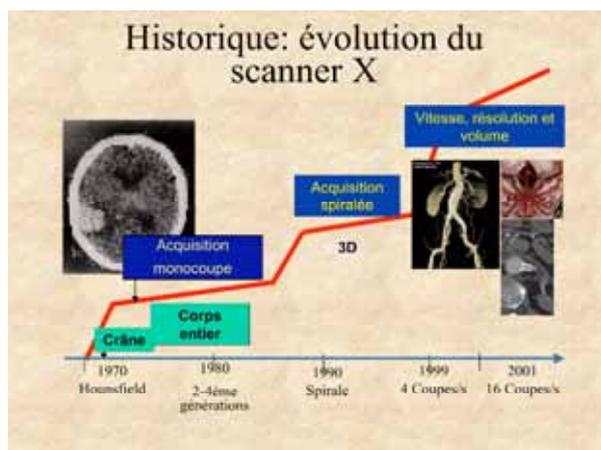
figure 17: (a) matériau hétérogène pour lequel l'atténuation linéaire totale est telle que

$I = I_0 e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3)L} = I_0 e^{-0,6L}$, (b) matériau homogène pour lequel l'atténuation totale est telle que $I = I_0 e^{-(0,2+0,2+0,2)L} = I_0 e^{-0,6L}$

Dans ces deux cas on observe la même atténuation linéaire totale. Le but de l'image scanner est de représenter individuellement pixel par pixel les atténuations correspondantes de chacun des voxels de l'objet.

C) LES DIFFERENTES GENERATIONS DE SCANNER X

Depuis 1972 quatre générations successives de scanner X ont été développées afin d'améliorer le temps d'acquisition, le temps de reconstruction et la résolution spatiale des images.



Scanner de première génération:

Le tube à RX et le détecteur sont montés sur un cadre rigide (figure 15) et on réalise une série de mouvements de type translation puis rotation pour acquérir toutes les valeurs des atténuations des RX permettant d'obtenir les profils correspondants et de reconstruire l'image (voir chapitre I). Un exemple de dimensions du faisceau de RX collimaté est $x = 2\text{mm}$, $y = 2\text{mm}$ et $z = 13\text{mm}$. Z correspond à l'épaisseur de coupe. L'intensité incidente I_0 est mesurée à la sortie du tube. Après son passage dans le corps l'intensité résiduelle résultant de l'atténuation par les tissus

biologiques est mesurée par un détecteur de type scintillateur (cristal scintillant de NaI activé au Thallium) lui aussi collimaté pour garder la même dimension que celle du pinceau de RX.

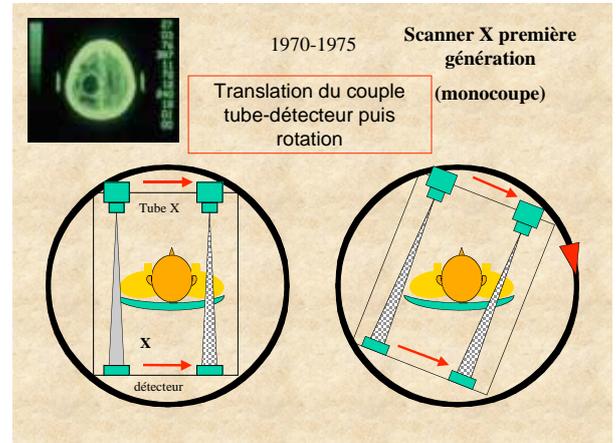


figure 18: première génération: (a) et (b) représentent deux étapes de l'acquisition qui est une succession de translations et de rotations. Cette génération effectuait ainsi 160 pas de translation x 180 pas de rotation donnant 28800 mesures. Les 160 mesures réalisées pour un pas de rotation correspondant à un profil d'atténuation. La contrainte importante de cette première génération est évidemment le temps d'acquisition qui est de l'ordre de 5 minutes pour une seule coupe. Ceci a limité le développement de cette génération au crâne, seul organe pouvant être immobilisé suffisamment longtemps.

Scanner de deuxième génération:

Pour diminuer le temps d'acquisition, le nombre de détecteurs a été multiplié (passant de 1 à 5 ou 6), en modifiant le faisceau de RX qui passe de parallèle à divergent (en éventail ou *fan beam*). Le système mécanique est toujours composé d'un cadre rigide où la source et les détecteurs se font face, et l'acquisition des données reste de type translations et rotations successives.

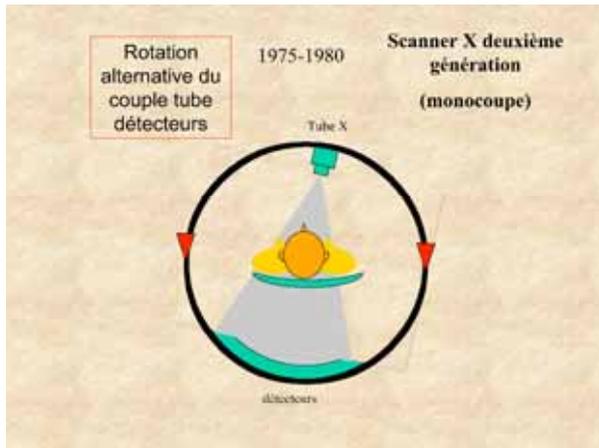


figure 19: deuxième génération, faisceau divergent, détecteurs multiples.

Avec cette génération, le temps d'acquisition d'une coupe a pu être ramené à 18 secondes, les algorithmes de reconstruction tenant compte de la divergence du faisceau de RX.

Scanner de troisième génération:

Cette étape a consisté à élargir la divergence du faisceau de RX pour englober tout l'objet de façon à supprimer les translations et ne garder que le mouvement de rotation, comme l'illustre la figure suivante, les différentes coupes sont obtenues par le déplacement du lit d'examen.

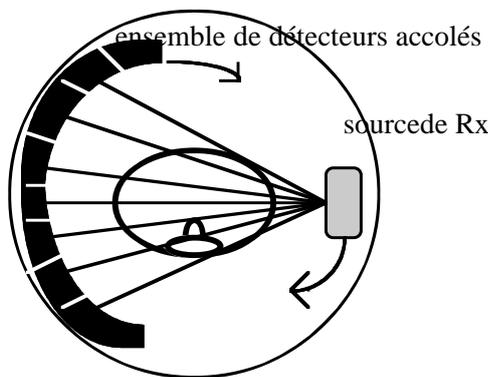


figure 20: troisième génération, seul est autorisé un mouvement de rotation continue de l'ensemble source divergente-détecteurs multiples. L'émission de RX s'effectue en éventail avec un angle variant de 30° à 45° suivant les constructeurs. L'acquisition d'une coupe devient possible en 3 à 5 secondes. La résolution spatiale de l'image dépend du nombre de détecteurs définissant le

nombre de lignes de l'image (de quelque dizaines à une centaine). les détecteurs scintillants ne peuvent plus être employés et on a eu recours d'abord à des détecteurs à gaz (chambre d'ionisation utilisant le Xenon qui est moins efficace pour la détection de RX mais moins sensible au bruit) et plus récemment à des détecteurs solides à semi conducteurs.

Scanner de quatrième génération:

Les détecteurs sont fixes et seule la source de RX effectue un mouvement de rotation. Cette génération est illustrée sur la figure suivante.

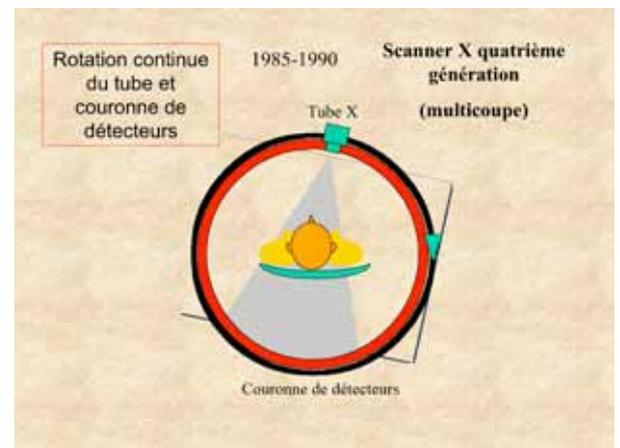
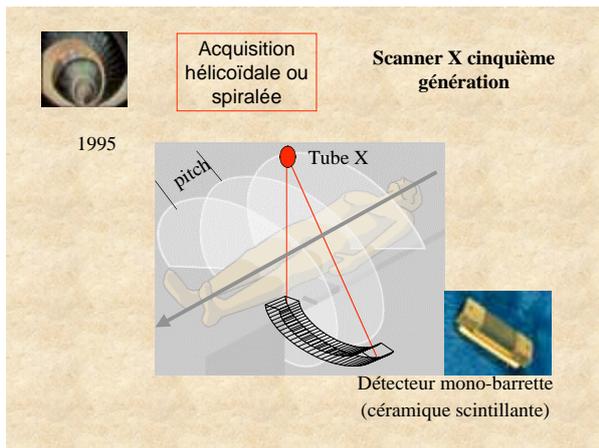


figure 21: quatrième génération, 600 à 1200 détecteurs sont accolés en anneau entourant l'objet (on utilise des cristaux composés de bismuth et de germanium ou d'iodure de césium ou de tellure de cadmium). Le tube à RX se déplace en rotation continue et irradie l'objet avec un faisceau divergent.

Une image est acquise en 1 à 3 secondes. Compte tenu du grand nombre de détecteurs on obtiendra une image très bien résolue mais le faisceau est peu collimaté ce qui entraîne un bruit du au rayonnement diffusé.

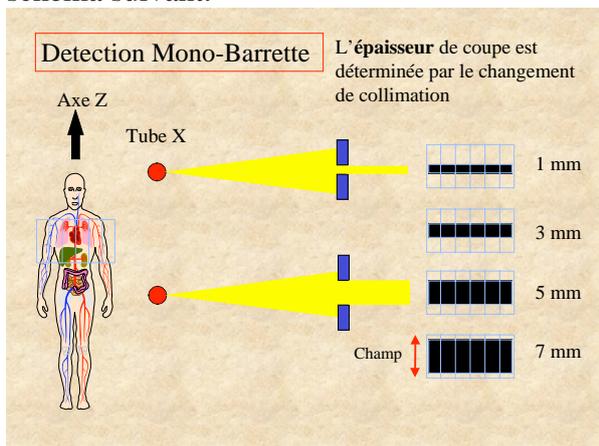
Scanner de cinquième génération:

Il s'agit d'une technique qui associe un double mouvement. D'une part la rotation du couple source de RX/détecteurs associée à la translation du lit d'examen. L'acquisition est dite spirale.



Le gain de temps est important et grâce à ce dispositif on permet reconstruction tridimensionnelle car les coupes sont automatiquement jointives. Il s'agit d'une solution particulièrement intéressante pour les patients agités et les enfants car l'opérateur contrôle en temps réel les coupes reconstruites et décide de l'arrêt de la procédure dès que la qualité diagnostique de l'image apparaît suffisante.

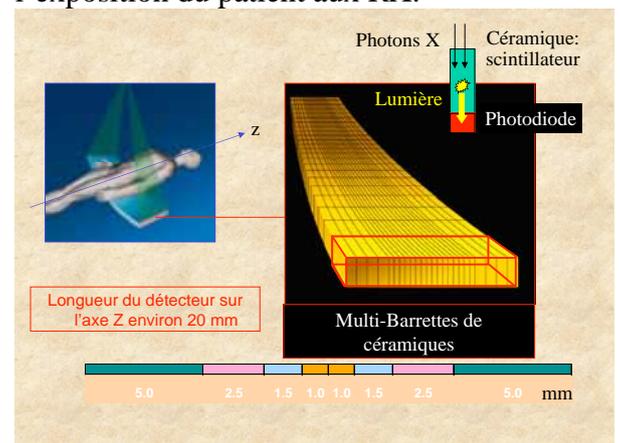
La détection du rayonnement X est assurée par des détecteurs solides (mono barrette de céramiques scintillantes) et l'épaisseur de coupe est déterminée par la collimation du faisceau, comme l'illustre le schéma suivant.



L'aspect général d'un scanner X est illustré ci dessous, l'ouverture de l'anneau est de l'ordre de 60 cm.



Les évolutions actuelles sont réalisées par l'amélioration des détecteurs. On emploie actuellement des multibarrettes de céramiques de dimensions différentes comme le montre l'image ci dessous ce qui permet d'augmenter le champ de vue axial et par conséquent de raccourcir le temps d'examen et donc l'exposition du patient aux RX.



D) L'ECHELLE DES OPACITES

La "densité" de chaque voxel (qui dépend des différents tissus et qui est proportionnelle aux numéros atomiques des éléments de ces structures) traduit le degré d'atténuation des RX dans ce petit volume. A cette "densité" correspond, exprimée en "unités Hounsfield" (UH), un niveau d'opacité qui permet de traduire en images visuelles les variations d'absorption des RX dans chaque voxel de la coupe considérée. Par convention on définit 2000 niveaux de - 1000 UH à +1000 UH. Certains appareils actuels ont la possibilité de fenêtres élargies jusqu' à 4000 UH. La fenêtre représente par convention le

nombre d'UH que l'opérateur décide de visualiser.

- Le niveau moyen (N) de la fenêtre: il se situe très près du niveau moyen d'atténuation de la structure que l'on souhaite observer (par exemple niveau 30 à 50 UH pour l'étude tissulaire et niveau -500 UH pour l'étude du parenchyme pulmonaire).

- La largeur (L) de la fenêtre: elle représente le pouvoir de discrimination entre deux structures proches. Ainsi elle sera large pour étudier le maximum de structures de densités différentes. Elle sera étroite pour obtenir une bonne séparation entre les structures de densités voisines, tout en occultant les éléments de densités très différentes.

-Exemples de fenêtres:

Parties molles: N = -20 à + 50 UH

L = 120 à 400 UH

Médiastinale: N = -20 à + 50 UH

L = 200 à 500 UH

Aérique: N = -700 UH

L = 700 UH

Bronchique: N = 200 à 400 UH

L = 1500 à 2000 UH

Osseuse: N = 200 UH

L = 1200 à 1500 UH

Médullaire: N = -50 UH

L = 400 à 600 UH

L'oeil distingue 16 niveaux de gris du noir au blanc. Ainsi la largeur de la fenêtre en unités UH sera traduite par les 16 niveaux de gris perceptibles par l'oeil.

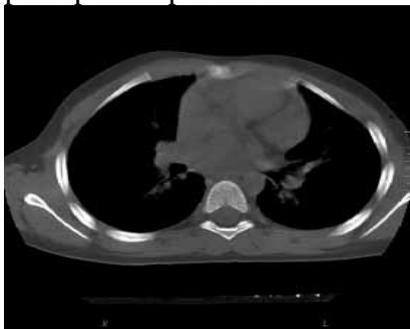


figure 22 (a): fenêtre médiastinale (N200/L1000)



figure 22 (b): même coupe que (a), fenêtre parenchyme (N-500/L1000)

D) MESURES ET TRAITEMENTS DE L'IMAGE SCANNOGRAPHIQUE

Plusieurs fonctions de mesures sont accessibles à l'opérateur sur la console de visualisation d'un scanner. Nous ne citerons que les principales possibilités.

Mesure des distances:

Elles sont mesurées entre 2 ou plusieurs points prédéfinis par l'opérateur sur l'écran et sont données au 1/10ème de mm près, l'exactitude des mesures qui est excellente dépend au préalable d'une calibration de la machine.

Mesures des surfaces et des volumes:

La surface d'une zone d'intérêt (ROI) définie par l'opérateur (au moyen d'un track ball) est proportionnelle au nombre de pixels pris en compte. Comme l'épaisseur de la coupe est connue, les volumes sont aussi mesurables.

Les mesures de "densités":

On délimite sur l'écran une région d'intérêt (ROI) dont on obtient la densité moyenne en unités Hounsfield (UH) ainsi que la déviation standard. Ces mesures sont utiles pour vérifier la nature liquidienne ou grasseuse d'une structure et/ou de différencier des structures adjacentes de densités peu différentes.

Analyse des variations de densité en fonction du temps dans une ROI:

Cette technique permet de construire une courbe de passage d'un produit de contraste dans un organe ou un vaisseau et ainsi mieux analyser le comportement des tissus pathologiques lors de la prise de contraste.

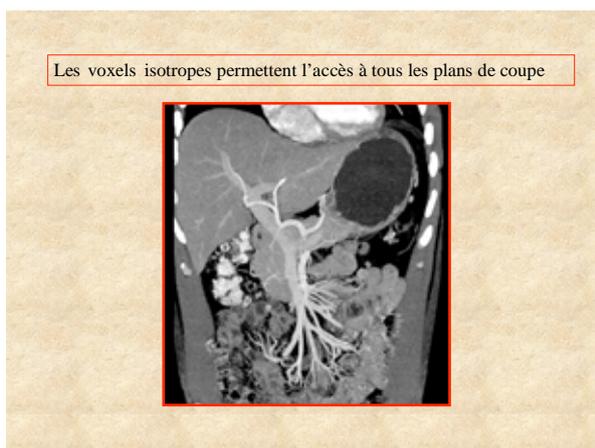
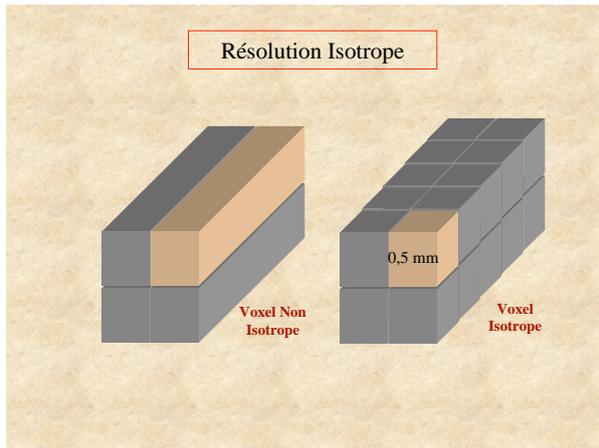
Reconstruction d'autres plans de coupes:

Les scanners X jusqu'à la quatrième génération ne donnent que des plans de coupes transverses. On peut obtenir par

reconstruction informatique des plans de coupes perpendiculaires (plans sagittal et frontal) ou obliques à condition que les coupes transverses de base soient jointives et d'une épaisseur fine (1 mm) pour conserver l'isotropie.

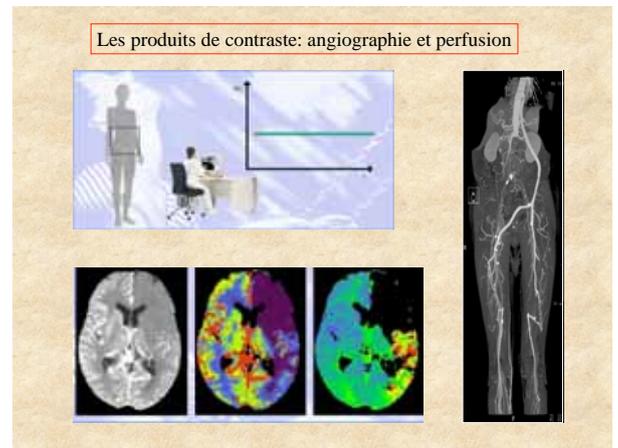
Reconstruction 3D:

Il existe actuellement des logiciels appropriés à la représentation tridimensionnelle (3D) de tel ou tel organe, suivant n'importe quel angle de vue et quelle source d'éclairage. Ces représentations 3D ne sont possibles que parce que les voxels sont isotropes, ce qui autorise la reconstruction de n'importe quel plan de coupe. L'avenir de ces images 3D est important en particulier dans la préparation des plans de traitement en radiothérapie et en chirurgie.



Enfin, comme dans toute exploration par les RX il est possible d'employer des produits de contraste pour améliorer la sensibilité diagnostique des examens. Ces produits de contraste (à base d'iode en général) sont administrés par voie vasculaire mais se

comporte uniquement comme des agents intravasculaire et n'ont pas le caractère de « traceurs » métaboliques ou tissulaires.



E) LES ARTEFACTS DE L'IMAGE RECONSTRUITE

Certains artefacts de l'image tomographique reconstruite ont déjà été vus au chapitre I. Nous ne décrivons ici que ceux qui sont spécifiques au scanner X.

Artefacts secondaires à des variations brutales de densité des tissus traversés: La présence de matériel très radio opaque dans le champ de vue examiné (prothèse, matériel d'obturation dentaire, calcifications, produit de contraste) peut se traduire par des erreurs tomodynamiques en entraînant des artefacts en étoile à partir du point ou de la zone de forte densité.

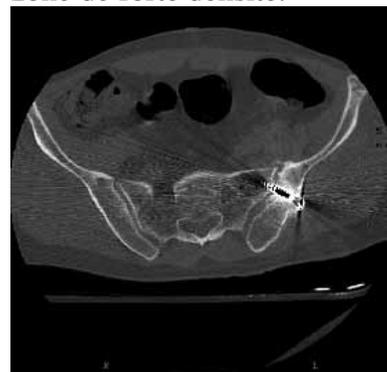




figure 23: artéfacts de prothèses métalliques
Artéfacts liés au durcissement des rayons: Le rayonnement X polychromatique incident se durcit dans la traversée de régions fortement radio opaques ce qui se traduit par des erreurs de valeurs de densité.



figure 24: artéfact de durcissement de rayon

F) LES CHOIX DE L'OPERATEUR

L'opérateur dispose de plusieurs possibilités de choix pour obtenir la meilleure image en fonction de la zone à explorer et de la pathologie recherchée. L'ouverture d'accès d'un scanner est de 70 cm environ et le champ de vue maximal de l'ordre de 40 cm.

