

Chapitre VI - Les bases physiques de la médecine nucléaire

1- Introduction

La médecine nucléaire est une branche de la radiologie qui désigne soit l'imagerie par résonance magnétique (IRM), soit la scintigraphie. Ce sont deux domaines très différents de l'imagerie qui se regroupent pourtant sous le même chapitre. Pour l'imagerie par résonance magnétique (IRM), l'origine du nom vient du fait que ce sont des protons d'hydrogènes qui servent à produire l'image. Pour la scintigraphie, on utilise la capacité d'un élément radioactif à se fixer sur les cellules du corps d'où ils émettront des rayonnements qui pourront être détectés.

La médecine nucléaire est une imagerie fonctionnelle. Plutôt qu'une juste information anatomique, la médecine nucléaire produit des images qui informent sur la physiologie (donc la fonction). C'est ce qui constitue l'intérêt de la médecine nucléaire.

2- Principe de l'imagerie en médecine nucléaire.

Dans le cas de la scintigraphie on va utiliser un agent imagerie qu'on appelle radiotracer (biologique ou non), qui a un rôle important car celui-ci est spécifique d'une fonction physiologique, d'une voie métabolique, d'une molécule, ainsi l'image obtenu dépend étroitement de lui. On l'administre généralement par voie intraveineuse et dans certains cas par ventilation en fonction de l'élément recherché. La détection se fera au niveau externe et on localise le traceur à l'intérieur du patient. Il existe deux techniques, qui sont la scintigraphie monophotonique et la tomographie par émission de positon. A la fin on n'obtiendra pas une imagerie anatomique bien qu'on recueille une information topographique en plus de l'information quantitative. Il y a deux principes fondamentaux de cette imagerie qui la différencie par rapport aux autres types d'imagerie :

- Imagerie par émission : à l'inverse du scanner où la source émet des rayons X qui traversent le patient et enregistre ce qui à la sortie (imagerie par transmission), dans le cas de la scintigraphie la source est à l'intérieur du patient grâce au radiotracer qui a été injecté, ce qu'on appelle une imagerie par émission c'est-à-dire que l'image résultante dépend des photons qui sont à l'intérieur du patient.

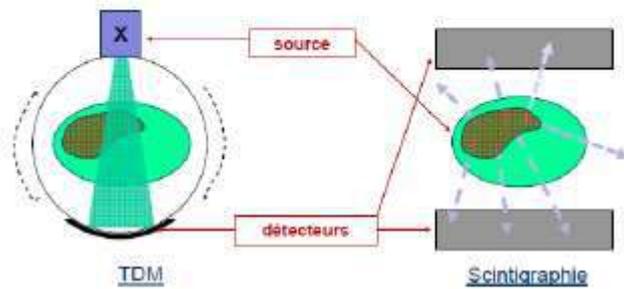


Figure 1. L'imagerie par TDM et scintigraphie

- Imagerie fonctionnelle ou moléculaire : on parle d'imagerie fonctionnelle par opposition à l'imagerie anatomique, ci-dessous, on a la représentation du cerveau par trois approches différents, TDM avec l'atténuation des RX, IRM avec les protons et le signal qui dépend de leur densité et de l'environnement pour faire varier les contrastes et la TEP avec l'utilisation de différents agents d'imagerie.

On remarque aussi que la résolution spatiale de l'imagerie par radiotracer est inférieure à l'imagerie morphologique. On en vient à la conclusion qu'il y a un réel intérêt à combiner les différentes imageries en particuliers dans le cas du cerveau.

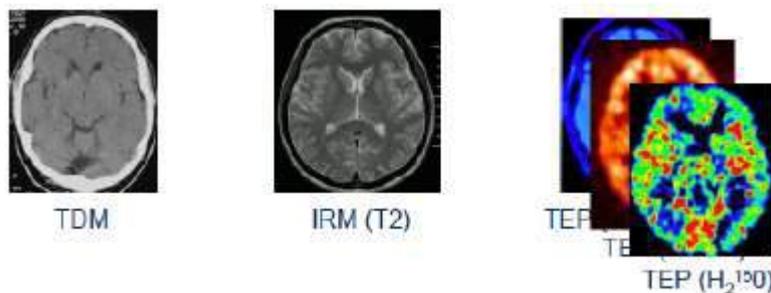


Figure 2. L'imagerie du cerveau par plusieurs techniques d'imageries (TDM, IRM et TEP).