-Le choix de la dimension du champ de vue:

La résolution spatiale finale de l'image dépend de la taille du pixel. Il convient de chercher à centrer l'organe à analyser pour bien adapter la diamètre de la coupe à la taille de l'organe plutôt que de choisir une taille de matrice élevée (512x512) sur tout le champ.



figure 24: réduction du champ de vue ou zoom

-Le choix de la position des coupes:

Il s'opère sur la "scout view" où l'on détermine la position et l'angle des coupes.



figure 25: "scout view" ou "sur view"

-L'épaisseur de coupe:

Elle se définit en mm, la valeur standard est de 10 mm. Les coupes fines auront de 1 à 5 mm, elles seront plus bruitées et entraîneront une dose de rayonnement absorbée supérieure pour le patient.

-La distance inter coupes:

Elle représente la distance séparant le milieu de deux coupes consécutives, elle est donnée en mm et si elle est égale à l'épaisseur de coupes alors les coupes sont jointives.

-L'administration de produits de contraste:

L'examen peut être fait "sans préparation" et complété par des coupes après administration de produit de contraste, en général intra veineux, mais pouvant être intra discal, intra thécal, intra articulaire etc..La différenciation d'une lésion par rapport au tissu sain dépend de sa vascularisation, de la perméabilité du compartiment vasculaire, du volume de l'espace extra vasculaire et du temps écoulé après l'administration du produit de contraste. Par exemple, à l'étage cérébral, le

compartiment interstitiel cérébral n'est pas perméable au produit de contraste lorsque la barrière hémato-encéphalique est intacte.

-La dose d'irradiation:

Elle est surtout focalisée dans le plan de coupe et déborde un peu sur les coupes adjacentes car le faisceau de RX est fortement focalisé. Comme l'examen scannographique est une succession de coupes, la dose absorbée par le patient sera la somme des doses individuelles de chaque plan de coupe. On mesure cette irradiation par le "profil de dose" qui est la distribution de la dose de radiation dans la direction Z perpendiculaire à la coupe, ceci permet de déterminer le CDTI (CT dose index), quantité exprimant la dose reçue lors d'un examen multicoupes:

$$CDTI = (1/T) \times \int_{-T}^{+T} D(z) dz$$

avec z = position le long de la ligne normale au plan tomographique

D(z) = dose à la position z

T = épaisseur de coupe nominale

La dose de radiation atteint des valeurs de 1 à 10 Rads pour une série de 15 à 20 coupes.

CHAPITRE III

LA GAMMA CAMERA ET L'IMAGERIE NUCLEAIRE

A) PRINCIPE

Le principe de la gamma caméra repose sur la détection externe (sous forme d'une image dite scintigraphique) d'une concentration tissulaire ou organique de radioactivité. Celle ci est le résultat de

l'interaction métabolique ou cinétique de ce tissu ou organe avec une molécule porteuse couplée à un radioisotope (le radiopharmaceutique ou radiotraceur) préalablement administré au patient, en général par voie intraveineuse.

B) LES RADIOTRACEURS

HISTORIQUE

1896 H.Becquerel: « rayons uraniques » émis par l'uranium

1898 P&M.Curie: Radioactivité Naturelle; (Polonium et Radium extraits de Pechblende: oxyde d'urane) « émettant de semblables rayonnements mais plus intenses »: Radioactivité naturelle (Nobel conjoint avec Becquerel en 1903)

1934 I&F. Joliot-Curie: Radioactivité artificielle par bombardement de l'aluminium par des particules alpha: isotope du phosphore (Nobel 1935)

1943 Von Hévesy: Radio-traceurs: suivre la fonction normale ou pathologique d'un organe par détection externe (Nobel 1944)

1952-1955 H.Anger: Gamma Caméra

L'analyse chimique directe d'un système biologique ne donne des informations sur sa composition qu'au moment déterminé par le prélèvement. Ce sont des informations "statiques" souvent limitées à la connaissance de la concentration des diverses substances présentes ou à la quantité globale qui est excrétée ou absorbée. Afin d'obtenir des informations "dynamiques" sur la cinétique de l'évolution d'une substance dans un système il est nécessaire de *marquer* cette substance en utilisant un *traceur*. Un traceur doit être aisément détectable et ne doit pas interférer avec le métabolisme de la substance ou du système étudié. Sa cinétique doit être équivalente à celle de la substance mère. Le traceur doit pouvoir être introduit en quantité suffisamment faible pour ne pas perturber l'état stationnaire du système. Le radiomarquage d'un traceur doit être stable car il permettra la détection externe de la cinétique du seul métabolisme pour lequel il est employé.

PROPRIETES DU RADIO-TRACEUR IDEAL

- Aisément détectable à l'extérieur du corps humain
- Spécifique du métabolisme à étudier
- Pas d'interférence avec le métabolisme à étudier
- Quantité suffisamment faible pour ne pas perturber l'état stationnaire du système à étudier
- Radio-marquage stable
- Peu irradiant

Les isotopes utilisés (exemples)

ISOTOPE	ENERGIE (pic photo)	PERIODE (heures)
Tc-99m technetium	140 KeV	6
Tl-201 thallium	71 KeV	74
I-123 iode	159 KeV	13
In-111 indium	171 KeV	65
Kr-81m krypton	190 KeV	0,003

-Les molécules porteuses:

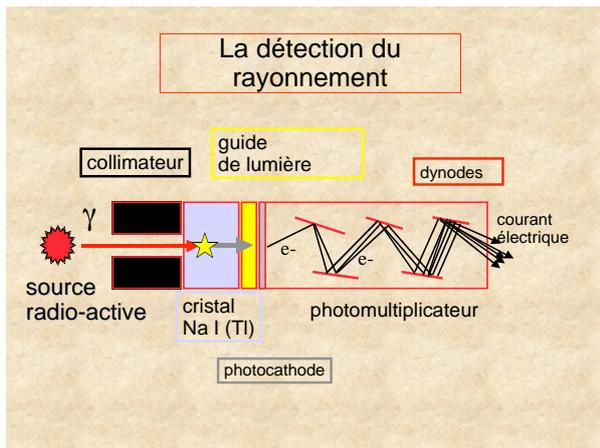
Ce sont des composés dont la structure chimique est proche ou analogue à celle d'une molécule biologique (comme les diphosphonates marqués au Tc-99m qui sont des traceurs de l'activité ostéoblastique) ou qui sont directement (comme l'Iode I-123 et I-131 ou le Thallium-201) susceptibles de s'incorporer plus ou moins complètement à un métabolisme, ou des éléments cellulaires (globules rouges, leucocytes, plaquettes).

-Les isotopes utilisés:

Ils sont fonction de caractéristiques radioactives adaptées à leur détection externe par la caméra (émission de rayonnement gamma pur en général, énergie du rayonnement émis, période radioactive courte de quelques minutes à quelques jours au plus) et de leurs propriétés chimiques permettant leur liaison simple et stable aux molécules porteuses. A titre d'exemple on utilise couramment le Technetium 99m (Tc-99m) qui est un émetteur gamma de 140 KeV et dont la période est de 6 heures. Le Tc-99m se lie facilement aux globules rouges (étude de la fonction cardiaque, recherche de saignements digestifs occultes...), à la sérum-albumine (imagerie de la perfusion pulmonaire pour le diagnostic d'embolie...), à l'Acide Dimercaptosuccinique (DMSA) pour l'étude de la fonction rénale etc...

C) LE DETECTEUR (LA GAMMA CAMERA)

La gamma caméra, développée par H. Anger de 1952 à 1955, donne une image planeaire représentant la projection de la concentration radioactive d'un organe ou d'une région d'intérêt après administration préalable d'un radiotracteur. La caméra est composée de plusieurs étages successifs. Le premier niveau correspond au collimateur dont le rôle est de canaliser les photons gamma issus du corps. Il est composé d'une plaque de plomb ou de tungstène percée de canaux dont le nombre, la forme, la direction et la longueur assurent une résolution spatiale et un taux de comptage différents en fonction des besoins. Le deuxième étage est le cristal scintillant (NaI activé au thallium) qui assure la conversion des photons gamma en photons lumineux (par effet photoélectrique). Le troisième étage est composé du guide de lumière qui permet la transmission des photons lumineux à l'étage des photomultiplicateurs. Ce quatrième étage qui est composé de 26 à 90 photomultiplicateurs, suivant les dimensions du champ de la caméra, convertit les photons lumineux en courants électriques.



La localisation ou codage spatial en X et Y était primitivement assurée par une matrice de résistances jouant le rôle de pont diviseur de tension, permettant ainsi la localisation en X et Y de l'émission gamma. Le nombre de photons gamma détectés à la coordonnée X,Y (ou énergie en un point) fournit la troisième information issue de la caméra, encore appelée Z, qui se traduira par l'intensité plus ou moins élevée de la brillance du spot de l'écran de visualisation. Les champs de détection des caméras sont variables et peuvent atteindre 40 cm x 55 cm. La meilleure résolution spatiale est actuellement de l'ordre de 6 à 7 mm par pixel. Les tailles des matrices d'acquisition varient de 64x64 jusqu'à 512x512.

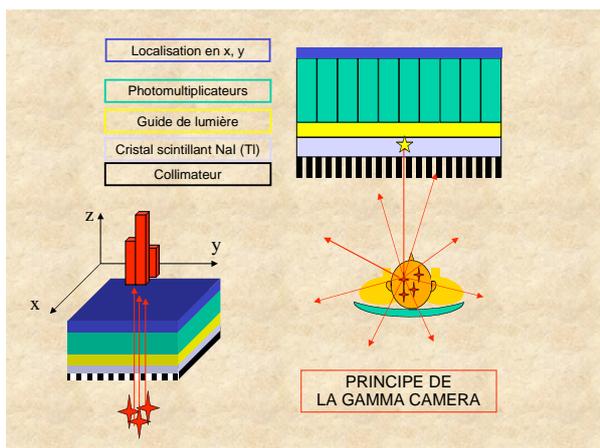
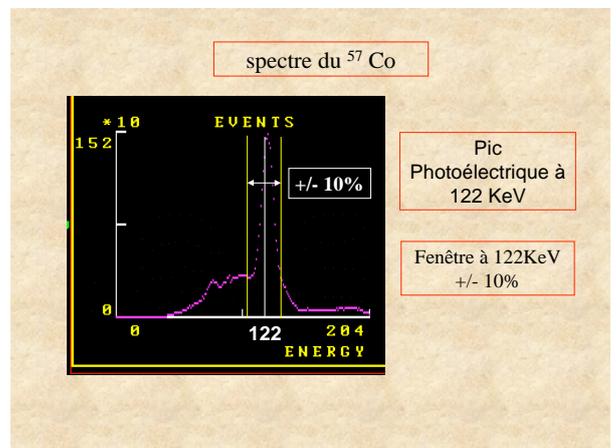


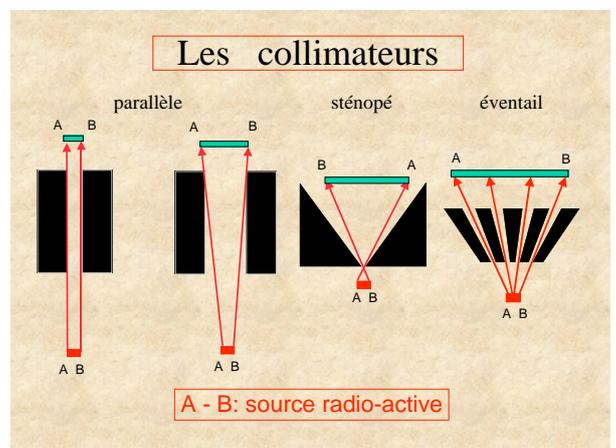
figure 26: Etages successifs de la gamma caméra avec le choix d'un collimateur à trous parallèles. Les septa séparant les trous du collimateur ont pour rôle d'atténuer les rayons gammas issus de la source et qui ne sont pas perpendiculaires au plan de détection. Les

photomultiplicateurs peuvent être circulaires ou hexagonaux et doivent couvrir au mieux la surface du champ de la caméra.



Les signaux électriques X,Y et Z sont ensuite numérisés par des convertisseurs analogiques/digitaux rapides. Des dispositifs automatiques de correction (correction d'uniformité, de sensibilité, de linéarité) assurent une qualité d'image optimale et reproductible. Comme les images sont numérisées, la caméra est toujours associée à un ou plusieurs ordinateurs de traitement des images où de nombreuses fonctions sont prévues (filtrages spatial et temporel, création de régions d'intérêt, génération de courbes, images fonctionnelles, rendu 3D etc...). Le traitement des images est essentiel en médecine nucléaire car il a pour objectif de *quantifier* le métabolisme ou la fonction observés au moyen du radiotracer.

Le rôle du collimateur :



D) LES DIFFERENTES GAMMA CAMERAS

Actuellement on distingue les caméras circulaires dont le champ de vue est défini par le diamètre utile (25 cm pour une caméra dite petit champ qui est surtout destinée aux examens pédiatriques et aux explorations de coeur et de la thyroïde; 40 cm pour toutes les autres explorations scintigraphiques) et les caméras rectangulaires dont le champ de vue est de 40 cm x 55 cm et qui sont mieux adaptées aux examens ostéoarticulaires et thoraco-abdominaux. Le nombre de têtes peut varier suivant le constructeur .



figure 27: exemple de caméra à deux têtes à angulation variable



figure 28: exemple de caméra à deux têtes rectangulaires pour le balayage corps entier en un seul passage. Sur certains modèles c'est le lit d'examen qui se déplace, sur d'autres c'est la caméra.

E) LES EXAMENS SCINTIGRAPHIQUES

Ils se divisent en examens planaires (statiques, dynamiques ou synchronisés) et en examens tomographiques. Ces derniers seront étudiés au chapitre suivant.

-Les examens planaires statiques

Ils sont réalisés quelques minutes ou quelques heures après administration du radiotracer en fonction du métabolisme étudié. Les images acquises reflètent un métabolisme qui est dans ce cas considéré comme stationnaire au moins pendant le temps de l'examen. Le champ de la caméra est placé au plus près par rapport au patient pour obtenir plusieurs incidences successives de l'organe ou de la région étudiée. Les images sont enregistrées en formats variables, de 64 x 64 jusqu'à 512 x 1024 pour la scintigraphie osseuse corps entier par exemple (dont l'acquisition dure en moyenne 15 minutes pour les 2 incidences antérieure et postérieure).

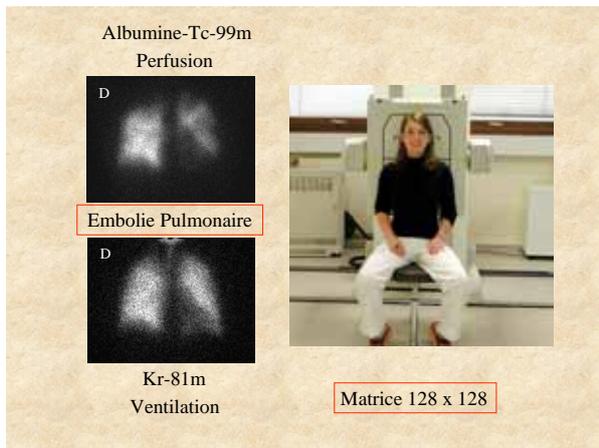
garçon de 13 ans
VIVI D'UN OSTEOSARCOME
ACROCCYGIEN
après chimiothérapie
exérèse 2 ANS auparavant



figure 29: scintigraphie osseuse corps entier

Les images centrées sont enregistrées en mode pré-temps (3 minutes par incidence par exemple) ou en mode pré-coups (250 000 coups ou événements radioactifs par image par exemple). On réalise autant d'incidences centrées que nécessaire compte tenu du problème clinique. Dans de nombreux cas on est amené à réaliser l'examen en plusieurs phases après injection du traceur. Ces phases peuvent s'étendre sur 24 ou 48 heures comme la recherche de saignements digestifs occultes (globules rouges radiomarqués) ou la localisation de récurrences tumorales des

cancers colo-rectaux (anticorps monoclonaux radiomarqués) par exemple.



-Les examens planaires dynamiques

Les scintigraphies dynamiques permettent de suivre séquentiellement la progression du radiotraceur dès son administration en définissant le temps par image et le nombre d'images à enregistrer. La résolution temporelle de la caméra est excellente, mais la matrice image sera choisie en fonction de la dose de radioactivité administrée (plus le temps d'acquisition est bref plus le nombre d'évènements radioactifs, ou coups, détectés sera faible). Plusieurs séquences de dynamiques différentes peuvent être enchaînées en fonction des besoins. A titre d'exemple la scintigraphie rénale au DTPA radiomarqué au Tc-99m (pour l'étude de la fonction rénale) s'effectue en deux phases consécutives: 60 images de 1 seconde, puis 30 images de 1 minute. La première phase permet l'analyse de la perfusion rénale et la deuxième phase permet l'étude de la captation puis de l'élimination du traceur. Ce type d'examen peut en outre bénéficier d'une sensibilisation pharmacologique comme l'administration d'un diurétique afin de contrôler la levée éventuelle d'une obstruction.

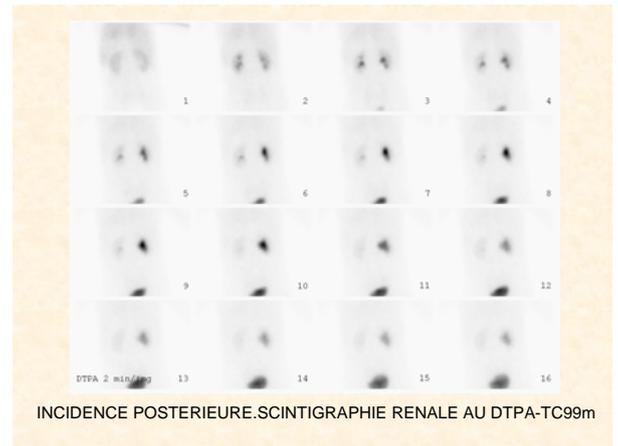


figure 30: exemple d'acquisition dynamique rénale (2 minute par image pendant 30 minutes pour les besoins de l'illustration)

-Les examens planaires synchronisés

L'acquisition des images de la caméra est synchronisée par un signal physiologique comme l'ECG dans le cas de l'analyse de la fonction cardiaque. Dans cet exemple où l'on utilise des globules rouges radiomarqués, la caméra enregistre suivant *une projection* (Oblique Antérieure Gauche par exemple) 32 images par cycle cardiaque pendant plusieurs centaines de cycles pour reconstruire un cycle moyen. Ces images permettent alors l'analyse fonctionnelle globale et régionale de la cinétique pariétale ventriculaire.

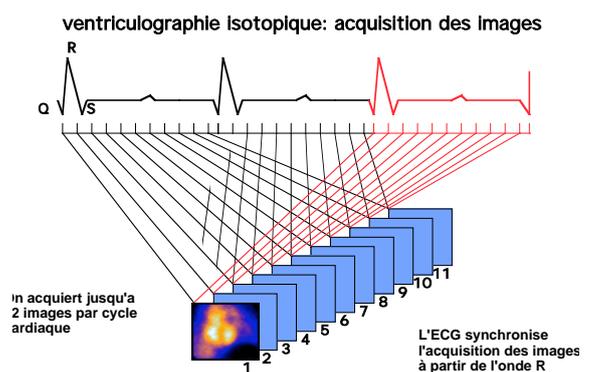


figure 31: acquisition synchronisée cardiaque après radiomarquage des globules rouges au Tc99m

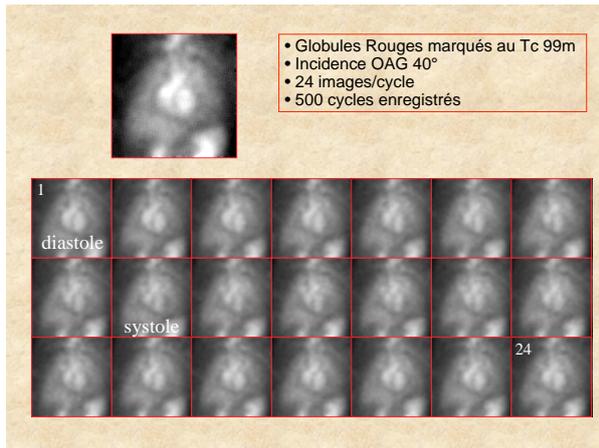


figure 32: représentation des 24 images scintigraphiques des cavités cardiaques après radio marquage des globules rouges et acquisition synchronisée. Ces images montrent le cycle systole-diastole.

LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION MONOPHOTONIQUE ou TEMP (SPECT ou Single Photon Emission Computed Tomography)

A) LA GAMMA CAMERA TOURNANTE

Afin d'obtenir des coupes de la répartition d'un radiopharmaceutique dans l'organisme, la tête détectrice de la caméra est montée sur un système mécanique permettant sa rotation autour de l'axe de la table d'examen. La rotation peut être continue ou pas à pas. Dans ce dernier cas, qui est le plus courant actuellement, l'incrément angulaire est en routine choisi par l'opérateur à 3° ou 6°.