Physiologiquement, un ligand naturel se fixe sur son récepteur et induit une réponse cellulaire. Pour l'imagerie, on va utiliser un ligand naturel qu'on marque par radiomarquer, soit un ligand de synthèse (ligand naturel modifié) également marqué. On suit le ligand et on obtient ainsi une image de répartition, de distribution du ligand dans tout le corps du patient.

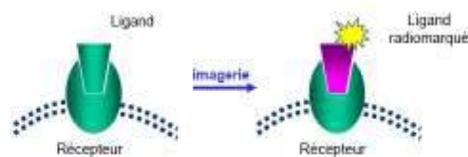
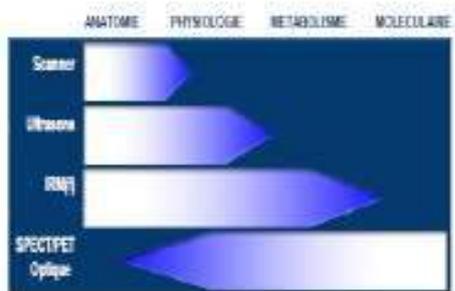


Figure 3. Exemple de détection et de quantification de la densité d'un récepteur.

Ainsi il faut savoir distinguer deux groupes d'imageries, une imagerie morphologique très résolues dont le contraste provient des caractéristiques des tissus, et une moléculaires qui va donner une information fonctionnelle et où le contraste dépend des concentrations. Plus l'imagerie est résolue et plus on s'intéresse à l'anatomie et moins elle est résolue et plus elle est sensible et plus on va avoir des informations à l'échelle moléculaire.



3- Radiotraceurs

Le radiotraceur appelé aussi radiopharmaceutique, est associé d'une molécule vectrice d'un marqueur radioactif. La molécule vectrice se localise sur les structures qui nous intéressent. Le marqueur radioactif émet des rayons gamma et permet de nous renseigner sur sa localisation.

3-1- Principe.

Traceur : substance physiologiquement indiscernable de la substance tracé (étudiée) mais détectable indépendamment de celle-ci. Introduit en quantité minime, il ne modifie ni l'équilibre ni le parcours de la substance tracé.

Il est habituellement composé :

- D'un vecteur : partie physiologiquement « active »
- D'un marqueur : isotope radioactif qui permet la détection du traceur.

Néanmoins on verra la suite que certains radiotraceurs sont composés d'un même élément comme le cas de l'iode.

Exemple : métabolisme de l'iode

Isotope radioactif : chimiquement identique à l'élément stable (Z identique) et physiquement différent (émission d'un rayonnement).

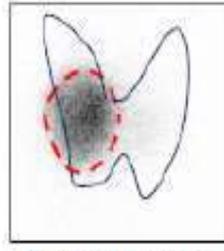
On administre un mélange d'élément stable (^{127}I) et de l'isotope radioactif (^{123}I) qui va se fixer sur la thyroïde et qui dû a une biodistribution identique va capter de la même façon les deux iodes mais on ne détectera que l'isotope radioactif.

Scintigraphie thyroïdienne : on administre de 4 à 11 MBq de ^{123}I (picomole). Puis on effectue une quantification de la captation de l'iode par la thyroïde pour savoir si son fonctionnement est augmenté ou diminué.

Traitement par l'iode radioactif (^{131}I = émetteur β^-)



Thyroïde normale



Nodule toxique

Une autre option est d'utiliser l'iode en tant qu'émetteur de rayon particulaire en effet dans certains cas pathologique tel qu'une hyperthyroïdie ou d'un nodule toxique (c'est-à-dire une zone de la thyroïde qui fonctionne de manière autonome et excessive), on administre de l'iode ^{131}I majoritairement capté par le nodule toxique où il pourra délivrer de

manière locale une radiothérapie et détruire le nodule et éviter une exposition des autres tissus

3-2- Les Marqueurs

Différents types de particules :