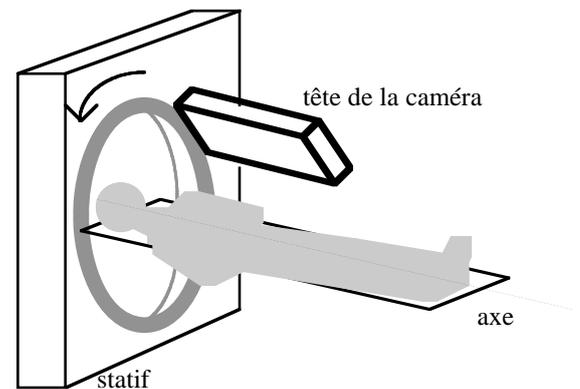
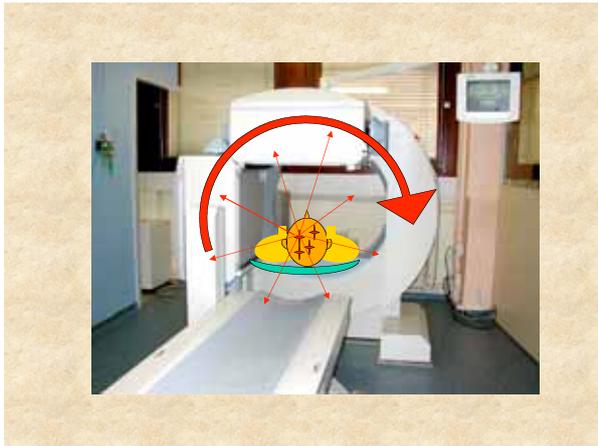


figure 33: caméra rectangulaire tournante à une seule tête. Le champ de la caméra est parallèle à l'axe de rotation et dans ce cas on utilise un collimateur à trous parallèles.

Dans certains cas on peut employer une caméra à deux têtes de détection à 90° pour raccourcir la durée d'examen, comme illustré ci dessous :

CHAPITRE IV



Certaines caméras ont une rotation conique comme le montre la figure 34.

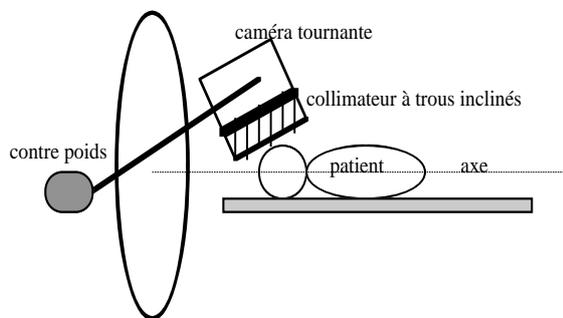


figure 34: exemple de caméra tomographique tournante à rotation conique équipée d'un collimateur à trous inclinés pour les examens cérébraux.

Chaque projection est alors enregistrée sous forme d'une matrice image, comme l'illustre la figure suivante:

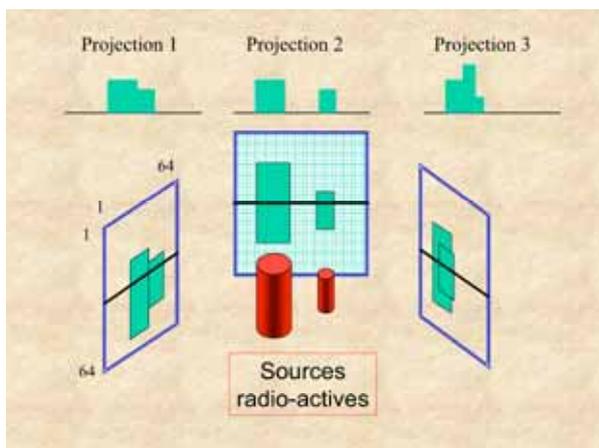


figure 35: l'épaisseur de coupe correspond à la dimension du pixel de la matrice image choisie (en général 64x64 ou 128x128) et le niveau de coupe au numéro de la ligne.

Comme on peut le remarquer, tous les plans de coupes (64 ou 128) seront acquis pendant la même séquence et les plans seront contigus. La reconstruction d'une ou de l'ensemble des coupes s'effectue à l'aide des algorithmes de rétroprojection déjà étudiés au premier chapitre. Les coupes ainsi obtenues sont des coupes perpendiculaires à l'axe de rotation qui coïncide généralement avec l'axe du lit d'examen. Les coupes dans les autres plans de l'espace sont obtenues mathématiquement car les voxels sont isotropes.

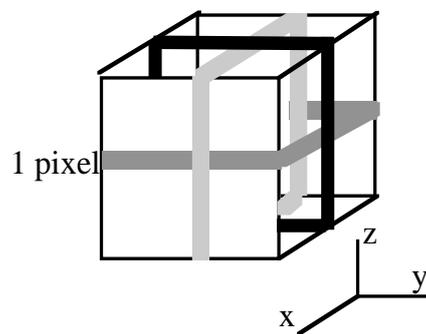


figure 36: l'image scintigraphique de l'objet radioactif est représenté par un cube de données (voxels) dont les dimensions sont connues. Tous les plans de coupes sont alors accessibles.

B) LES CAMERAS DEDIEES A LA TOMOSCINTIGRAPHIE CEREBRALE

Plusieurs solutions ont été adoptées pour la réalisation d'exams SPECT du cerveau. Ces appareils recherchent tous la proximité du détecteur par rapport au crane et utilisent pour cela des géométries circulaires, triangulaires ou carrées. Quelques uns de ces appareils sont schématiquement décrits à l'aide des figures suivantes.

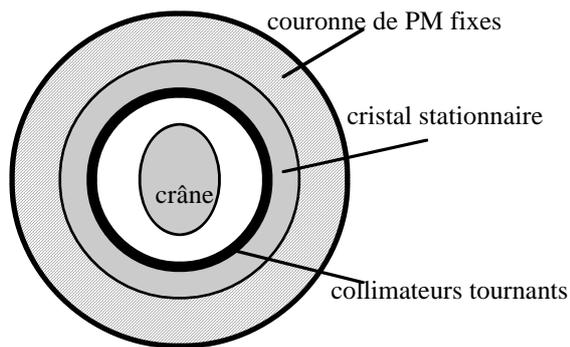


figure 37: modèle à géométrie circulaire, (PM : photomultiplicateurs), collimateurs parallèles.

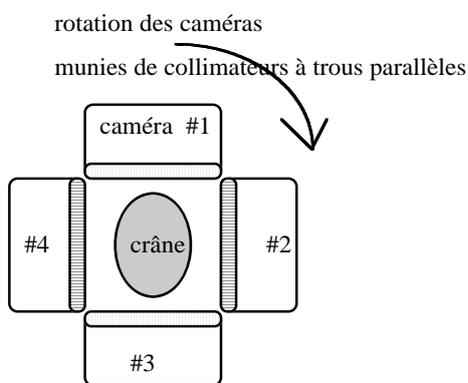


figure 38: modèle à quatre caméras tournantes disposées en carré.

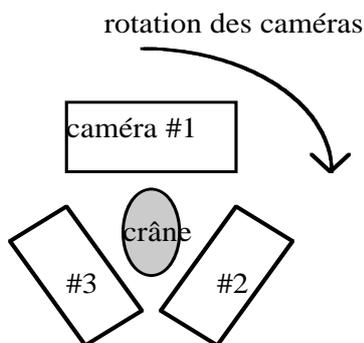


figure 39: modèle à trois caméras tournantes disposées en triangle.

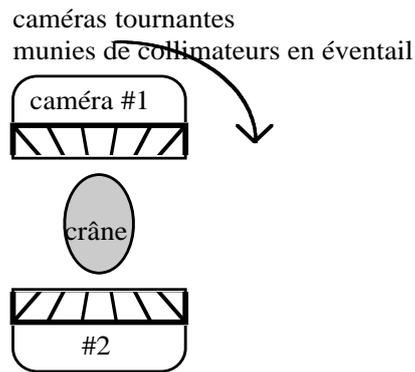


figure 40: modèle à deux caméras munies de collimateurs convergents en éventail (fan beam).

Ces collimateurs améliorent la résolution spatiale.

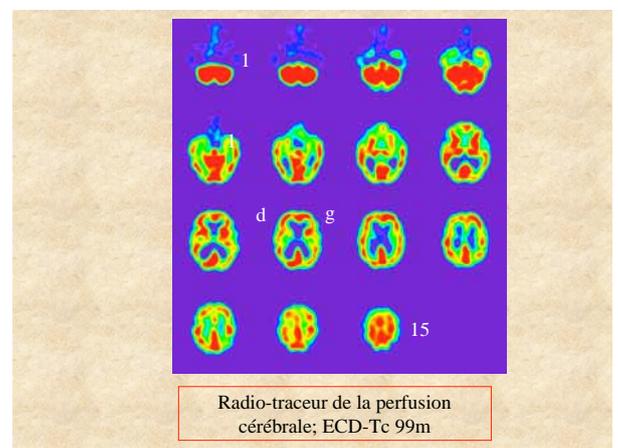


figure 41: exemple de coupes SPECT axiales jointives de la perfusion cérébrale (on a utilisé l'ECD-Tc 99m comme traceur et l'examen a été réalisé avec une caméra à deux têtes munies de collimateurs fan beam), la durée de l'examen a été de 25 minutes.

C) LES EXAMENS TEMP ou SPECT

-*"Statiques"*: Ce sont les plus courants. Tout organe pour lequel la cinétique d'un traceur est suffisamment lente pour être considérée comme stationnaire devant la durée de l'examen, peut être analysé dans l'espace par SPECT. La durée de l'examen (qui varie entre 10 et 30 minutes) dépend de plusieurs facteurs. Tout d'abord la dose administrée qui conditionne le temps de pose par pas angulaires, la matrice d'acquisition (64x64 ou 128x128), l'arc de rotation de 180° ou 360°

déterminé suivant l'organe à étudier (180° pour le myocarde et 360° pour le foie ou le cerveau), enfin le type de collimateur (basse résolution, haute sensibilité ou haute résolution mais moyenne sensibilité par exemple).

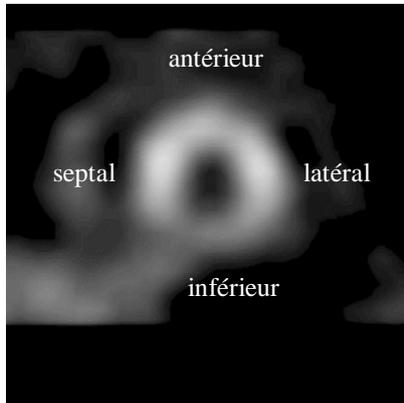


figure 42: coupe tomoscintigraphique de la perfusion du myocarde (ventricule gauche en incidence *petit axe*) de 8 mm d'épaisseur extraite d'une série de 32 coupes (le traceur est le Tl-201).

Les examens "statiques" les plus courants sont: l'étude de la perfusion du myocarde à l'effort et au repos, l'étude de la perfusion cérébrale, la tomoscintigraphie osseuse en particulier pour la colonne cervicale ou lombosacrée, la perfusion pulmonaire, la fonction rénale, le foie, la recherche de tumeurs primitives (neuroblastome par exemple) ou de récurrence tumorale (K.colorectal, K.de l'ovaire aux anticorps monoclonaux) etc..

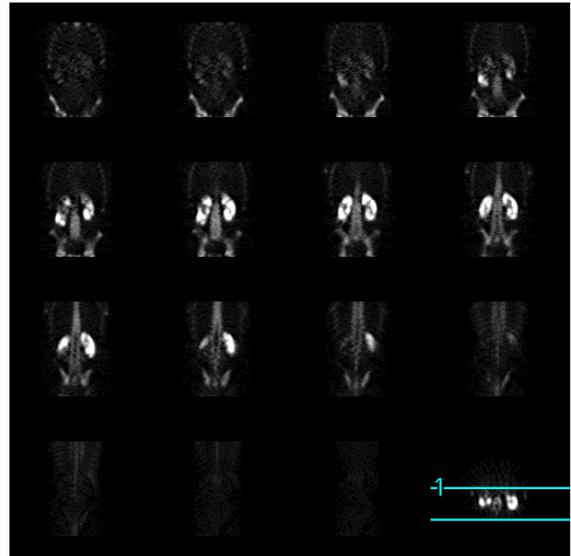


figure 43: tomoscintigraphie osseuse, coupes frontales jointives de l'avant vers l'arrière, enfant de 9 ans atteinte d'insuffisance rénale.

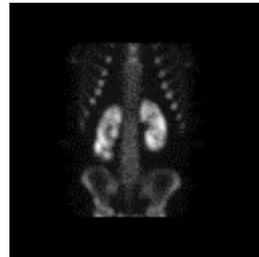


figure 44: reconstruction 3D à partir des images de la figure précédente.

"Synchronisés"(ou G-SPECT):

Dans ce mode d'acquisition réservé aujourd'hui à l'analyse de la cinétique du myocarde, on synchronise l'acquisition des images à l'ECG pour chaque pas angulaire de la caméra. On utilise les globules rouges marqués au Tc-99m car ce radiomarquage reste intravasculaire suffisamment longtemps. La durée de chaque pas angulaire est de 40 secondes à 1 minute et l'examen dure de 20 à 30 minutes à raison de 30 pas de 6° sur un arc de 180°. A chaque pas angulaire on enregistre jusqu'à 16 images par cycle cardiaque pendant toute la durée du pas. Ensuite, la reconstruction des plans de coupe (par rétroprojection filtrée) pour chaque phase du cycle cardiaque permet une analyse très fine et en trois dimensions de la cinétique pariétale des ventricules droit et gauche.

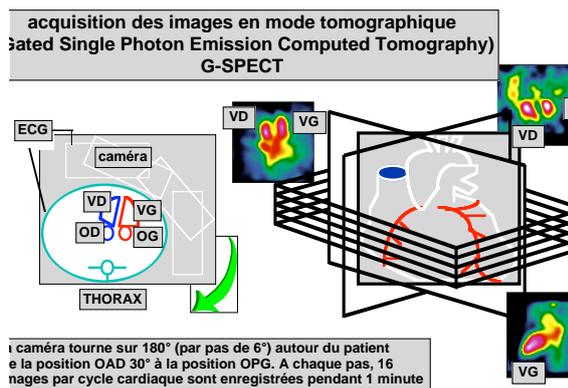


figure 45: acquisition synchronisée en G-SPECT

D) LE TRAITEMENT DES IMAGES EN MEDECINE NUCLEAIRE

Les images scintigraphiques, qu'elles proviennent d'examens planaires ou tomographiques ont un caractère unique par rapport aux autres techniques d'imagerie. Ce sont des images *fonctionnelles* car la concentration du radiotracer traduit directement le métabolisme ou la fonction pour laquelle ce radiotracer est employé. De nombreux traitements de l'image sont utilisés avec l'objectif de quantifier l'information pour aboutir à des paramètres fiables et reproductibles aussi peu opérateurs dépendants que possible. Parmi ces traitements on ne retiendra que quelques exemples illustratifs comme la détermination des clearances séparées des reins au DTPA, la mesure des vitesses circulatoires et des index de perfusion de différents organes, la détermination des fractions de régurgitation cardiaques, la mesure des fractions d'éjection ventriculaires globales et régionales, la mesure des volumes des cavités cardiaques etc...

E) LA DOSE D'IRRADIATION LORS DES EXAMENS SCINTIGRAPHIQUES

En général les régions de plus grande activité métabolique contiendront la plus grande accumulation du radiotracer, cependant les voies d'élimination (reins, vessie, système hépato biliaire) ainsi que les gonades seront les organes "cibles" dont la

dosimétrie doit aussi être appréciée. La dose d'irradiation absorbée par les tissus biologiques au cours d'un examen en médecine nucléaire est multifactorielle. Elle dépend de facteurs métaboliques et organiques (période biologique et transit dans les voies d'élimination) mais aussi de facteurs physiques liés à l'isotope utilisé. Ceux ci correspondent à l'énergie du ou des rayonnements émis et à la période physique de l'isotope (140 KeV pour le Tc-99m et 6 heures de période par exemple; émissions à 70 et 165 KeV pour le Tl-201 dont la période est de 74 heures). Enfin la dose radioactive absorbée par les tissus est directement proportionnelle à la dose administrée.

A titre d'exemple le tableau suivant donne la dosimétrie comparée de deux radiotraceurs de la perfusion myocardique utilisé dans le diagnostic de la maladie coronarienne (les résultats sont exprimés en Rad/15mCi pour le MIBI Tc-99m et en Rad/3mCi pour le Tl-201, ce qui correspond à des doses d'injection standard).

	MIBI Tc-99m	Tl-201
myocarde	0,29	0,96
côlon	2	10
corps entier	0,23	0,63

Le tableau suivant résume les doses délivrées par l'HMPAO Tc-99m qui est un traceur de la perfusion cérébrale utilisé en Médecine Nucléaire et pour une activité moyenne de 20 mCi injectée en routine. Les doses sont exprimées en Rad/20mCi.

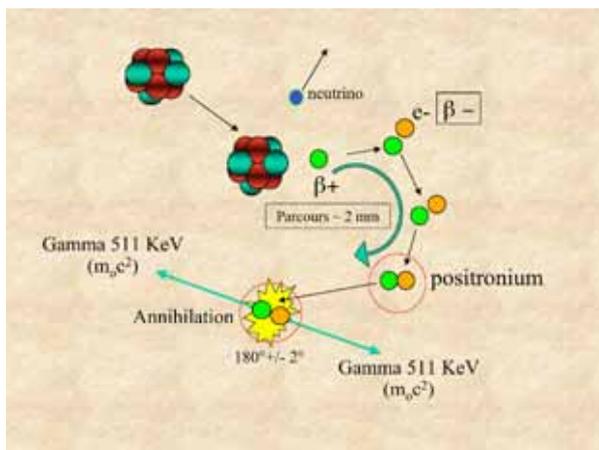
thyroïde	Cerveau	reins	vessie	ovaires
0,1	0,46	1,94	1,82	0,84

CHAPITRE V

LA TOMOGRAPHIE D'EMISSION A POSITONS ou TEP ; (Positron Emission Tomography ou PET)

A) PRINCIPE

La tomographie par émission de positons est une méthode d'imagerie fondée sur la détection externe de la distribution d'émetteurs β^+ (positons) dans un tissu biologique. Les positons ont un parcours très limité dans la matière, ils perdent rapidement leur énergie cinétique et s'annihilent avec un électron de la matière (particule β^-), en émettant deux rayonnements gamma de 0,511 MeV chacun et à 180° l'un de l'autre. Ces deux photons gammas sont détectés à l'extérieur de l'organisme et vont permettre la réalisation d'une image tomographique de la distribution tissulaire de l'émetteur de positons.



B) LES RADIOPHARMACEUTIQUES

Les radioéléments émetteurs β^+ utilisés directement pour le diagnostic médical sont l'oxygène-15, l'azote-13, le carbone-11 dont les périodes physiques sont respectivement de 2 min, 10 min, 20 min. Ces éléments présentent l'avantage d'être contenus dans les principaux composants des métabolismes des tissus biologiques. On utilise aussi des émetteurs β^+ de plus longue période comme le fluor-18 (2 heures) et le brome-76, couplés à des molécules porteuses comme le Déoxyglucose par exemple pour donner le 2-fluoro-2-deoxy-D-glucose ou

^{18}F FDG pour l'analyse du métabolisme du glucose (cérébral et myocardique).

C) DETECTION DES RAYONNEMENTS ET FORMATION DE L'IMAGE

Les 2 rayonnements gamma émis lors de l'annihilation fournissent des informations concernant la *localisation* et la *quantité* d'émetteurs de positons dans le tissu biologique dans lequel ils ont été préalablement administrés (par voie IV). La détection externe des deux rayonnements gamma de 0,511 MeV est réalisée à l'aide de deux détecteurs opposés constitués de cristaux scintillants denses et capables d'émettre une impulsion lumineuse brève : Iodure de Sodium (NaI), Germanate de Bismuth (BGO), Orthosilicate de Lutétium (LSO), Orthosilicate de Germanium (GSO) et Orthosilicate d'Yttrium (YSO) associés à des photomultiplicateurs (PM).

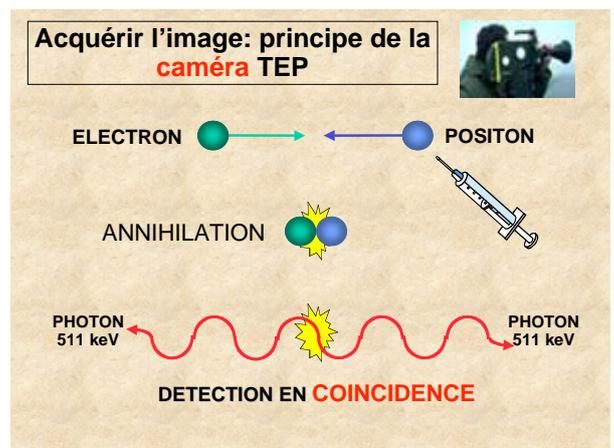
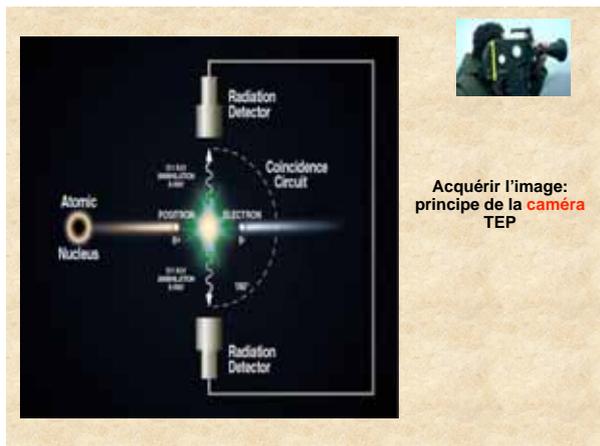


figure 46: les deux photons gammas émis en opposition à 180° sont détectés en coïncidence par deux détecteurs scintillants opposés.



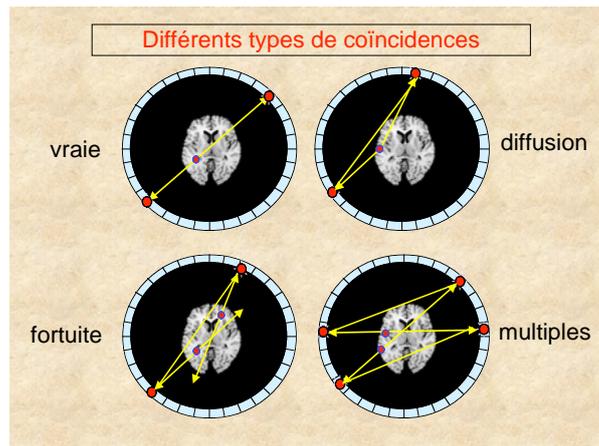
Les principales caractéristiques des cristaux scintillants sont précisées dans le tableau ci dessous par rapport au NaI qui sert de référence. Actuellement on tente de remplacer les photomultiplicateurs par des diodes à avalanche plus rapides.

Caractéristiques des cristaux scintillants					
	NaI	BGO	LSO	GSO	YSO
Décroissance lumière (ns)	230	60	40	60	70
Emission Lumière ReL (PMT)	100	15	75	20	120
Emission Lumière ReL (APD)	100	30	80	40	105
Emission lumière (nm)	410	480	420	430	430
Indice de Réfraction	1.85	2.15	1.82	1.85	1.80
Densité (g/cm ³)	3.67	7.13	7.35	6.71	4.54
Numéro atomique Z	50	73	65	58	28

PMT: photomultiplicateur
APD: diode à avalanche

Cependant l'efficacité de la localisation en tomographie par positons est limitée par plusieurs phénomènes :

- le parcours au cours duquel la particule β^+ perd son énergie cinétique par collisions successives avant de s'annihiler (de l'ordre de 2 mm).
- l'existence de « fausses coïncidences » liées à des événements fortuits, à la diffusion ou à des événements multiples simultanés comme l'illustre le schéma ci dessous :



La reconstruction des images est effectuée par l'intermédiaire des algorithmes déjà mentionnés. On s'arrange pour que l'acquisition soit isotrope pour obtenir l'ensemble des coupes dans les trois plans de l'espace.



figure 47: modèle de tomographe à positons multicoupes avec multidétecteurs appariés. Par des translations successives du lit d'examen le balayage du corps entier s'effectue en 20-30 min.

D) L'ANALYSE QUANTITATIVE DES IMAGES PET

L'image représente la distribution d'un paramètre fonctionnel (la concentration de FDG par exemple) qui est mesurable en analysant la distribution du radioélément. Cette analyse qui caractérise le métabolisme recherché et permet de *quantifier l'image* est obtenue grâce à un modèle mathématique compartimental qui représente la cinétique du

radiotraceur. La résolution spatiale étant cependant limitée (elle est de l'ordre de 10 mm), les effets de volume partiel sont à considérer et impliquent l'utilisation de facteurs de correction sur les valeurs des concentrations calculées sur les images. La valeur de l'intensité de chaque pixel de l'image (représentée par un code de couleur) correspond à la concentration de l'émetteur de positrons en ce point du tissu biologique mais dégradée par les erreurs déjà citées. L'un des avantages du PET est que l'atténuation du rayonnement est constante sur la distance qui sépare les détecteurs quelque soit l'épaisseur du tissu traversé.

E) LA PRODUCTION DES RADIOELEMENTS β^+ ET LES APPLICATIONS CLINIQUES

Les isotopes émetteurs de positrons sont fabriqués par des cyclotrons (accélérateurs de particules) en bombardant différentes cibles.

Le principe du cyclotron: inventé en 1930 par Lawrence, cet instrument accélère des particules chargées jusqu'à des vitesses élevées en les faisant passer de façon répétée à travers la même section d'accélération. Un cyclotron consiste en deux demi-cylindres de métal, creux et dans lesquels on a fait le vide. Ils sont placés dans un champ magnétique uniforme, perpendiculaire au plan de leur base. Des protons ou d'autres ions positifs sont injectés près du centre. Un générateur électrique inverse la différence de potentiel entre les demi-cylindres à la fréquence du mouvement orbital des ions, de sorte qu'ils sont accélérés à chaque passage dans l'intervalle entre les deux demi-cylindres. On augmente ainsi leur vitesse et le rayon de leur trajectoire sans modifier leur fréquence de rotation.

Pour un petit cyclotron médical l'énergie des protons est de l'ordre de 11 MeV et les principaux isotopes (C-11, N-13, O-15, F-18) sont obtenus par réactions nucléaires dans les cibles après des durées de bombardement de 10 à 60 minutes.

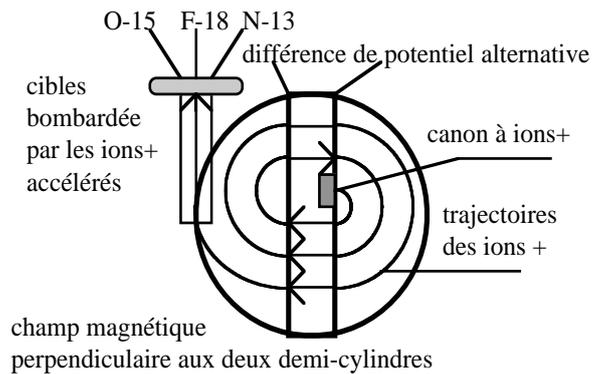


figure 48: schéma d'un cyclotron vu de dessus



Comme les périodes radioactives des émetteurs de positrons sont courtes et même très très courtes, il faut les produire avec de très hautes activités spécifiques et procéder au radiomarquage très rapidement. Toutes ces étapes radiochimiques sont réalisées automatiquement dans des conditions de radioprotection et le radiotraceur est délivré prêt à l'emploi. Cependant pour tous les isotopes à vie très courte (de l'ordre de quelques minutes) cela nécessite que le cyclotron et les systèmes de radiomarquages soient à proximité immédiate de l'appareil de tomographie. Ces raisons, associées au coût des appareils et des installations radioprotégées, expliquent que la diffusion de ces installations (centres PET) dans le monde a été relativement lente depuis 30 ans.

Le tableau suivant donne un extrait de quelques composés émetteurs de positrons utilisés en recherche clinique, il existe actuellement plus de 300 radiopharmaceutiques émetteurs de positrons.

radiotraceurs β^+	Application
$H_2^{15}O$;	$C^{15}O_2$; Débit sanguin
^{11}C	
^{18}F FDG;	^{11}C - Métabolisme
Lactate;	^{11}C - glucosé et
glucose	métabolites
	(cerveau,
	myocarde)
^{11}C -ac.palmitique;	Métabolisme des
^{11}C -	acides gras
ac.hexadécanoïque	(myocarde)
^{11}C -spiropéridol;	Neuro récepteurs
^{11}C -L-dopa	cérébraux

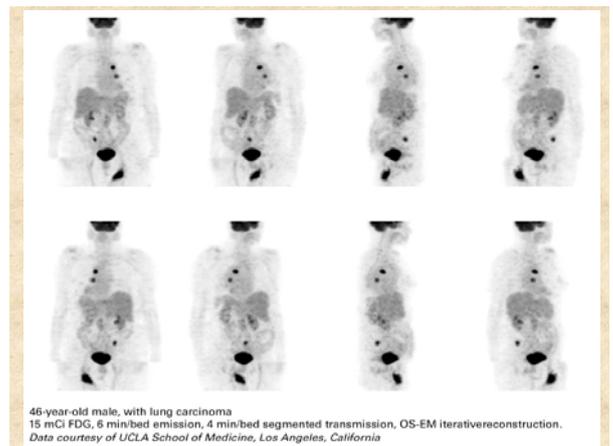
Compte tenu de la nature unique des isotopes émetteurs de positrons (isotopes de l'O, de L'N, du C...) qui sont les isotopes des éléments naturels des constituants biochimiques des tissus biologiques, on conçoit aisément que la technique PET soit considérée comme la *référence* absolue pour quantifier non seulement un très grand nombre de métabolismes et de fonctions organiques mais aussi pour analyser les interactions moléculaires biochimiques des récepteurs tissulaires. Par ailleurs le PET représente aussi l'instrument de référence de l'analyse par l'image de la biodistribution des médicaments en pharmacologie. Les principales applications cliniques concernent l'emploi du fluorodéoxyglucose (^{18}F FDG) en cancérologie, mais aussi la recherche de viabilité du tissu myocardique ischémique après infarctus du myocarde (images du métabolisme glucosé et du métabolisme des acides gras), l'étude des neurorécepteurs cérébraux et de la physiologie cérébrale (sous stimulation visuelle ou auditive par exemple) ainsi que la pathologie cérébrale (démences, tumeurs).

En cancérologie, le FDG s'accumule dans la cellule tumorale après avoir traversé passivement la barrière cellulaire. Il est phosphorylé en fluoro2D6G-phosphate non métabolisé, raison pour laquelle il s'accumule ce qui en retour permet sa visualisation.

Les principales applications cliniques découlent de cette propriété :

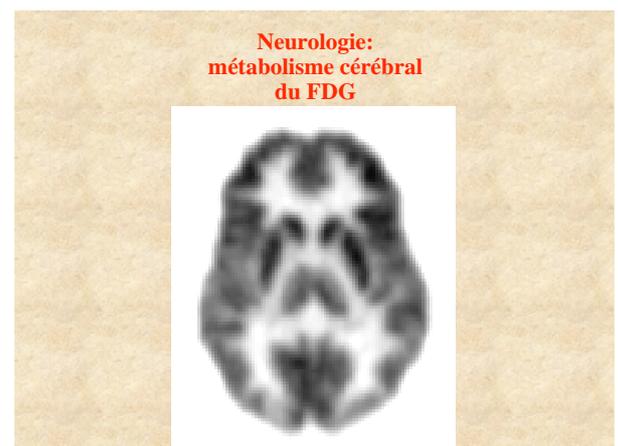
^{18}F FDG en Oncologie

- Diagnostic différentiel initial
- Bilan d'extension initial (corps entier)
- Suivi thérapeutique
- Intérêt pronostique
- Diagnostic différentiel entre cicatrice et maladie résiduelle
- Bilan d'une suspicion de récurrence



Ci dessus l'exemple d'un bilan corps entier au FDG chez un patient atteint d'un cancer pulmonaire.

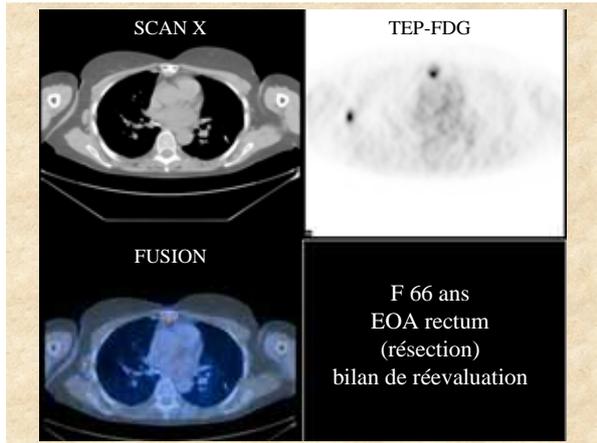
De même le métabolisme cérébral du FDG, illustré ci dessous dans un cas normal, est un important moyen diagnostique des démences :



F) L'APPAREIL HYBRIDE : PET-SCANNER X (PET-CT)

Très récemment, des appareils hybrides associant caméra à positons et scanner X ont été développés. Ces machines

permettent en un seul examen (d'une durée de 30 minutes environ pour une exploration corps entier), la superposition immédiate des coupes homologues anatomiques pour le scanner X et fonctionnelles pour la caméra à positons. Un exemple d'utilisation est illustré ci dessous, où les deux foyers captant le FDG sont parfaitement localisés anatomiquement dans la région axillaire d'une part et sternale d'autre part.



CHAPITRE VI

BASES DE L'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique)

Dans ce chapitre les figures sont numérotées indépendamment

I) RAPPELS DE SPECTROMETRIE MAGNETIQUE NUCLEAIRE

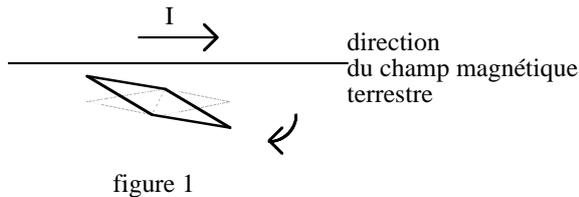
A) INTRODUCTION ET DEFINITIONS

Les différentes propriétés magnétiques de la matière font intervenir les courants atomiques provenant des mouvements des électrons du cortège électronique des atomes de la matière. Mais les noyaux de ces atomes possèdent eux aussi des charges électriques qui sont à l'origine du magnétisme nucléaire, considérablement plus faible que le magnétisme atomique. C'est la découverte simultanée par Bloch et Purcell en 1946 de la résonance magnétique nucléaire, qui a permis la mise en évidence du magnétisme nucléaire. Depuis cette date les applications de cette technique ont été et restent d'une très grande importance en physique et en chimie de la matière et plus récemment en biologie. A l'aide de la résonance magnétique du proton, Lauterbur a obtenu en 1973 une image en coupe de la répartition des protons d'un système constitué par des tubes remplis d'eau ouvrant la voie à l'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique). Tous les contrastes de l'image IRM restent fondés sur le magnétisme nucléaire de la matière et la spectrométrie par résonance qui lui est associée.

C'est par un souci de clarté que nous nous limiterons à la résonance du proton de l'hydrogène pour expliquer le phénomène de résonance magnétique nucléaire. De même nous utiliserons de nombreuses analogies pour faciliter la compréhension de ce phénomène.

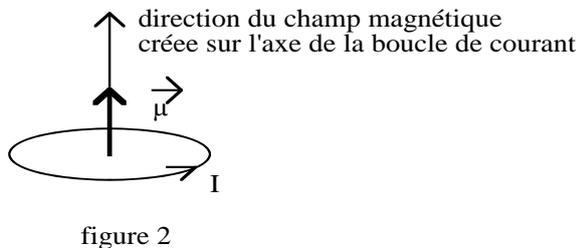
a) Le moment magnétique

Une expérience simple (expérience d'Oersted) qui consiste à faire circuler un courant d'intensité I dans un conducteur, figure 1, montre que l'on oriente alors l'aiguille d'une boussole préalablement alignée sur le champ magnétique terrestre.



Les courants électriques, comme les aimants, créent des champs magnétiques. Le magnétisme des aimants provient des courants permanents électroniques existant au sein des atomes de l'aimant.

Poursuivons cette correspondance entre les champs magnétiques et les courants électriques en considérant le champ magnétique créé par une boucle parcourue par un courant I, figure 2



On définit un vecteur $\vec{\mu}$ appelé "moment magnétique dipolaire" de la boucle par la relation (1):

$$\vec{\mu} = I \cdot (\vec{S})$$

$S = \text{aire de la boucle}$
(1)

b) Le moment cinétique (ou angulaire) et le rapport gyromagnétique.

Supposons que cette boucle de courant soit créée par une particule de charge électrique positive q de masse m animée d'un mouvement de rotation de vitesse uniforme v , figure 3.

On définit un vecteur "moment cinétique (ou angulaire)" \vec{J} d'origine mécanique

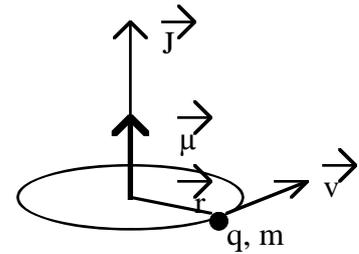


figure 3

$$\vec{J} = m\vec{v} \wedge \vec{r} \quad (2)$$

Ce vecteur \vec{J} est, d'après le produit vectoriel, dirigé perpendiculairement au plan de l'orbite décrite par la charge q . Entre les modules de ces deux vecteurs $\vec{\mu}$ et \vec{J} portés par le même axe (le mouvement de la charge q est l'équivalent d'un courant) il existe un rapport appelé rapport gyromagnétique γ et qui ne dépend que de la charge et de la masse de la particule :

$$\vec{\mu} = \gamma \cdot \vec{J} \quad (3)$$

$$\gamma = \frac{q}{2m} \quad (4)$$

L'analogie de cette boucle de courant est par conséquent un aimant de moment magnétique $\vec{\mu}$ et présentant, par suite de la rotation, un moment cinétique propre \vec{J} colinéaire à $\vec{\mu}$ et tel qu'il existe un rapport (purement formel) entre eux : le rapport gyromagnétique .

B) LE MAGNETISME NUCLEAIRE

Nous nous intéressons au magnétisme nucléaire des atomes. Les noyaux des atomes sont composés de protons en mouvement qui possèdent un moment magnétique mais aussi un *moment cinétique intrinsèque* : le *spin*. En fait il y a une coïncidence, à un facteur près dans ce cas, entre les valeurs trouvées en mécanique classique et celles de la mécanique quantique. On peut alors écrire le rapport gyromagnétique γ d'un proton de la façon suivante :

$$\gamma = \frac{\mu}{J} = g \cdot \left(\frac{q_p}{2m_p} \right) \quad (5)$$

Dans l'expression (5), q_p et m_p sont respectivement la charge et la masse du proton et g un facteur nucléaire à déterminer pour chaque type de noyau.

Du point de vue magnétique on peut imaginer que le proton se comporte donc comme un aimant microscopique (avec un pôle N et un pôle S) animé d'un mouvement de rotation sur lui-même de vitesse angulaire ω , figure. 4.

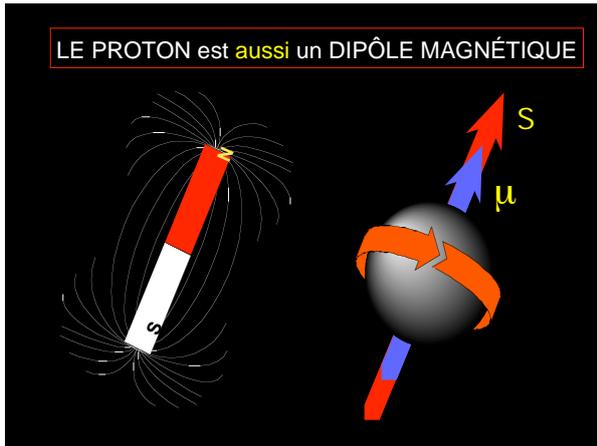


figure 4

a) La précession des aimants nucléaires

Utilisons l'analogie précédente pour déterminer le mouvement d'un tel aimant lorsqu'il est placé dans un champ magnétique statique homogène. Tout d'abord, supposons que l'aimant de moment magnétique μ et sans moment angulaire, soit suspendu librement dans un champ magnétique d'intensité B_0 . Il subit un couple C , figure. 5 :

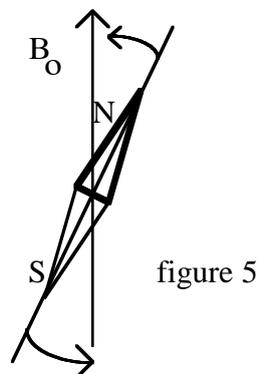


figure 5

$$\vec{C} = \vec{\mu} \wedge \vec{B}_0 \quad (6)$$

Le couple tend à l'aligner dans le champ B_0 . Mais l'aimant nucléaire (le proton) est en fait un gyroscope car il possède un moment cinétique. Le couple C ne l'alignera pas dans le champ mais lui fera prendre un mouvement de précession autour de l'axe du champ B_0 , figure. 6

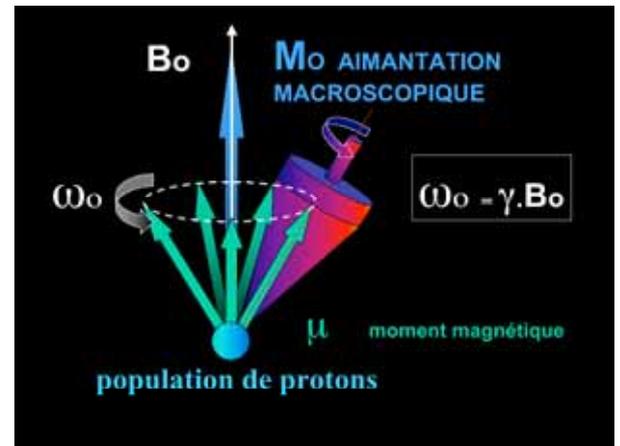


figure 6

On montre alors que la vitesse angulaire ω_p de la précession du moment magnétique μ s'écrit aussi de façon simple en fonction du rapport gyromagnétique :

$$\omega_0 = \gamma \cdot B_0 \quad (7)$$

La fréquence ν_0 de la précession (formule de Larmor) s'écrit en fonction de ω_0 :

$$\omega_0 = 2 \pi \cdot \nu_0 \quad (8)$$

b) Place de la fréquence de précession du proton dans le spectre des fréquences des radiations électromagnétiques.

A titre d'exemple, calculons la fréquence de précession pour le proton de l'hydrogène dans un champ uniforme $B_0 = 2000$ Gauss.

$$\nu_0 \approx 9,5 \cdot 10^6 \text{ Hz.}$$

Le diagramme de la figure. 7 qui représente l'échelle des radiations électromagnétiques situe ν_0 dans le domaine hertzien des radiofréquences.