- Particules α : TEL élevé, parcours fini (quelques dizaines μm)
- Particules β^- et électrons Auger : TEL moyen, parcours fini (mm/cm)
- Particules β^+ : TEL moyen, parcours fini (mm/cm) mais émission de 2 photons d'annihilation
- Photons X ou γ : TEL très faible, parcours de type : $I(x) = I_0 \cdot e^{-\mu x}$

On a donc 2 types d'imageries en fonction du marqueur :

- émetteur γ \rightarrow gamma-caméra
- émetteur β^+ \rightarrow tomographie par émission de positons

L'imagerie n'est pas possible ni avec les particule alpha ni avec les électrons mais ils sont utilisables en thérapie (transfert d'énergie par ionisation), de plus certains éléments sont émetteur β^- et γ

Exemples :

- Radioélément libre se comportant comme un traceur :
 ^{123}I , ^{131}I : thyroïde; ^{201}Tl : perfusion myocardique; ^{18}F : os; $^{81\text{m}}\text{Kr}$: ventilation pulmonaire
 - Radioélément associé à un vecteur non biologique : la majorité
 - Radioélément associé à un vecteur biologique :
- $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et hématies : ventriculographie, recherche de saignement occulte
 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et macro-agrégats d'albumine humaine : perfusion pulmonaire
 - $^{99\text{m}}\text{Tc}$ et polynucléaires : recherche d'infections bactériennes
- Radioélément intégré à un vecteur biologique :

^{11}C (émetteur de positons) à la place d'un atome de ^{12}C (stable) dans les molécules organiques, H_2^{15}O
: eau marquée par un émetteur de positon

Caractéristiques :

- Le traceur doit être physiologiquement indiscernable de la substance tracée dans le processus physiologique étudié.
- Le traceur doit pouvoir être utilisé en quantité suffisamment faible pour ne pas intervenir dans le mécanisme étudié (\rightarrow concentration nano voire pico-molaire).
- Le marquage ne doit pas modifier le métabolisme du vecteur (exemple : marquage d'un ligand).
- Le marquage doit être stable. Il faut absolument s'assurer que les 2 parties du traceur resteront liés in vivo, sinon, on ne pourra suivre que le marqueur et non le vecteur.
- La demi-vie (physique) du marqueur doit être adaptée à la demi-vie (biologique) du vecteur, elle-même adaptée au processus physiologique étudié. La demi-vie effective la quelle Les 2 demi-vies doivent être à peu près égales.

$$\frac{1}{T_{\text{eff}}} = \frac{1}{T_{\text{biol}}} + \frac{1}{T_{\text{phys}}}$$

La demi-vie biologique est la vitesse à l'organisme va éliminer le vecteur. vies doivent donc être à peu près

4- Méthodes de détections

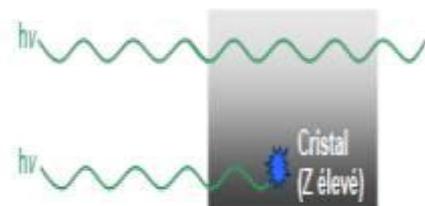
4-1- Gamma Caméra

Le grand principe de la scintigraphie consiste au fait que les photons doivent interagir avec le milieu de détection pour former une image. On doit commencer par identifier ces photons donc il faut les arrêter or on en a vu que la probabilité d'interaction avec la matière est extrêmement faible. Cet probabilité est exprime par un coefficient d'atténuation μ :

μ = coefficient d'atténuation :

- augmente avec Z (numéro atomique du milieu)
- diminue avec $E=h\nu$ (énergie des photons)

Ainsi si on veut être en mesure d'arrêter les photons et qu'ils ne passent pas a travers le milieu de détection on est obligé d'utiliser un matériau a numéro atomique élevée qu'on appelle les cristaux.