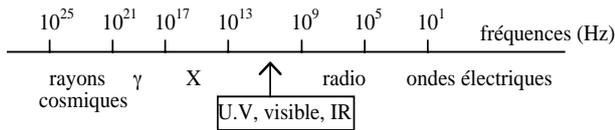


figure 7

c) Aspect quantique du magnétisme nucléaire

Tout système nucléaire, et bien sur le proton constituant du noyau de l'hydrogène, et qui possède une énergie donnée est ainsi caractérisé par un nombre "j" que l'on appelle "spin" et tel que la composante J_z de son moment angulaire, sur l'axe de référence, est quantifiée et ne peut prendre que certaines valeurs permises.

$$J_z = \begin{matrix} j h/2\pi \\ (j-1) h/2\pi \\ (j-2) h/2\pi \\ \vdots \\ -(j-2) h/2\pi \\ -(j-1) h/2\pi \end{matrix} \quad \begin{matrix} \text{pour le proton:} \\ j = +/- 1/2 \\ \\ \\ \\ \\ \\ J_z = +/- j h/2\pi \end{matrix}$$

avec $h = \frac{h}{2\pi}$, h étant la constante de Planck. On remarque qu'il n'y a que deux états possibles pour le noyau de l'hydrogène.

d) Les niveaux d'énergie magnétique du proton.

Nous avons vu qu'en mécanique quantique la relation (5) exprime le moment magnétique en fonction du moment angulaire. Par ailleurs, un aimant nucléaire placé dans un champ statique uniforme B_0 (aligné sur l'axe oz) acquiert l'énergie définie par l'équation suivante :

$$W = \mu \cdot B_0, \quad (9)$$

En rassemblant les relations (5) et (9) on obtient aisément :

$$W = -g \left(\frac{q_p}{2m_p} \right) J_z \cdot B_0 \quad (10)$$

Dans l'expression précédente J_z indique la composante du moment cinétique (angulaire) sur l'axe de référence oz parallèle à B_0 . Au paragraphe précédent, il a été précisé que J_z ne peut prendre, pour le proton, que deux valeurs $J_z = +/- j h/2\pi$ avec $j = 1/2$, l'énergie magnétique du proton n'est donc pas quelconque, il existe deux niveaux distincts que l'on représente sur la figure. 8.

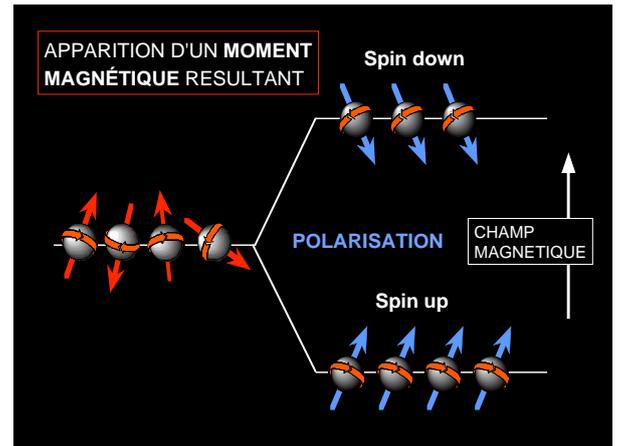


figure 8

La différence d'énergie ΔW entre les deux niveaux 1 et 2 s'écrit par conséquent :

$$\Delta W = \gamma B_0 h/2\pi \quad (11)$$

Cette différence correspond à une radiation de fréquence ν_0 qui d'après la théorie d'Einstein doit vérifier la relation :

$$h\nu_0 = \Delta W = \gamma B_0 h$$

ou encore :

$$2\pi\nu_0 = \omega_0 = \gamma B_0 \quad (12)$$

Il est remarquable de constater que cette relation (12) est identique à la relation (7) qui exprime la vitesse angulaire de la précession de Larmor. Une radiation de fréquence ν_0 (radiofréquence) sera capable, par conséquent, d'induire des transitions entre les deux niveaux énergétiques.

C) LA RESONANCE MAGNETIQUE NUCLEAIRE DU PROTON

a) La résonance magnétique nucléaire.(RMN)

Il s'agit de mettre en évidence le magnétisme nucléaire d'un ensemble de protons des noyaux d'hydrogène pour un échantillon d'eau. D'une façon générale, toute mesure en physique nécessite un échange d'énergie entre l'observateur et l'observé. Pour décrire la RMN nous pouvons utiliser les deux aspects classique et quantique du magnétisme nucléaire. Commençons par ce dernier. Le noyau d'hydrogène plongé dans le champ magnétique statique et uniforme B_0 est soumis à un champ de radiofréquence ν variable (balayage en fréquence) qui joue le rôle d'excitateur et dont nous verrons la réalisation par la suite. Lorsque la fréquence ν

passé par la valeur $\nu_0 = \gamma \frac{B_0}{2\pi}$, le champ radiofréquence pourra induire des transitions entre les deux niveaux d'énergie. Ce phénomène met en jeu un processus d'émission de l'énergie. En effet, les spins des noyaux dans l'état de moindre énergie 1, voir figure. 10, emprunteront de l'énergie à l'émetteur pour passer à l'état 2. cette absorption sert à retourner en sens inverse du champ statique les moments magnétiques des noyaux initialement orientés dans la direction du champ. De même, la radiofréquence ν_0 induira des transitions stimulées de l'état 2 vers l'état 1. Dans cette transition les noyaux restituent l'énergie correspondant à la différence des niveaux, figure. 10.

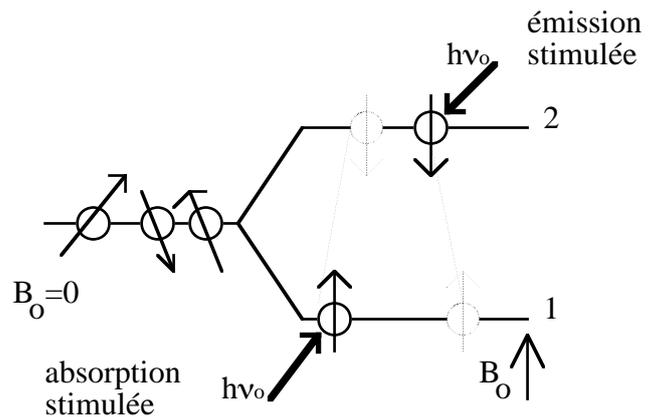
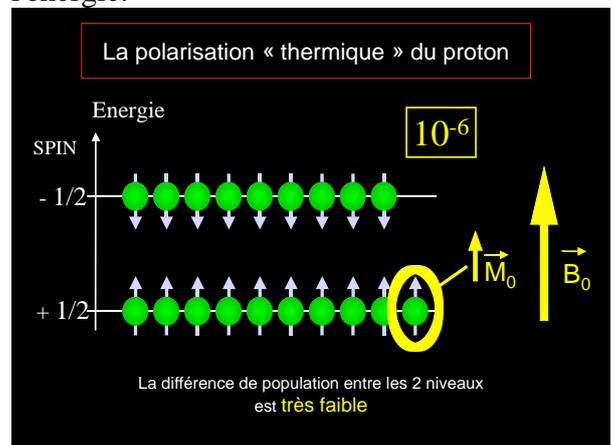


figure 10

Intéressons nous maintenant au bilan de cette énergie absorbée et émise. La théorie d'Einstein montre que les probabilités d'absorption et d'émission stimulées sont égales. Si les deux niveaux étaient également peuplés le bilan serait donc nul et l'on ne mesurerait rien. Mais à la température T du système, le niveau le plus peuplé est le niveau 1 de moindre énergie. La différence des noyaux dans l'état 1 et dans l'état 2 est en fait très faible, de l'ordre de 10^{-6} , ce qui est néanmoins suffisant car il y aura davantage de noyaux pour absorber que pour émettre de l'énergie.



Il faut noter qu'en RMN le coefficient d'émission spontanée est négligeable contrairement à ce qui existe en spectrométrie du visible.

Il y aura donc absorption d'énergie ou résonance à la fréquence ν_0 et les deux populations vont chercher à s'égaliser. Il est intéressant de remarquer que l'on arrive à la même conclusion à partir de la représentation classique. Pour cela, utilisons le mouvement

gyroscopique décrit par la figure. 8. Afin de changer de niveau énergétique, il faut modifier la projection J_z du moment angulaire J sur l'axe oz . Cela revient à *changer l'angle* de précession du gyroscope. On réalise cela à l'aide d'un champ magnétique faible B_1 qui doit être perpendiculaire à μ , en effet le couple C' qui s'exerce alors sur μ (voir la relation (6)) s'écrit :

$$\vec{C}' = \vec{\mu} \wedge \vec{B}_1 \quad (13)$$

Or ce couple est maximum si le champ \vec{B}_1 est perpendiculaire au moment μ . En pratique, on utilise, figure. 11, un champ alternatif horizontal $B_1 \cos \omega_0 t$ réalisé à l'aide d'une bobine parcourue par un courant alternatif, lequel à chaque demi cycle réalise un couple C' maximum agissant sur μ et modifie ainsi l'angle de précession. Il en résulte une variation de la composante, sur l'axe oz , des moments magnétiques et angulaires ce qui est précisément ce que prévoit l'approche quantique.

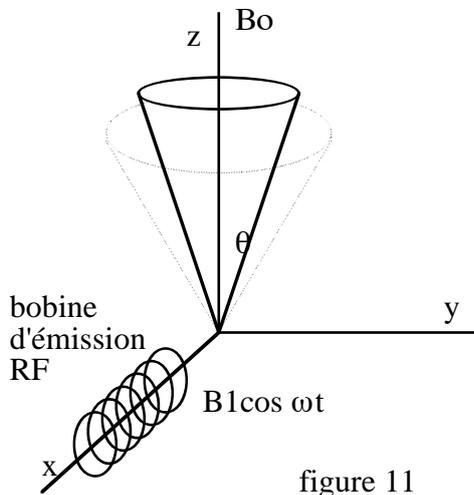


figure 11

Il ne faut néanmoins pas perdre de vue que l'on ne peut réaliser de mesure du magnétisme nucléaire que sur un très grand nombre de noyaux et l'on doit alors parler de résultante ou d'aimantation macroscopique M des moments microscopiques μ . Dans le champ B_0 , uniforme, tous les vecteurs moments magnétiques peuvent être représentés sur le cône de précession, leur distribution sur ce

cône étant aléatoire car elle correspond à toutes les orientations possibles que possèdent les moments microscopiques au moment de l'établissement du champ, figure. 12.

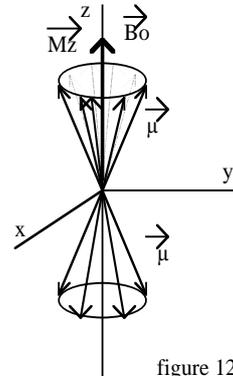
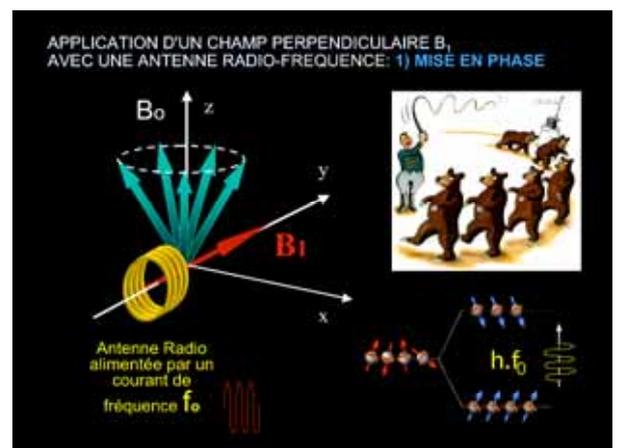


figure 12

il y a davantage de moments magnétiques correspondant aux noyaux dans l'état 1

il y a moins de moments magnétiques correspondant aux noyaux dans l'état 2

La résultante macroscopique M_z est alors dirigée suivant l'axe oz . Lorsque l'on applique (sur l'axe ox) le champ alternatif $B_1 \cos \omega_0 t$ deux effets se produisent. Tout d'abord sous l'action du couple C' , des moments μ orientés dans la direction du champ sont "retournés" dans la direction opposée (c'est l'absorption à la résonance et les populations vont s'égaliser), ensuite le champ alternatif $B_1 \cos \omega_0 t$ *rephase* les moments μ sur le cône de précession et on assiste à la disparition de l'aimantation longitudinale M_z et à l'apparition de l'aimantation transverse M_T dans le plan xoy , figure. 13.



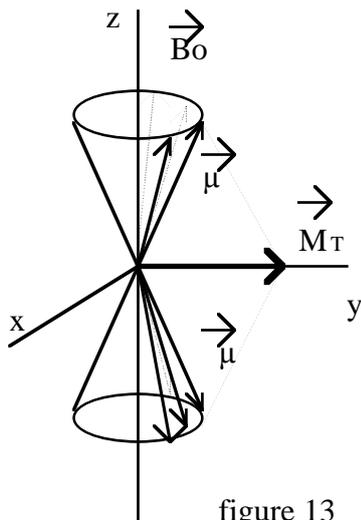
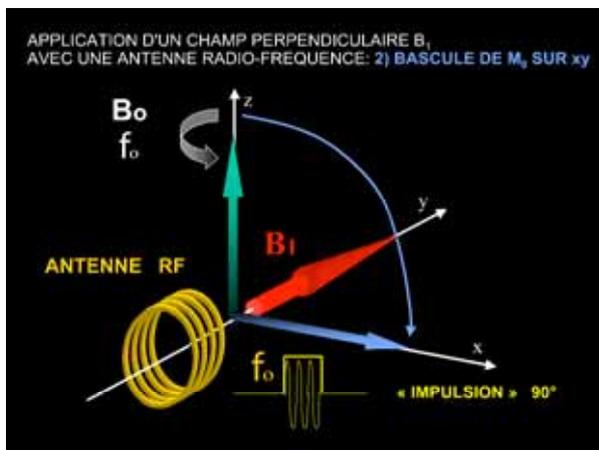


figure 13

L'émission du champ alternatif $B_1 \cos \omega_0 t$ est réalisée à l'aide d'une bobine radiofréquence que l'on voit sur la figure. 11. Cette bobine peut aussi être utilisée pour la réception du signal RMN. En effet, l'évolution temporelle de l'aimantation macroscopique transverse M_T induit un courant variable dans le temps dans la bobine et qui constitue ainsi le signal de résonance.



b) Le retour à l'équilibre et les temps de relaxation T_1 et T_2

Le bilan énergétique étant en faveur de l'absorption, c'est le retour à l'équilibre (on entend par là la répartition à la température T du réseau, des spins dans les deux sous niveaux) par échange d'énergie entre les spins et le milieu qui les entoure et entre les spins eux mêmes.

b1) Le temps de relaxation T_1 (longitudinal ou spin-réseau)

Plaçons nous d'un point de vue quantique. Lorsque le champ radiofréquence est à la résonance il tente d'égaliser les deux populations de spins, mais l'agitation thermique de l'ensemble du système qui est à la température T (le réseau) essaye de maintenir le rapport des spins sur leurs deux niveaux d'origine. On peut montrer que les transitions thermiques induites par le réseau dépeuplent plus facilement les niveaux d'énergie supérieurs qu'elles ne les peuplent. Le retour à l'équilibre s'effectue alors *exponentiellement* avec une constante de temps T_1 que l'on appelle *temps de relaxation spin-réseau ou relaxation longitudinale*. En effet, l'aspect classique nous apprend que ce temps caractérise la *vitesse* τ avec laquelle l'aimantation longitudinale M_z (qui a été annulée à la résonance) reprend sa valeur sur l'axe oz . Lorsque M_z varie, il y a échange d'énergie entre l'aimantation dans le champ B_0 , et tout ce qui n'est pas le système de spins appelé "réseau".

b2) Le temps de relaxation T_2 (spin-spin ou relaxation transversale).

Nous avons vu qu'à la résonance il apparaît une composante transverse de l'aimantation M_T . Cette aimantation étant orthogonale au champ statique supposé homogène B_0 , il n'y a pas, comme dans le cas précédent, d'échange d'énergie avec le réseau. Toute variation de M_T s'effectue avec un échange d'énergie à *l'intérieur* du système de spins sans modifier l'énergie totale. C'est à dire que l'énergie se *répartit différemment* dans le système de spins. D'un point de vue quantique le retour à l'équilibre s'effectue alors par des radiations induites par les spins eux mêmes à la fréquence de Larmor. La vitesse de l'évolution de l'aimantation transverse M_T jusqu'à son annulation est caractérisée par une constante de temps dite relaxation spin-spin ou transversale T_2 . En règle générale, dans les solides on a $T_2 \leq T_1$ et dans l'eau $T_2 \approx T_1$.

D) SPECTROMETRIE RMN

a) L'impulsion radiofréquence

A la résonance $\omega_0 = \gamma B_0$, il ne demeure que le champ B_1 et l'aimantation M effectuera un mouvement de précession autour de B_1 avec une pulsation $\omega_1 = \gamma \cdot B_1$. Si l'on applique le champ B_1 pendant un temps court τ suivant ox' avec la pulsation ω_1 , M va "tourner" dans le plan zoy' d'un angle α tel que :

$$\omega_1 = \frac{\alpha}{\tau} = \gamma \cdot B_1 \quad (15)$$

$$\alpha = \gamma B_1 \tau$$

- une "impulsion" de radiofréquence $\alpha = 90^\circ$ va durer :

$$\tau = \frac{\pi}{2\gamma B_1} \quad (16)$$

- une "impulsion" de radiofréquence $\alpha = 180^\circ$ (π) va durer :

$$\tau = \frac{\pi}{\gamma \cdot B_1} \quad (17)$$

b) La précession libre

Nous allons supposer un échantillon liquide placé dans un champ statique homogène B_0 . On appelle M_0 son aimantation longitudinale suivant oz à l'équilibre. Au temps $t = 0$ on applique une impulsion de pulsation ω_0 le long de ox' et on provoque ainsi une rotation de 90° de M_0 dans le plan $y'oz$, M_0 vient se placer en oy' , figure. 15.

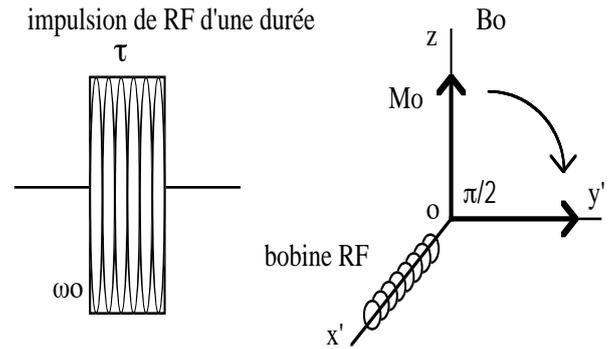


figure 15

L'évolution ultérieure de l'aimantation transverse avec les conditions initiales suivantes :

$$M_x = M_z = 0, \quad M_y = M_0$$

Est alors donnée par les relations suivantes :

$$M_z = M_0 (1 - e^{-t/T_1}) \quad (18)$$

$$M_T = M_0 e^{-t/T_2} \cos \omega t \quad (19)$$

Le signal électrique S mesuré par la bobine est proportionnel à la valeur de M_T . On l'appelle *signal de précession libre*, figure. 16. ou FID (Free Induction Decay)

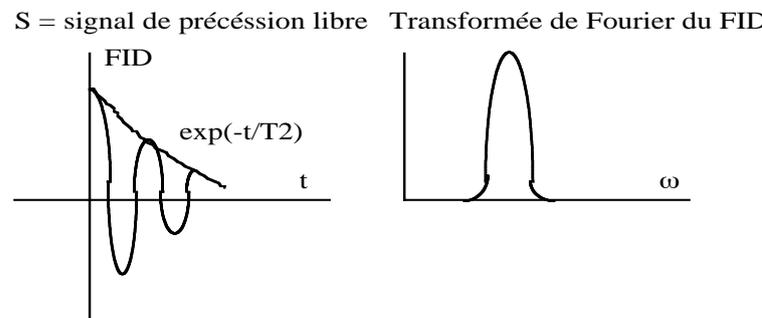
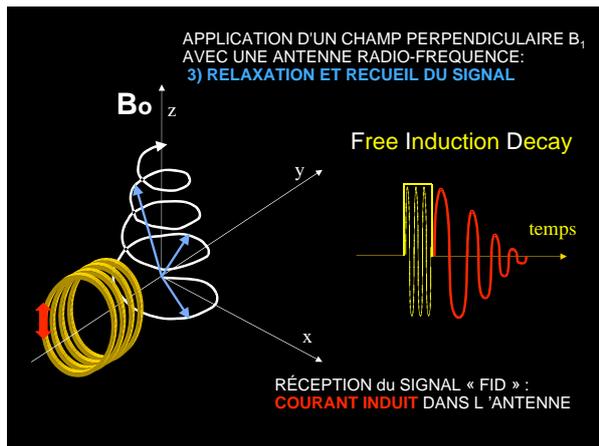


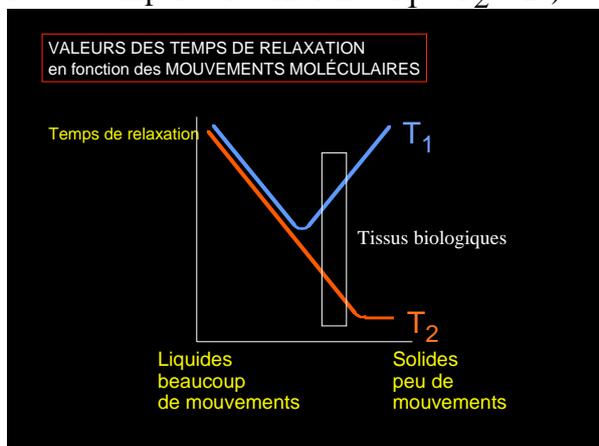
figure 16



On remarque que la transformée de Fourier du signal de précession libre correspond au spectre d'absorption de l'ensemble des protons de l'échantillon et présente un maximum à la résonance.

On observe que la largeur à mi hauteur de la raie de résonance correspond à $\frac{1}{T_2}$ si, comme

nous l'avons implicitement supposé, on ne tient compte que de l'interaction spin-spin. Dans les liquides la durée de vie des états de spin est plus grande que dans les solides, il en résulte des valeurs de T_2 proches de T_1 . (Pour l'eau à température ambiante $T_1 \approx T_2 \approx 2s$).



Le signal S de précession libre (FID) dépend en réalité de plusieurs facteurs (car en fait on ne peut dissocier les interactions spin-réseau et spin-spin). En premier lieu la densité ρ de spin c'est à dire le nombre de protons ou de noyaux d'hydrogène par unité de volume de l'échantillon déterminera l'amplitude du signal FID, ensuite l'évolution dans le temps de ce signal dépendra des temps de relaxations T_1 et T_2 . On montre que le signal de précession

libre S est au moins une fonction de ces trois paramètres :

$$S = f[\rho, T_1, T_2] \quad (20)$$

D'un point de vue classique, on peut dire que lorsque l'on arrive à la résonance on fait tourner les aimants nucléaires de tout l'échantillon de façon synchrone, ces aimants effectuant un mouvement de précession "tous ensemble" vont induire une f.e.m. dans la bobine avec une pulsation ω_0 .

V - CONCLUSION

Dans ce qui précède, nous nous sommes volontairement limités à la résonance du proton d'un échantillon liquide dans un champ B_0 statique et parfaitement homogène. En réalité, plusieurs facteurs liés soit à la nature de l'échantillon soit au champ statique lui même sont à l'origine de l'élargissement de la raie de résonance et doivent être pris en compte. En ce qui concerne le fluide c'est la présence de noyaux paramagnétiques ou de noyaux porteurs de moment quadrupolaire d'une part et le mouvement des molécules d'autre part (diffusion, convection et viscosité). Pour le champ statique, c'est son hétérogénéité physique et réelle (que l'on peut caractériser par un temps de relaxation T_2^*) qui se traduit au sein de la matière par des différences de la valeur de B_0 d'un noyau à l'autre entraînant donc des différences des fréquences de précession.

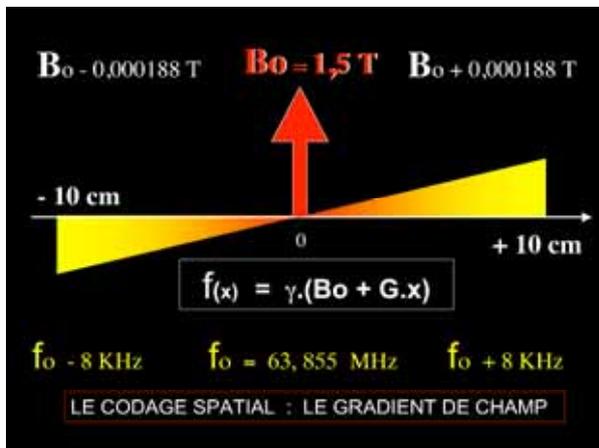
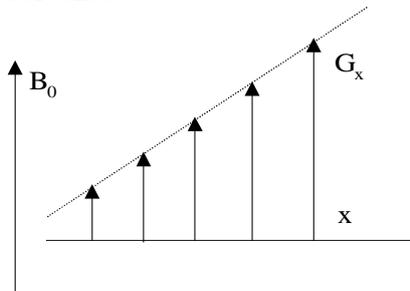
Si nous nous sommes restreints aux échantillons d'eau c'est d'une part parce que la résonance d'autres noyaux suit un principe superposable à ce qui a été développé et que d'autre part le but de cet exposé est de servir d'introduction à l'imagerie par RMN du proton des systèmes biologiques dont l'eau est le constituant majeur.

II) L'IRM (Imagerie par Résonance Magnétique)

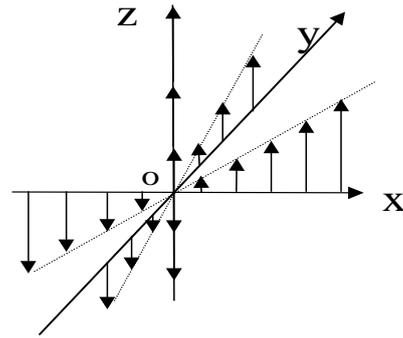
L'idée de l'encodage spatial

Lors d'une expérience de spectroscopie par résonance magnétique, on obtient un signal provenant de *tout* l'échantillon placé dans la bobine radio-fréquence (RF), alors qu'en

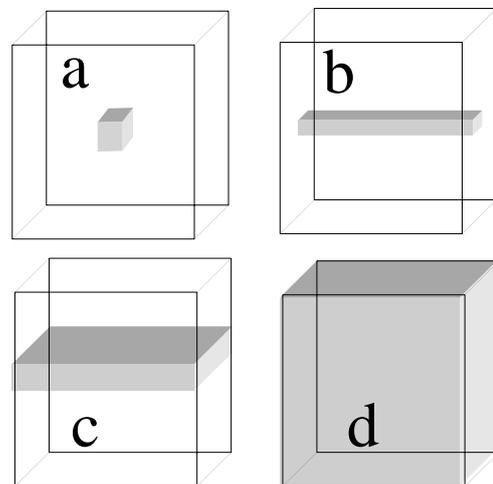
imagerie par résonance magnétique (IRM) on désire obtenir un signal (puis une image) de chacun des éléments de volume de l'échantillon (voxels). Nous avons vu que la *fréquence de Larmor* d'un échantillon est proportionnelle au champ magnétique B_0 appliqué de façon uniforme à l'ensemble de l'objet. Mais cette fréquence peut varier linéairement *point par point* si l'on ajoute à B_0 un petit champ magnétique variable linéairement. En choisissant par exemple une direction de l'espace (ox) on comprend aisément que la variation linéaire G_x (ou *gradient de champ*) va permettre d'assigner des fréquences plus basses aux protons soumis au champ le plus faible et des fréquences plus élevées à ceux qui sont soumis à un champ plus élevé, figure suivante :



Les fréquences de résonance sont alors dépendantes de la position si les gradients de champs peuvent être appliqués dans les trois directions de l'espace (oxyz) alors le codage spatial de tout l'échantillon est obtenu.

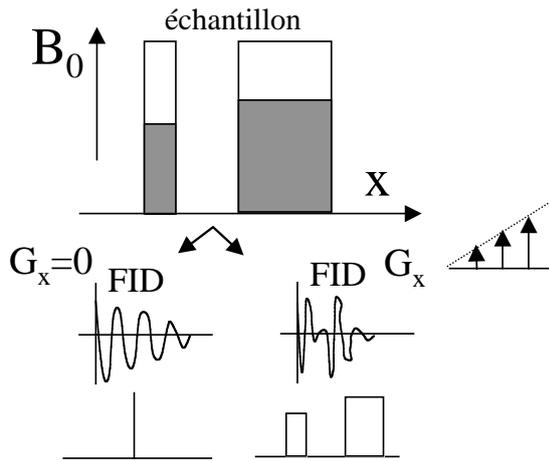


On conçoit qu'il est possible, par cette méthode, d'encoder tout l'espace de plusieurs façons (a : point par point, b : ligne par ligne, c : plan par plan et d : volume en entier). suivant l'application des gradients de champ.



1. Fréquence et position : l'intérêt de la transformée de Fourier

Pour relier mathématiquement les fréquences de résonances des spins des protons de l'échantillon (en Hertz) à leurs positions spatiales (en cm) on emploiera l'exemple à une dimension (ox) décrit par la figure suivante où deux tubes d'eau de dimensions et de volumes différents constituent l'échantillon:



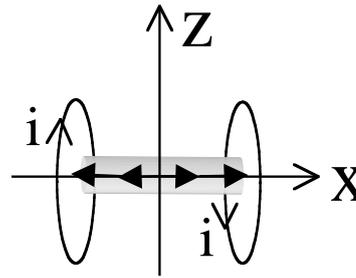
Transformées de Fourier du FID

Dans le premier cas où $G_x=0$, le champ appliqué B_0 est uniforme et les deux tubes d'eau résonnent à la même fréquence, par conséquent la transformée de Fourier du signal FID enregistré ne montre qu'un seul pic correspondant à la fréquence de résonance unique de tous les protons des deux tubes: $\omega=\gamma B_0$. Si l'on applique maintenant un gradient de champ magnétique G_x superposé à B_0 dans la direction ox alors le signal FID de l'échantillon contiendra plusieurs fréquences correspondant à toutes les fréquences des résonances $\omega_x=\gamma(B_0+G_x \cdot x)$. Dans ce cas, la transformée de Fourier de ce signal FID correspondra à la *projection* de l'échantillon suivant la direction ox .

2. Les gradients de champ

Les gradients de champ sont fabriqués par des nappes ou des bobines de courant. On sait qu'un fil conducteur parcouru par un courant génère un champ magnétique (loi de Biot et Savart). Ainsi des combinaisons particulières de nappes de courant peuvent créer dans un certain volume de l'espace (ou volume d'intérêt ou encore champ de vue ou FOV : Field Of View) des variations linéaires de champ magnétique : G_x , G_y , G_z .

Par exemple deux bobines circulaires parcouru par un courant i en sens inverse, produisent sur leur axe une variation linéaire de champ magnétique dans l'espace (FOV) contenu entre les deux bobines.

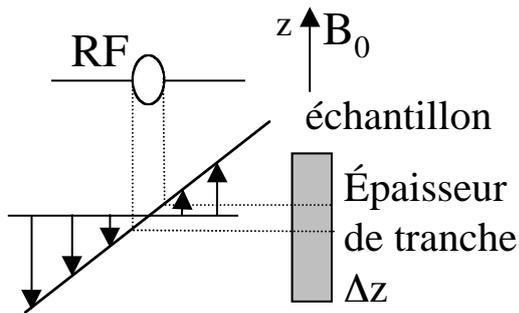


3. Les étapes de la formation d'une image par Résonance Magnétique (IRM 2D)

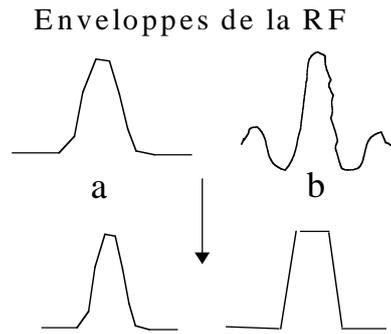
Ces étapes sont l'excitation sélective des spins, l'encodage spatial des signaux de résonance et finalement le recueil des signaux et leur traitement. Pour les besoins de l'imagerie l'excitation *sélective* des spins, couramment employée, est l'excitation d'une tranche (ou d'une coupe d'épaisseur donnée) de l'échantillon.

a) excitation RF d'une tranche de l'échantillon perpendiculaire à l'axe z

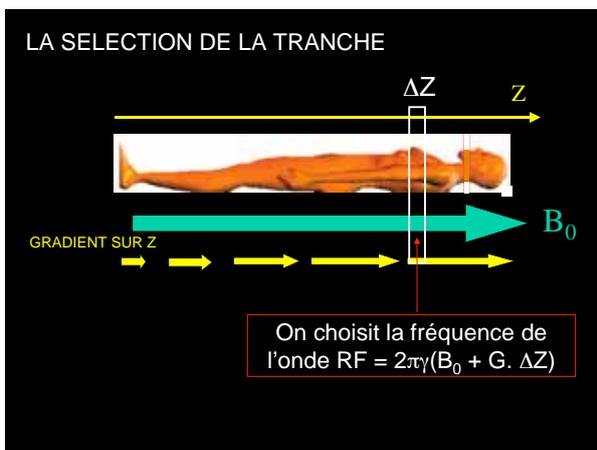
L'application d'une impulsion RF (90° par exemple) à la fréquence de Larmor appliquée à tout l'échantillon soumis à B_0 et en l'absence de gradients de champs, va exciter tous les spins des protons contenus dans l'échantillon. Mais si l'on applique un gradient de champ *pendant* l'impulsion RF alors seuls seront excités les spins dans une tranche au centre de l'aimant, là où le gradient est nul (mais où persiste B_0). L'épaisseur Δz de tranche dépendra de la *bande de fréquence* de l'impulsion, c'est à dire des fréquences *contenues* dans l'impulsion RF, ($\Delta\omega=\gamma(B_0 + G_z\Delta z)$). Si l'on choisit un gradient suivant l'axe oz , la tranche ainsi excitée sera perpendiculaire à cet axe (si oz est l'axe du patient on aura alors un plan de coupe axial ou transverse).



Gradient G_z
de tranche



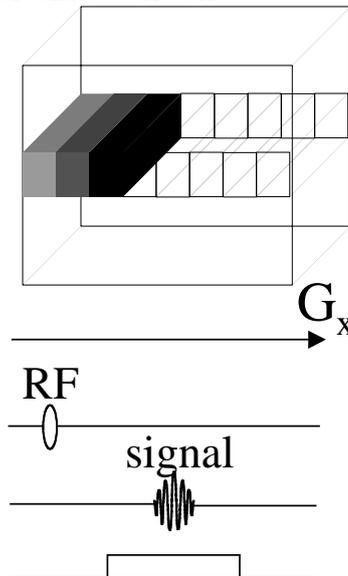
Transformées de Fourier



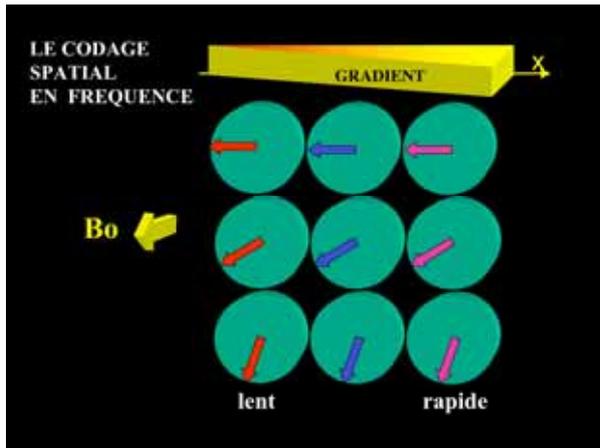
En modifiant le choix (sur oy ou sur ox) du gradient appliqué pendant l'impulsion RF d'excitation on modifie l'orientation du plan de coupe de l'image (sagittal et respectivement frontal). On parlera dans la suite de *gradient de sélection de tranche*. La forme de l'enveloppe de l'impulsion détermine la qualité de l'épaisseur de coupe ou *profil* de la tranche. En effet, on sait maintenant qu'il existe en IRM une correspondance fréquence/espace par l'intermédiaire de la transformée de Fourier, mais la transformée de Fourier régit aussi la correspondance temps/fréquence. Par conséquent la transformée de Fourier de la forme (c'est à dire l'enveloppe) de l'impulsion RF, définie dans le temps, donnera la forme (en fréquence et donc dans l'espace) de la tranche, figure suivante où (b) donne un meilleur profil que (a) :

b) codage en fréquence

Puisque la tranche est maintenant sélectionnée (épaisseur définie suivant oz), il faut coder les lignes (suivant ox) et les colonnes (suivant oy). Le codage des lignes est appelé codage en fréquence. Il correspond à l'application d'un gradient suivant la direction ox pendant la lecture (ou enregistrement) du signal de résonance magnétique. L'effet du gradient sur le signal FID a été décrit précédemment, et on parle alors de *gradient de lecture*. Le nombre de points du signal enregistrés numériquement pendant la *lecture* (64, 128, 256 etc..) donnera la résolution en pixels suivant cet axe ox .

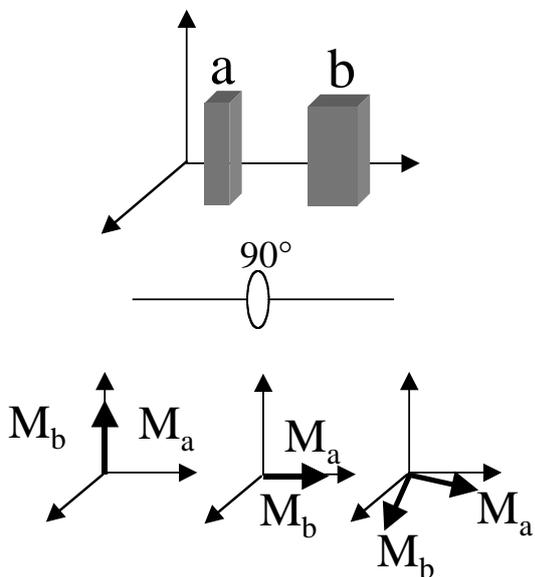


Application du gradient
de lecture

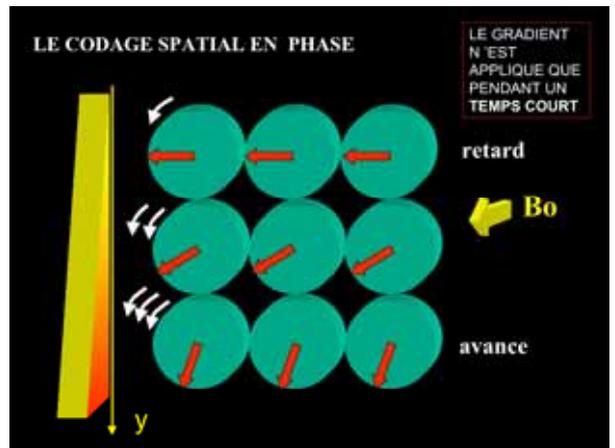
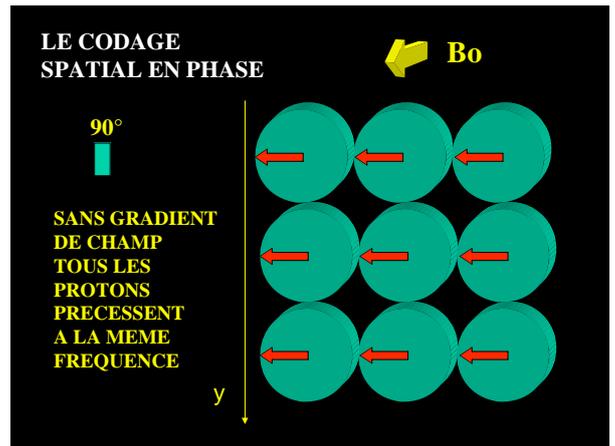
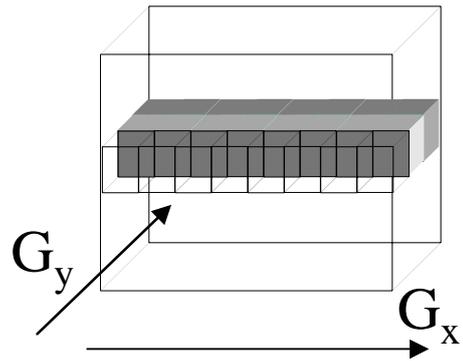


c) codage en phase

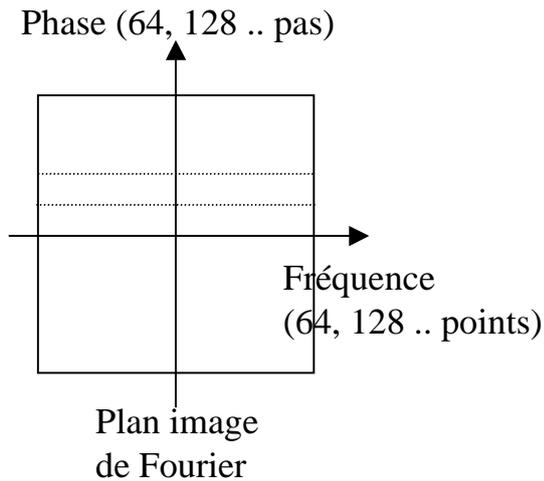
Pour l'autre direction oy , on a recours au codage en phase. Juste après l'impulsion (de 90° par exemple) l'aimantation macroscopique M_0 est retrouvée dans le plan transverse. Elle sera alors déphasée dans ce plan par l'application d'un gradient suivant oy pendant un bref instant et ce d'autant plus que le champ vu par les spins est plus important. Ainsi la *phase* du signal de résonance contiendra l'information spatiale de la direction oy .



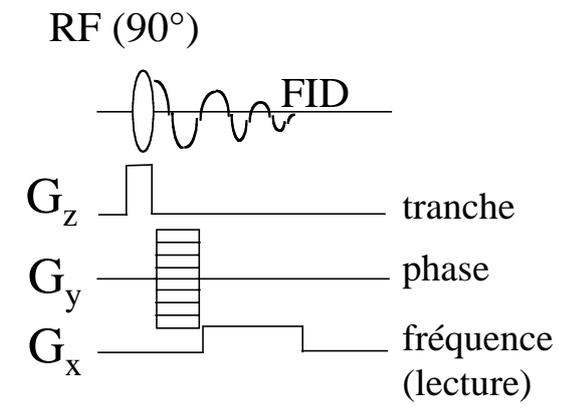
Ce codage est appelé codage en phase et est illustré par la figure suivante :



Pour construire toute l'image il faut répéter l'opération de codage en phase pour chaque ligne afin de balayer tout le plan image. A chaque pas du codage de phase correspond un point de l'axe oy . Le nombre de pas de phase conditionne la résolution spatiale suivant cet axe (64, 128, 256...). Le plan image, dans l'espace de Fourier, est une représentation commode du mode de codage des deux directions ox et oy dont les correspondances sont les axes de fréquence pour ox et de phase pour oy , illustré par la figure suivante :



Les deux modes de codage, fréquence et phase sont en fait très similaires. Les deux utilisent la réponse des spins en présence d'un gradient. La seule différence entre eux est que pour la fréquence le signal est enregistré en *présence* du gradient de lecture alors que pour la phase le gradient est appliqué *avant* l'enregistrement du signal.