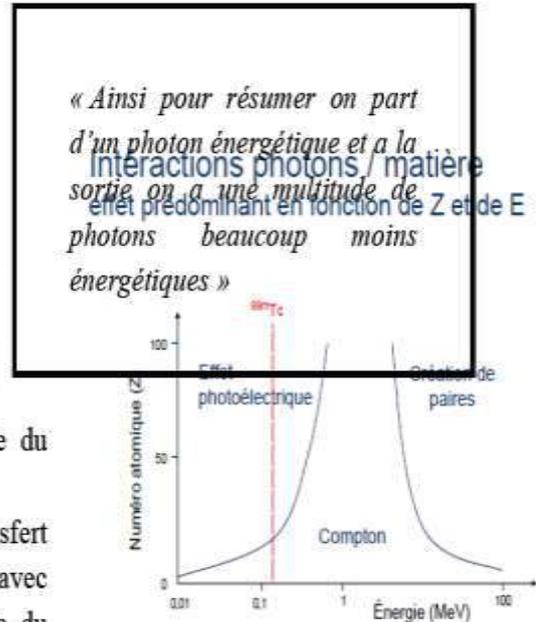
Cristal scintillant = Milieu capable d'émettre un rayonnement de fluorescence après interaction avec un photon incident

On assiste à différentes interactions entre le photon incident et le cristal :

- Création de paire : Apparition a partir 20 MeV, donc bien au dessus des énergies utilisées dans le domaine médical

Néanmoins deux autres types d'interaction vont nous intéresser :

- Effet Photoélectrique (effet recherché) : on a transfert de la totalité de l'énergie du photon à 1 seul photoélectron la probabilité de l'effet augmente avec un numéro atomique diminué et diminue lorsque l'énergie augmente (exemple du Technétium)
- Effet Compton (effet non désiré) : on a un transfert partiel de l'énergie à plusieurs électrons avec modification de la trajectoire et perte d'énergie du photon incident donc on a une perte d'informations



Interactions du photoélectron avec le cristal: excitations multiples avec émission d'un rayonnement de fluorescence (lors du retour à l'état fondamentale) dont l'énergie est proportionnelle à celle du photon incident (transfert d'énergie du photon incident au photoélectron)

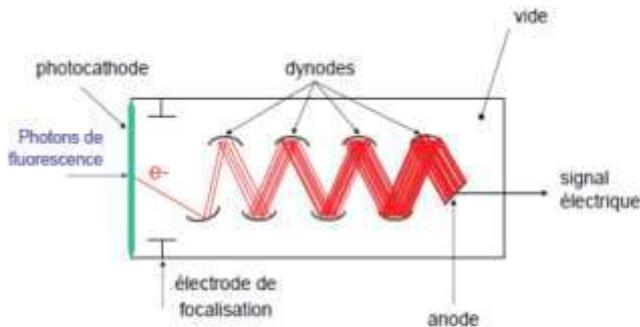


au

1. photon incident ($\approx 10^5$ eV) \Rightarrow effet photoélectrique
2. Photoélectron \Rightarrow ionisations et excitations (cristal)
3. Retour à l'état fondamental \Rightarrow fluorescence (\approx eV)

Attention : Ne pas confondre entre le photon incident et le photoélectron qui est le produit de l'effet photoélectrique dû contact entre le photon incident et le cristal.

a) Le photomultiplicateur

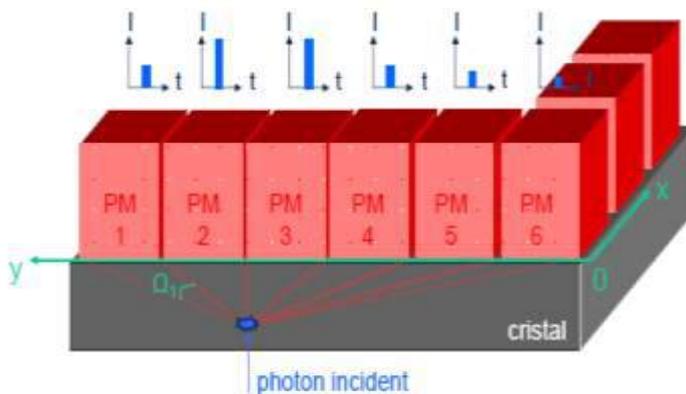


« Le cristal est recouvert de photomultiplicateur, on va avoir une émission de photon repartit et détecté par chaque photomultiplicateur cependant l'angle de vue va dépendre de sa proximité avec le point d'interaction ce qui va permettre d'établir le barycentre et donc la zone d'interaction. »

Transforme le signal lumineux provenant du cristal en un signal électrique proportionnel mais amplifié. La photocathode émet des photoélectrons à la suite de l'interaction avec les photons de fluorescence. Les électrons sont focalisés vers la 1ère dynode puis accélérés par l'application d'une tension entre chaque dynode. On a une augmentation du nombre d'e- entre chaque dynode et une amplification du signal d'un facteur ND (avec N : nombre d'e-

recrutés sur chaque dynode et D : nombre de dynodes) (facteur $\approx 10^{10}$)

Comment se passe l'identification du point d'interaction et de l'énergie ?



Le signal électrique est proportionnel à l'angle (distance) séparant l'axe du PM du point d'interaction du photon incident avec le cristal.

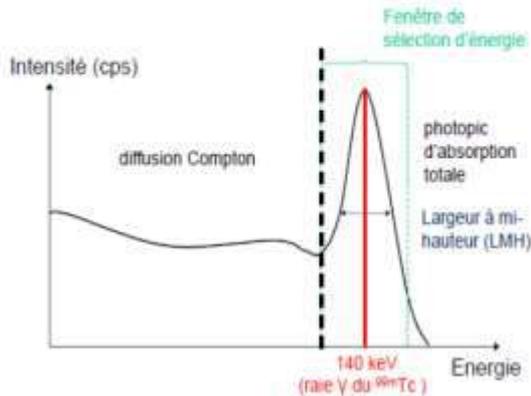
Chaque PM est relié à un système de positionnement permettant de localiser le point d'interaction du photon incident avec le cristal (2 dimensions, plan 0xy).

Par ailleurs, l'intégrale de l'amplitude du signal fourni par les PM pendant la durée de la scintillation est proportionnelle à l'énergie du photon incident.

Cela correspond à la spectrométrie permettant d'identifier les photons en fonction de leur énergie.
C'est donc à posteriori qu'on détermine le type de photon qui a interagit.

b) La spectrométrie

Exemple : spectre du ^{99m}Tc / cristal NaI (TI)



Une fenêtre de sélection d'énergie (dont la largeur dépend de la résolution en énergie du système) est sélectionnée de manière à n'accepter que les photons dont l'énergie est proche de l'énergie d'émission (élimination des photons diffusés).

Il y a intérêt également de la spectrométrie pour les acquisitions en double isotope → scintigraphie monophotonique uniquement (on aura donc une acquisition dans 2 fenêtres distinctes centrées sur le photo-pic du radioélément utilisé comme marqueur).

Localisation des photons :

- Zone d'interaction du photon incident avec le cristal = barycentre du signal issu des photomultiplicateurs
- Zone d'émission d'un photon au sein de la source (organisme du patient) = solution différentes en fonction du rayonnement détecté (marqueur) :
 - Monophotonique (gamma) : collimation physique
 - Bitphotonique (positons) : collimation électronique (ligne de réponse)

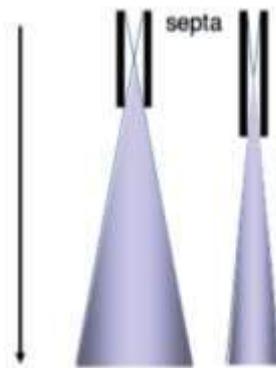
c) Le collimateur

On utilise un collimateur, grille en métal lourd (souvent du plomb ou du tungstène) composées de canaux séparés par des cloisons appelé **septa**. L'épaisseur de ces septa est **adaptée à l'énergie des photons** du radioéléments utilisé comme traceur.

Ces canaux vont permettre de "**sélectionner**" les photons en ne laissant passer que ceux allant dans **une direction déterminée**, généralement perpendiculaire à la surface du récepteur.

Ce filtre a deux conséquences, **la formation d'une image**, qui est la projection de la répartition du traceur à l'intérieur de la zone d'émission, mais **la perte d'une quantité importante d'information** à cause de la filtration des photons qui provoque une perte de sensibilité.