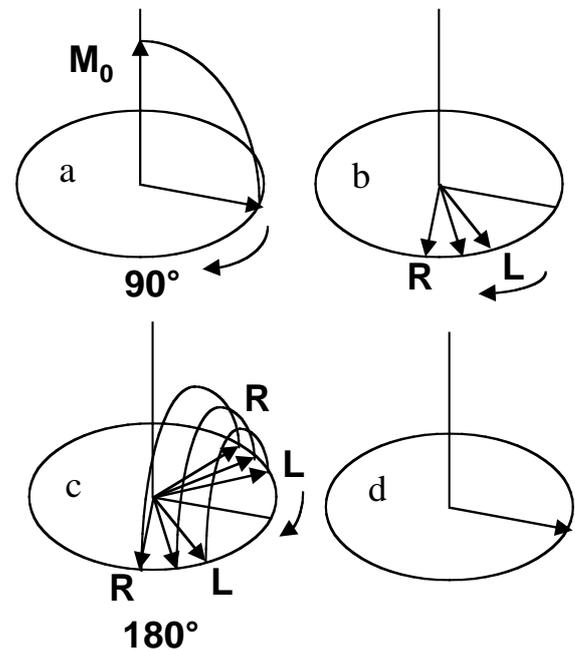


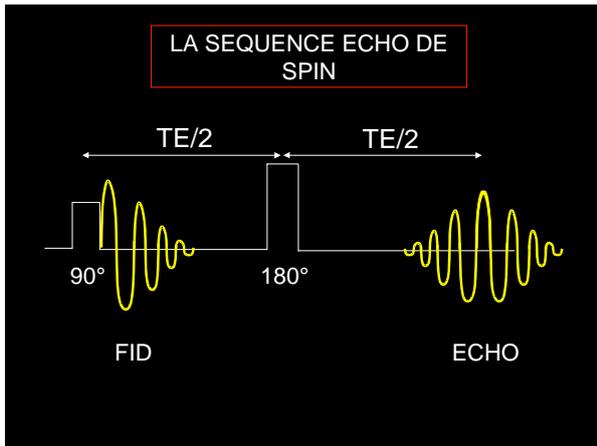
4. Exemple : l'image d'une tranche en écho de spin 2D (bidimensionnel)

a) formation d'un écho

La création d'une image 2D nécessite de combiner l'excitation sélective de la tranche puis les codages en phase et enfin en fréquence. Toutes ces opérations prennent du temps et on se souvient que le signal FID décroît dans le temps (effet du temps de relaxation T2 et surtout T2* fonction des inhomogénéités du champ B_0) ce qui conduirait à un très faible signal à la fin de ces opérations de codage. Pour obtenir un signal suffisamment intense on recherche la formation d'un *écho de spin* dont nous allons

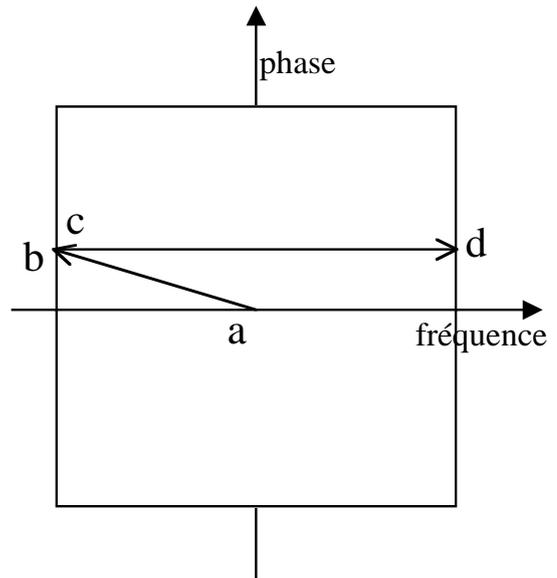
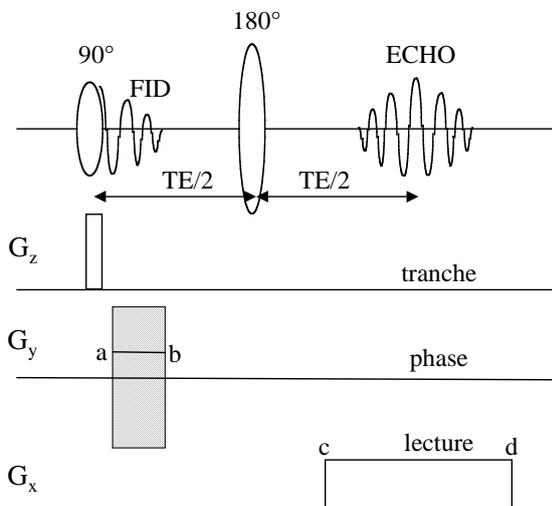
expliquer l'origine. On utilise *une séquence d'impulsions* composée d'un pulse de 90° suivi un temps $TE/2$ plus tard d'un pulse de 180° . Après l'impulsion de 90° , les moments magnétiques se déphasent dans le plan transverse (en même temps qu'ils tournent autour de oz c'est à dire de B_0 à cause de la relation de Larmor). Tous ne se déphasent pas à la même vitesse (à cause des inhomogénéités de champ), les plus lents (L) se déphasent moins vite que les plus rapides (R), figure suivante. L'impulsion de 180° bascule à nouveau les moments, toujours dans le plan transverse, mais les plus lents (L) se retrouvent devant les plus rapides (R). Ainsi au bout d'un temps $TE/2$, tous les moments se rephasent comme le montre la figure suivante, ce qui correspond à la formation d'un signal plus important ou *signal d'écho*. Le temps TE est appelé Temps d'Echo et il est choisi dans cette séquence en moyenne entre 10 ms et 100 ms pour les besoins du contraste IRM.





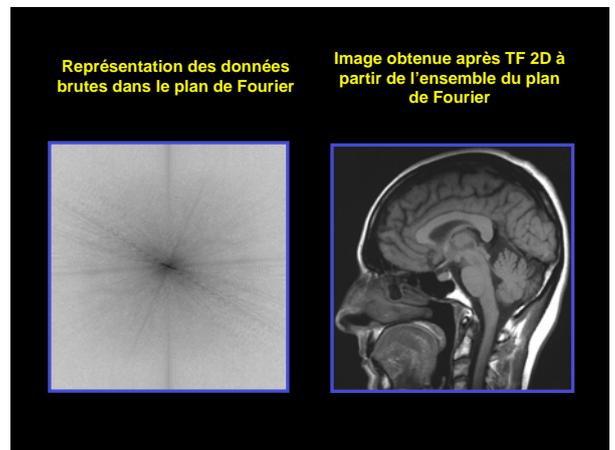
b) chronogramme de la séquence IRM écho de spin 2D

Le déroulement temporel d'une séquence d'IRM s'appelle un *chronogramme* et comporte toutes les étapes séquentielles des impulsions RF et des trois gradients pour, en général, une ligne de la tranche sélectionnée. La séquence est ensuite répétée autant de fois que l'on souhaite de points dans la direction de la phase (pas de phase). Le Temps de Répétition TR est l'intervalle de temps séparant deux lignes successives (en général $TR=5T_1$, pour que tous les spins de la tranche retournent à l'état d'équilibre avant la séquence suivante). La durée totale d'acquisition d'une image 2D sera alors $TR \times N$ (N = nombre de pas de phase). La figure suivante illustre ce chronogramme et met en correspondance les différents instants de son déroulement dans le remplissage du plan image correspondant de Fourier.



c) du remplissage du plan de Fourier à l'image proprement dite

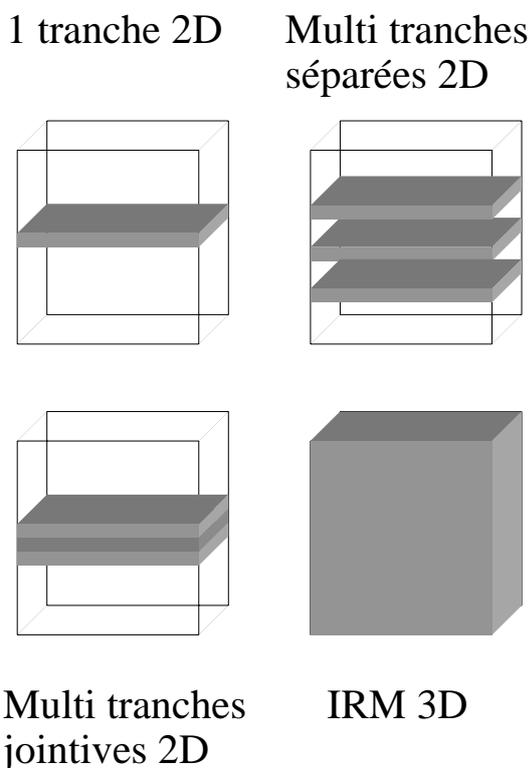
Lorsque le plan de Fourier est rempli, l'image finale est simplement reconstruite en opérant une transformation de Fourier, dite bidimensionnelle, de tous les points du plan.



5. Les méthodes d'IRM multi-tranches et 3D

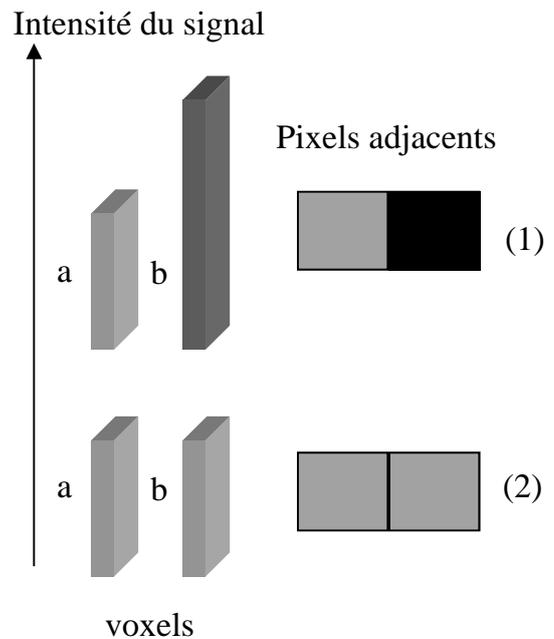
L'exemple précédent nous montre qu'il faut un temps long pour obtenir une image IRM d'un seul plan de coupe (en prenant $T_1 = 0,5s$ en moyenne pour les tissus biologiques, et une image de 256 pas de phase avec un TR de $5T_1 = 2,5$ s, la durée d'acquisition sera $256 \times 2,5 = 640$ s soit environ 10 mn). Afin d'améliorer le temps d'acquisition pour faire de l'IRM une technique adaptée à l'imagerie clinique, plusieurs solutions ont été trouvées.

Par exemple en profitant du TR relativement long pour exciter d'autres tranches par des impulsions sélectives en décalant les fréquences, on réalise une méthode *multi-tranches* dans laquelle les tranches ne seront pas jointives. Des techniques plus sophistiquées de traitement des signaux permettent d'obtenir des tranches jointives et il est enfin possible d'exciter un volume entier et de calculer ensuite les différentes tranches dans tous les plans possibles à l'aide de transformations de Fourier 3D. L'ensemble de ces techniques est représenté schématiquement sur la figure suivante :



adjacents, permettant ainsi une définition quantitative du contraste.

Le contraste est défini par $C=(I_a-I_b/I_a+I_b)$, avec I_a et I_b qui représentent les intensités de deux pixels adjacents, issus des deux voxels correspondants de l'objet comme le montre la figure suivante où deux voxels voisins(a et b) correspondent à deux pixels adjacents sur l'image.

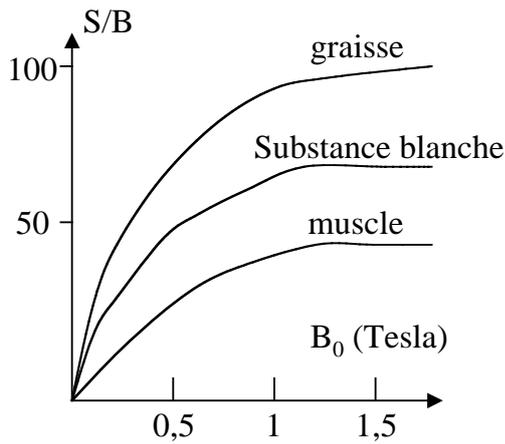


1. Contraste et rapport signal à bruit (S/B)

La valeur de l'intensité du signal de chaque pixel dépend en IRM de nombreux facteurs. Parmi les plus importants figure la façon dont les spins du système ont été excités. Plus le signal est intense meilleure sera la qualité de l'image. Malheureusement le signal est affecté par le bruit (d'origine radioélectrique) et il est donc important d'améliorer le rapport S/B. Une méthode simple, mais consommatrice de temps est le *moyennage* des signaux. L'analyse du rapport S/B en fonction de l'intensité du champ magnétique statique B_0 montre que ce rapport n'est *pas* proportionnel au champ et qu'il est fonction de la nature du tissu biologique concerné et de la séquence d'IRM appliquée, comme l'illustre la figure suivante.

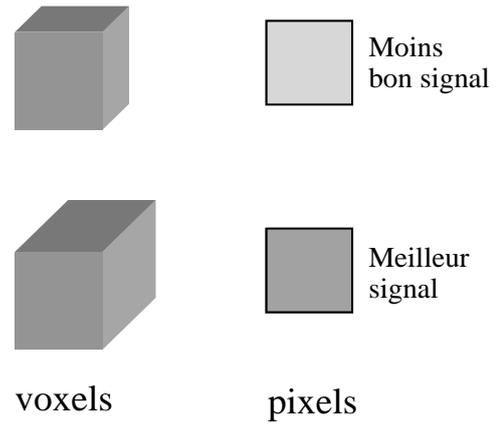
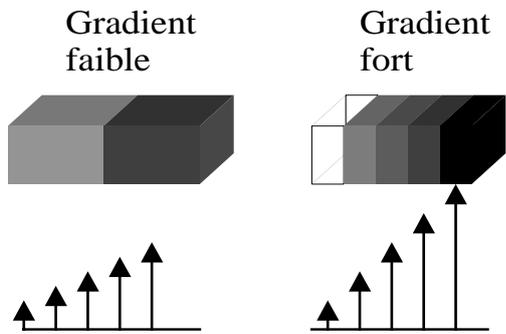
LE CONTRASTE EN IRM

Le but diagnostique ultime de l'imagerie médicale est de *distinguer* les structures anatomiques et fonctionnelles normales et pathologiques avec la meilleure résolution spatiale et temporelle possible. Si l'on se limite à la résolution spatiale, la distinction entre deux structures voisines va dépendre de leur contraste relatif. Actuellement la numérisation des images permet d'analyser les valeurs numériques individuelles de pixels



Le rapport S/B sera meilleur si l'on augmente le TR des séquences car le système de spins retrouve son équilibre avant la prochaine impulsion, mais on sait que le T1 des tissus biologiques augmente avec l'intensité du champ B_0 ce qui implique qu'à haut champ le TR doit être augmenté pour maintenir un bon rapport S/B.

Le contraste est aussi lié au nombre de pixels de l'image qui définit la résolution spatiale. Une résolution spatiale élevée demande des gradients plus intenses, mais un voxel plus grand donnera plus de signal avec un meilleur rapport S/B.



2. Les facteurs généraux du contraste en IRM

De nombreux facteurs influencent le contraste en IRM. IL est commode de les diviser en paramètres intrinsèques et extrinsèques. Le tableau ci dessous rassemble ces paramètres :

Paramètres Intrinsèques	Paramètres Extrinsèques
Densité de protons (ρ)	Intensité du champ B_0
Relaxations T1 et T2	IRM 2D ou 3D
Déplacement chimique	Type de séquence IRM (écho de spin...)
Perfusion tissulaire	Paramètres de la séquence : TE, TR,
Flux (sang, LCR)	Nombre d'accumulations (moyennage)
Température	Épaisseur de tranche, FOV, nombre de pixels
Viscosité	Agents de contraste IRM

En IRM de nombreux paramètres extrinsèques vont permettre de mettre en évidence l'un ou l'autre des paramètres intrinsèques (qui sont ceux du tissu biologique). C'est pour cette raison que l'on a développé des séquences particulières dont nous donnons des exemples dans le paragraphe suivant.

3. Les principales séquences IRM et leurs contrastes

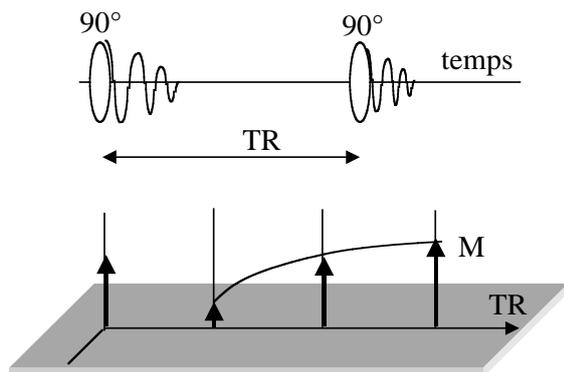
- a) La séquence saturation-récupération : contraste pondéré en densité de protons (ρ)

Elle consiste en une suite de deux impulsions 90° . Après le premier pulse de 90° , le moment macroscopique M_0 est basculé dans le plan transverse, après un temps TR le système de spins subi un deuxième pulse de 90° . Si $TR \gg T_1$ alors l'aimantation transverse est M_0 , sinon l'aimantation transverse mesurée sera inférieure à M_0 . En faisant varier les TR, la croissance exponentielle du signal s'écrit alors comme :

$M = M_0(1 - \exp\{-TR/T_1\})$ ou si I représente l'intensité du pixel :

$I = K \cdot \rho (1 - \exp\{-TR/T_1\})$, K est une constante qui fait intervenir la température, la viscosité etc..

Pour contraster l'image en densité de protons (ρ), on prendra par conséquent un temps TR suffisamment long devant le plus grand T1 des tissus, comme le montre la figure suivante :

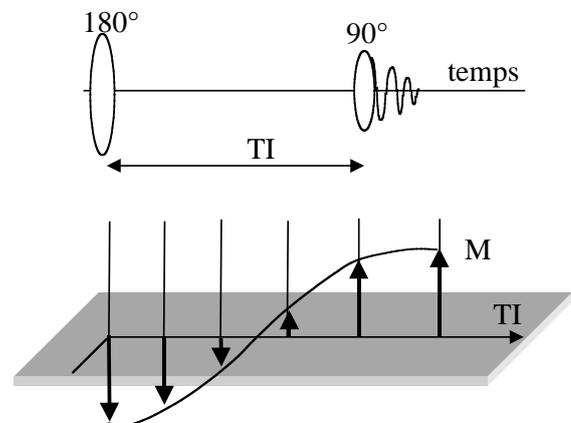


b) La séquence inversion-récupération : contraste pondéré en T1

Elle consiste en une impulsion de 180° suivie après un temps TI (appelé temps d'inversion), d'une impulsion de 90° . Après le premier pulse de 180° , l'aimantation longitudinale M_0 est inversée par rapport à l'axe du champ. Le retour à l'équilibre, ou repousse de l'aimantation longitudinale, s'effectue avec la constante de temps T_1 . Si au bout d'un temps TI on envoie un deuxième pulse de 90° on basculera dans le plan transverse la fraction d'aimantation longitudinale obtenue à ce moment là. Ainsi l'intensité du pixel I sera donnée par la relation :

$$I = K \cdot \rho (1 - 2\exp\{-TI/T_1\} + \exp\{-TR/T_1\})$$

En choisissant judicieusement les paramètres TI et TR, cette séquence donne un contraste plus ou moins pondéré en T1.