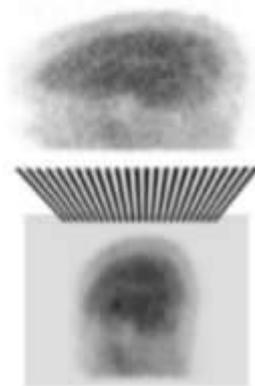
On doit donc trouver un compromis entre la résolution spatiale et la sensibilité



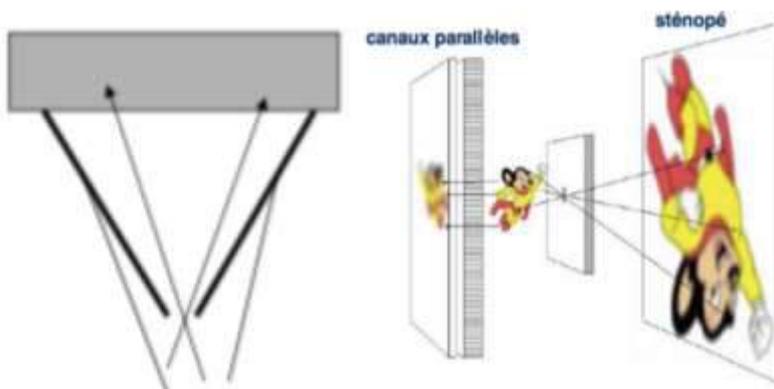
Il y a 2 solutions, d'abord **réduire au maximum la distance** collimateur - source ce qui permet une bien meilleure résolution spatiale, et utiliser des **collimateurs plus long et plus étroit** (voire schéma ci-dessus)

La quasi-totalité des collimateurs ont des **canaux parallèles**, ce qui permet de **conserver la géométrie de la source**, en sélectionnant les photons dont la direction est perpendiculaire à la surface du détecteur.

Mais on utilise aussi des **canaux en éventail**, ou fan-beam, qui permettent un **agrandissement** et une **distorsion géométrique** de la source, et ainsi d'améliorer l'efficacité de détection.



Il y aussi les **collimateurs sténopé**, ou pin-hole, qui permettent un **agrandissement et une inversion de l'image**, car, grâce à la forme des canaux, les photons vont avoir une plus grande surface pour se projeter.



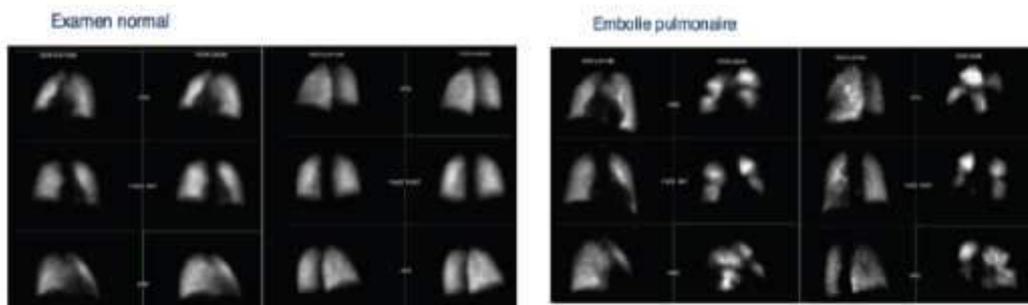
d) Modes d'acquisition

Les détecteurs des Gamma caméras sont des détecteurs plans, on peut avoir différents types d'image, en fonction :

De l'espace->2D, soit **planaires**, on laisse alors les détecteurs immobiles

Exemple : Scintigraphie pulmonaire: elle peut s'effectuer de 2 façons : soit par ventilation (le patient inhale le traceur), soit par perfusion (on injecte le traceur dans le patient). La scintigraphie par ventilation précède quasiment toujours la scintigraphie par perfusion. En effet, la scintigraphie par ventilation étudie

si le poumon reçoit bien l'air venant de la trachée alors que la scintigraphie par perfusion étudie si le poumon est bien vascularisé (cette dernière ne touchera que le secteur vasculaire). On peut observer sur la scintigraphie que le poumon est mal ou non perfusé mais en même temps, on observe qu'il est bien ventilé. On peut donc mettre en évidence une embolie pulmonaire (caillot d'origine se détache de la veine et migre vers l'artère pulmonaire pour la boucher).