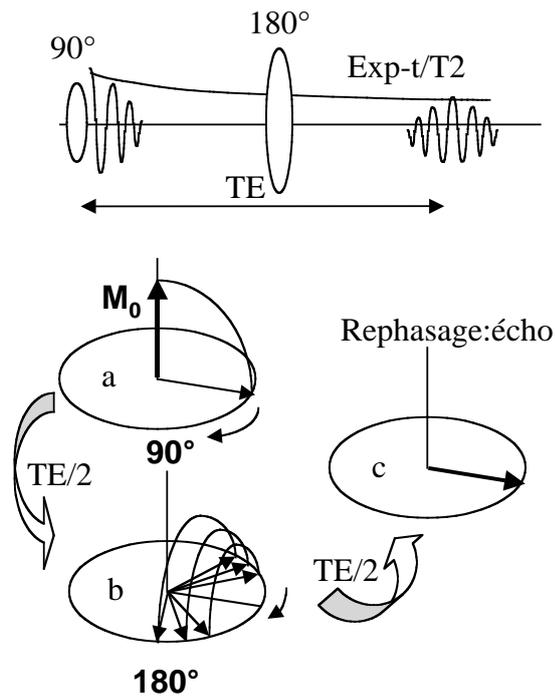
c) La séquence écho de spin : contraste pondéré en T2

Comme nous l'avons déjà vu la séquence écho de spin est une suite de deux impulsions, la première de 90° et la seconde de 180° donnant lieu à la formation d'un écho correspondant au rephasage des moments dans le plan

transverse. Dans ce cas l'intensité d'un pixel de l'image est donné par la relation :

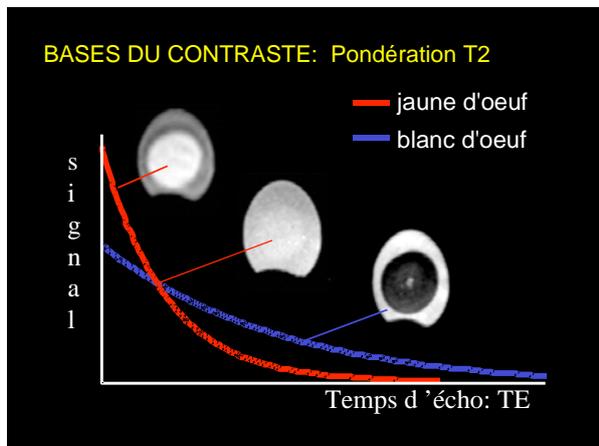
$$I = K \cdot \rho (1 - \exp\{[TE - TR]/T_1\} \cdot \exp\{-TE/T_2\})$$

Des TR et des TE courts vont pondérer l'image plutôt en T1, alors que si l'on choisit des TR et TE longs l'image sera davantage contrastée en T2.



exemple :

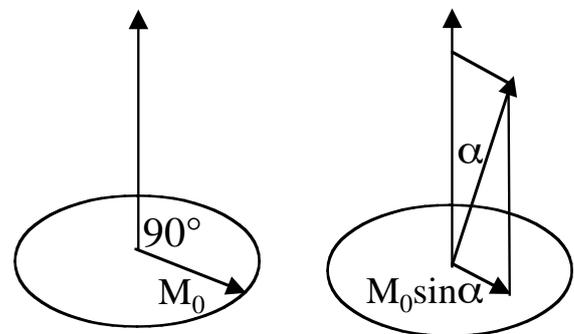
Cet exemple démontre bien les différents contrastes obtenus en employant une séquence pondérée T2 sur une structure simple bi compartimentale comme l'œuf. L'axe horizontal est l'axe des TE et l'on conçoit aisément que le contraste entre les deux compartiment (le blanc et le jaune) disparaît pour un temps d'écho correspondant au croisement des courbes de relaxation spin-spin. En revanche ces contrastes s'inversent suivant que la valeur du TE est inférieure ou supérieure au TE du croisement.



d) Les séquences rapides

Afin d'accélérer le temps d'acquisition des images on emploie des séquences (appelées

FLASH pour Fast Low Angle Shot) qui utilisent des impulsions d'angles α variables de l'ordre de 5°- 45° (au lieu du 90° plus classique) avec des temps TR très courts (de l'ordre de quelques dizaines de ms) et variation des gradients pour produire un écho. Le système de spins, lorsqu'il est soumis à une répétition d'angles de bascule courts, développe ainsi un *état d'équilibre dynamique*. Comme le montre la figure suivante, l'aimantation résultante dans le plan transverse, et qui est la seule qui sera en fait mesurée, est nettement plus faible si l'on utilise un angle faible que si l'on emploie une impulsion de 90°.



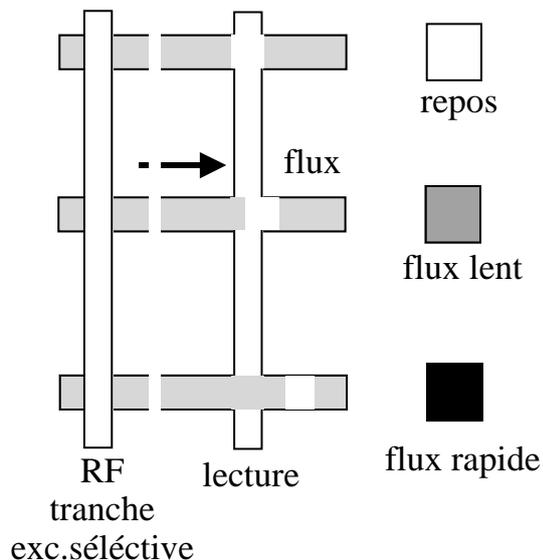
Néanmoins grâce à l'état d'équilibre dynamique et au temps TR très court on peut effectuer un moyennage en répétant plusieurs fois toute la séquence d'acquisition sans perdre trop de temps. Dans les meilleurs cas ces séquences permettent d'obtenir un plan de coupe en quelques secondes. Suivant les valeurs des angles α des impulsions, des TR et des TE choisis, les images seront pondérées en T1, T2, T2* et ρ .

e) Les séquences ultra-rapides

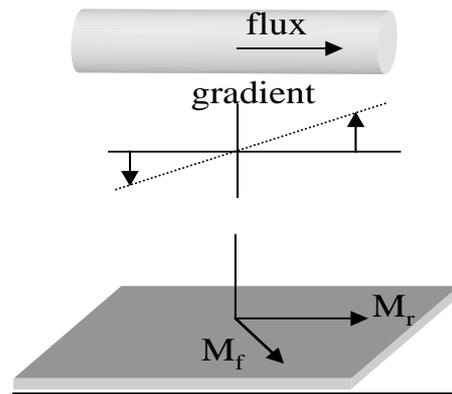
Ce sont des séquences qui permettent de remplir le plan de Fourier correspondant à un plan de coupe en quelques ms. La plus connue est appelée EPI (Echo Planar Imaging) et consiste, par une alternance rapide des gradients, à balayer tout le plan de Fourier en une seule fois. Cette technique autorise une imagerie en temps réel pour l'analyse du mouvement cardiaque ou l'écoulement du flux sanguin par exemple.

f) Les séquences sensibles aux flux (sang et LCR)

Suivant le type lent ou rapide des séquences IRM employées, l'effet de l'écoulement sanguin (par exemple) peut apparaître sous différents contrastes comme l'illustrent les figures suivantes où l'on s'intéresse à un flux perpendiculaire au plan de coupe dans deux cas typiques de flux lent et rapide par rapport au repos :



En revanche il est facile de montrer qu'un flux liquidien (de protons) s'écoulant dans la direction de l'application d'un gradient va modifier la phase du signal RMN. Cet effet qui est démontré à l'aide de la figure suivante est à la base du développement de séquences d'IRM spécifiques des écoulements aboutissant à l'angiographie par IRM (ou ARM) et à la quantification des débits sanguins vasculaires (sans injection de produit de contraste). Après un pulse de 90° par exemple les aimantations transverses M_r et M_f (des protons au repos et des protons soumis au flux) présenteront une phase différente lorsque le gradient est dans l'axe de l'écoulement.



4. Les agents de contraste en IRM

Les agents de contraste en IRM ont pour but d'améliorer le diagnostic en introduisant un contraste spécifique dans les tissus pour augmenter la *sensibilité* mais aussi la *spécificité* de la technique. Les diurétiques, les hormones ou l'alcool qui sont des substances pharmaceutiques qui modifient la composition en eau des tissus ne sont pas employés en IRM par suite de leurs effets secondaires indésirables.

a) Les substances paramagnétiques et superparamagnétiques

Contrairement aux agents de contraste RX ces agents de contrastes IRM modifient les propriétés magnétiques des tissus qui les environnent. Les plus employés sont les substances paramagnétiques (contenant un ion métallique en leur centre comme le Fer, le Chrome, le Manganèse et le Gadolinium). Ces substances paramagnétiques vont surtout altérer le temps de relaxation T1 des protons adjacents des tissus dans lesquels ils sont administrés. Par suite de la toxicité connue de ces ions métalliques, ils sont transformés en complexes stables par chélation en particulier avec du DTPA ou du DOTA. Le Gd-DTPA est un agent de contraste général employé en IRM du système nerveux central en en angiographie en particulier. Le plus utilisé est actuellement le Gadolinium-DTPA. La magnétite (Fe_3O_4) est une particule superparamagnétique qui altère surtout le temps de relaxation T2. Elle est employée, après enrobage dans une résine, comme agent de contraste oral ou intraveineux dans des applications digestives. Ces produits

améliorent la sensibilité de l'IRM mais n'ont pas de rôle sur la spécificité.

b) Le ^{19}F et les gaz rares hyperpolarisés

Le ^{19}F possède une fréquence de résonance magnétique différente du proton (pour un même champ B_0) car son rapport gyromagnétique est différent (fréquence : 40,05 MHz contre 42,58 MHz pour le proton dans un champ de 1 Tesla). Le ^{19}F a été utilisé comme agent de contraste sanguin dans des perfluorocarbones qui sont des substituts du sang.

Plus récemment on a démontré que deux gaz rares le Xénon (^{129}Xe) et l'Hélium (^3He) pouvaient acquérir un très haut niveau de polarisation magnétique (10^5 fois plus que le proton) dans certaines conditions comme l'irradiation par un faisceau laser accordé à des longueurs d'ondes particulières. Ces gaz rares qui possèdent des fréquences de résonances différentes de celle du proton sont actuellement expérimentés comme agents de contraste de la ventilation pulmonaire d'une part et comme agents de perfusion tissulaire en les dissolvants au préalable dans des substances lipidiques ou des perfluorocarbones par exemple. Dans ces deux cas (^{19}F et gaz rares), l'IRM de ces agents implique que la bobine radiofréquence soit accordée à la fréquence de résonance spécifique de ces noyaux.

CHAPITRE VII

L'IMAGERIE MULTIMODALITES

A) INTRODUCTION

Le développement impressionnant de l'imagerie biomédicale tomographique non invasive (échographie, Scanner X, SPECT, PET, IRM) repose sur des interactions différentes de paramètres physiques (ondes ultrasonores, ondes électromagnétiques) avec

les tissus biologiques. Ces interactions sont à la base du contraste des images (atténuation des RX, réflexion des ondes ultrasonores, temps de relaxations en IRM, cinétique des radiotraceurs). Les différences de contrastes des images issues des différentes modalités doivent permettre d'interpréter ces images pour aboutir à un diagnostic. Dans une image deux sortes d'informations sont obtenues. La première est morphologique et donne, avec plus ou moins de résolution, l'anatomie dans les coupes observées. L'autre est fonctionnelle et traduit la ou les altérations de un ou plusieurs paramètres. Le tableau suivant compare quelques performances des différentes modalités d'imagerie tomographique.

Modalité	Anatomie (résolution spatiale)	Fonction (métabolisme)	Résolution temporelle
Echo	+	+	++
Scanner X	+++	+(+)	++
IRM	+++	++	++(+)
SPECT et G-SPECT	+	+++(+)	+++
PET	+	++++	++

En imagerie médicale tomographique le diagnostic repose sur les anomalies morphologiques et/ou les anomalies fonctionnelles. Comme le tableau le montre, aucune méthode ne peut prétendre à elle seule répondre de façon absolue à cette double nécessité de l'anatomie (haute résolution spatiale) et de la fonction (organique, tissulaire, moléculaire).

Par ailleurs l'imagerie tomographique s'est surtout développée grâce aux performances de l'informatique permettant actuellement des temps de reconstruction tout à fait négligeables. Dans ce contexte on développe depuis peu le concept d'imagerie multimodalités.

B) L'IMAGERIE MULTIMODALITES

B1) Définition générale

L'imagerie multimodalités peut se concevoir comme la convergence (la représentation) en un seul site (sur un même écran) des images du même patient provenant

de différentes sources (Scanner X, SPECT, IRM etc..).

En ce sens, et en se limitant à la simple visualisation, l'imagerie multimodalités représente, grâce aux réseaux informatiques, une solution commode et probablement plus rapide pour l'élaboration du diagnostic et la comparaison éventuelles des performances diagnostiques des différentes techniques.

B2) Autres applications potentielles

Il existe cependant d'autres applications qui concernent encore le domaine de la recherche et peu celui de la clinique. La liste ci dessous n'est pas exhaustive:

1) Rechercher la compréhension des mécanismes des anomalies métaboliques et/ou fonctionnelles à l'aide de la superposition des images de méthodes tomographiques distinctes permettant d'avoir sur la même coupe les informations anatomiques et fonctionnelles.

2) Obtenir sur la même coupe image des contrastes provenant de deux fonctions différentes.

3) Développer des images synthétiques d'un paramètre fonctionnel.

4) Aide à la décision opératoire et à la radiothérapie grâce à l'imagerie 3D par simulation des interventions et des irradiations.

5) Fusionner deux modalités d'imagerie en un seul appareil ou en une seule acquisition.

6) Aide à l'enseignement en imagerie médicale.

C) LA NOTION DE FORMATS D'IMAGES

Les images tomographiques provenant des scanner X, de l'IRM, du SPECT ou du PET sont digitalisées et peuvent par conséquent transiter à priori d'un terminal à un autre. Cependant les différents constructeurs de ces appareils n'organisent pas leurs fichiers images dans le même format. C'est pourquoi des négociations

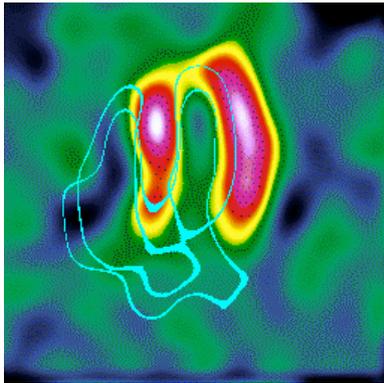
internationales entre les constructeurs et les utilisateurs ont permis de définir des normes internationales pour les formats d'images médicales. Ces normes sont encore évolutives. Pour le scanner X et l'IRM il s'agit du format "DICOM" alors que pour la Médecine Nucléaire il s'agit du format "INTERFILE". Ces formats sont des descripteurs de fichiers images où les paramètres des différentes acquisitions sont décrits dans un ordre précis. Les stations de travail dites multimodalités acceptent les différents fichiers sus-cités et permettent ainsi l'affichage des images sur la même écran. et éventuellement leur traitement.

D) EXEMPLES D'IMAGERIE MULTIMODALITES

D1) L'acquisition multi-isotopes en SPECT et G-SPECT

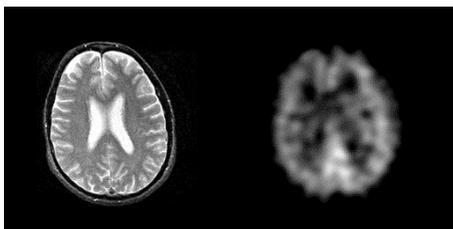
Plusieurs fenêtres isotopiques (jusqu'à 4) peuvent être choisies lors d'une acquisition d'image avec la gamma caméra. L'administration simultanée de deux radiotraceurs marqués avec deux isotopes différents et dont les tropismes métabolique ou fonctionnel sont distincts permettent lors de la même procédure d'acquisition d'obtenir en superposition des images couplées de ces deux métabolismes ou fonctions.

A titre d'illustration, lors d'une procédure SPECT en oncologie, on administre simultanément un anticorps monoclonal et un traceur osseux afin d'acquérir pour le même plan de coupe la localisation éventuelle de la tumeur fixant les anticorps monoclonaux et les repères du squelette. Le résultat permet une meilleure localisation de la tumeur. En G-SPECT il est possible d'obtenir simultanément l'image de la perfusion myocardique (au Tl-201) et la cinétique ventriculaire (aux globules rouges marqués aux Tc-99m) en utilisant deux fenêtres isotopiques centrées sur les pics photoélectriques de ces deux isotopes (respectivement 70 KeV et 140 Kev).



Coupe 4 cavités du myocarde : superposition de la perfusion de la paroi ventriculaire gauche et des contours systolique et diastolique obtenus lors d'une procédure G-SPECT double isotope.

D2) La superposition d'images cérébrales IRM et SPECT



Coupes cérébrales homologues IRM (T1) et SPECT (perfusion HMPAO Tc-99m)

La figure précédente illustre deux coupes homologues issue de deux acquisitions séparées effectuées chez le même patient. Pour pouvoir recalibrer les images, soit des repères géométriques précis ont du être enregistrés au moyen d'un craniostat stéréotaxique, soit on doit faire appel à des méthodes mathématiques de recalage. Des techniques informatiques de codages de couleurs permettent de superposer les images ce qui permet d'attribuer sans ambiguïté les variations de perfusion cérébrales aux territoires concernés.

D3) L'acquisition simultanée multi-isotopes en SPECT et PET avec une gamma caméra

Récemment on a utilisé soit des collimateurs épais (100 mm) mais surtout une technique de coïncidence (sans collimateurs) pour acquérir avec une gamma caméra standard à 2 têtes des images de traceurs

émetteurs de positrons comme le FDG-18. Cette technique permet d'obtenir des images de traceurs émetteurs de positrons avec un équipement classique de médecine nucléaire, ce qui réduit considérablement les coûts. Les limites concernent les radiotraceurs. Actuellement seul le FDG-18 (dont la période physique est de 2 h) est utilisé car il peut être acheminé rapidement du lieu de production au site d'examen si la distance ne dépasse pas 150 km. Par ailleurs la qualité des images obtenues avec cette méthode est tout à fait correcte et l'on peut bien sur utiliser simultanément d'autres traceurs émetteurs gamma classiques pour obtenir des images homologues d'autres fonctions ou métabolismes (par exemple: perfusion myocardique au ^{201}Tl et métabolisme du glucose au ^{18}FDG).

D4) Fusion de deux modalités d'imagerie en un seul appareil (et en une seule acquisition):

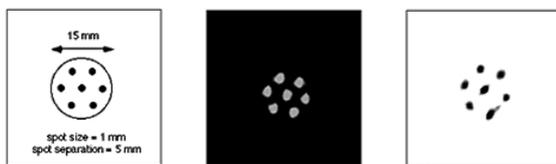
a) scanner X et SPECT

Il a été récemment développé un appareil tomographique couplant un système d'acquisition d'images scannographiques X et, en utilisant les mêmes détecteurs, un système de détection des rayonnements gamma émis par une source radioactive. L'appareil dénommé ETCT (Emission Transmission Computed Tomography) emploie 23 éléments de très haute pureté en Germanium (HPGe) dont la résolution en énergie est de 14% à 140 KeV pour les photons gamma du Tc 99m pour une gamme en énergie X de 65 à 110 KeV. La résolution des images SPECT est de l'ordre de 6 mm tandis que celle des images X est de l'ordre de 1,8 mm. Ce dispositif qui est encore à l'état expérimental montre qu'il est possible d'associer deux modalités d'imagerie différentes capables ensuite de fournir deux images complémentaires dont la fusion topographique est immédiate car acquises par le même appareil. Le rôle de l'image X étant de permettre non seulement l'image anatomique de haute résolution mais surtout d'obtenir un moyen de correction précis de

l'atténuation des photons gamma. Ce type de procédure doit aboutir à terme à la détermination exacte de la concentration radioactive d'un radiopharmaceutique dans les tissus de l'organisme. Il s'agit d'une étape essentielle dans la quantification des images SPECT.

b) IRM et PET

Un autre appareil couplant l'IRM et le PET a été développé aux Etats Unis à l'université de Californie. Cette machine est actuellement destinée aux études animales. Elle comporte des détecteurs PET d'un type nouveau (LSO: ortho-silicate de lutetium dopé au cérium) de 4 mm de côté reliés par des fibres optiques aux photomultiplicateurs. Ces détecteurs assemblés en anneau sont disposés au centre d'un aimant d'IRM. La résolution spatiale de l'image PET est de l'ordre de 4 à 6 mm, et celle de l'image IRM de l'ordre de 1 mm. On peut obtenir ainsi deux images complémentaires au même niveau de coupe comme le montre la figure ci dessous.



Fantôme

IRM

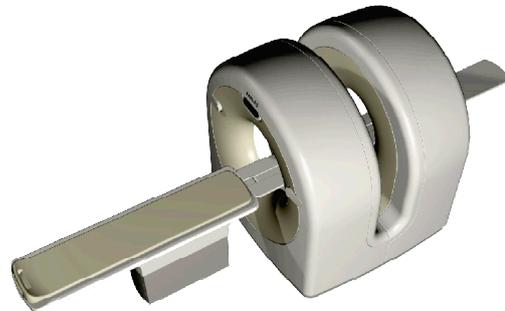
PET

Images IRM et PET enregistrées simultanément, provenant d'un fantôme constitué de 7 tubes de 1 mm de diamètre remplis d'une solution de fluorine radiomarquée au F-18. et de NiCl₂.

c) Scanner X et PET

Très récemment ont été mis au point des appareils couplant côte à côte un anneau détecteur PET et un anneau scanner X, comme l'illustre la figure si dessous. Ces machines permettent séquentiellement l'obtention de deux jeux de données

tridimensionnelles et isotropes (PET et Scanner X) qui sont ensuite fusionnées et recalées informatiquement. L'image scanner X servant de repères anatomiques pour mieux localiser les éventuelles lieux de fixation des traceurs PET.



Ces différents exemples démontrent que le potentiel clinique réel de la multimodalité n'est pas encore complètement évalué. Cependant les résultats actuels indiquent que l'imagerie médicale tomographique évoluera parallèlement vers l'imagerie fonctionnelle et vers l'amélioration de la visualisation des détails morphologiques. L'objectif le plus ambitieux de l'imagerie multimodalités est de contribuer à une connaissance de plus en plus approfondie de la relation structure-fonction d'un tissu biologique depuis l'échelle moléculaire jusqu'à l'échelle organique. Alors il sera possible de parler véritablement d'imagerie moléculaire.