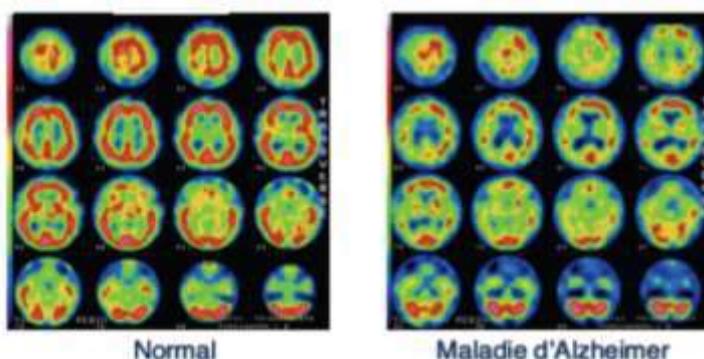


->**3D**, soit **tomographique**, en faisant tourner les détecteurs autour du patient

Exemple :

Ventriculographie isotopique, où on peut observer plusieurs coupes du cœur grâce aux détecteurs qui tournent autour du patient.

Scintigraphie cérébrale, le traceur est injecté par perfusion, il se distribuera sur les neurones en fonction du débit de perfusion locale. Cet examen est très utile pour détecter une maladie d'Alzheimer (diminution du débit de perfusion assez précoce=hypoperfusion locale, raréfaction neuronale qui sont les premiers signes annonciateurs) ou de Parkinson (dégénérescence de neurones dopaminergiques).



Du temps ->Statiques (Images)

->**Dynamiques** (vidéo) = acquisition indexée par le temps, plusieurs types :

- Acquisition **matricielle** : succession d'images planaires à intervalle variable
→ parcours du radiotraceur dans l'organisme
- Acquisition **séquentielle** (mode liste) : enregistrement la position de chaque événement en fonction de son temps de survenue, permettant une reconstruction *a posteriori*
- **synchronisation à l'ECG** → analyse de la cinétique du myocarde
On enregistre l'ECG en même temps que l'acquisition, et ainsi supprimer les extras systole



Photographie d'une gamma caméra. Source : <http://www.ccsb.org/upload/Image/Machines/ECAM1.JPG>

5- Tomographie par Emission de Positons (TEP)

a) Détection

Le principe est le même, la différence va être liée à la **localisation de la zone d'émission** des photons au lieu de la source.

La principale différence entre Les Gamma Caméra et les TEP est que les récepteurs des Gamma caméra sont **plans**, tandis que ceux des TEP sont **circulaires**.

Le radio traceur est marqué par un **émetteur de positon**. La **résolution spatiale** est **supérieure** que celle de la scintigraphie.

La **demi-vie** des radioéléments utilisés est **courte** (De 1 minute pour le Rb jusqu'à 2 heures pour le F).

F-déoxyglucose (FDG) : traçage le plus largement utilisé. Cette molécule est un **analogue du glucose**. Le glucose, lorsque il pénètre dans la cellule, est phosphorylé en glucose-6-p par l'hexokinase, puis est transformé en fructose-6-P par le G6P-isomérase. En revanche le 18FDG, lorsque il pénètre dans la cellule, est phosphorylé par l'hexokinase en **18FDG-6-P**, qui n'est pas métabolisé et **reste séquestré** dans la cellule.

Son **taux d'accumulation** est **proportionnel** à l'utilisation du glucose :

Une fois dans la cellule, le 18FDG va émettre des positons, qui vont interagir avec les électrons, ce qui va provoquer l'annihilation du positon, avec la création de deux photons d'annihilation de même énergie, 511 Kev, de même direction mais de sens opposé, c'est la création de paire.

b) Détecteurs

Ils sont composés de **nombreux cristaux de petites tailles**, de densité et d'épaisseur supérieur à celle de la scintigraphie monophotonique.

Il sont assemblés en couronne, car le but est de **détecter en même temps** les deux photons d'annihilation. La TEP n'utilise **pas de collimateur**, la collimation est électronique.

Le bloc détecteur est constitué de cristaux et de photomultiplicateur. Le photon va interagir dans le cristal, émettre un photon de fluorescence, qui va être amplifié par le photomultiplicateur. L'information va ensuite être transmise au système électronique.

c) Principe de Détection (Important à connaître)

Cette couronne de détecteur permet de faire une **détection en coïncidence**. Les deux photons de 511 keV sont détectés dans un intervalle de temps, appelé **fenêtre de coïncidence**, déterminé extrêmement court

Chapitre VI- les bases physiques de la médecine nucléaire

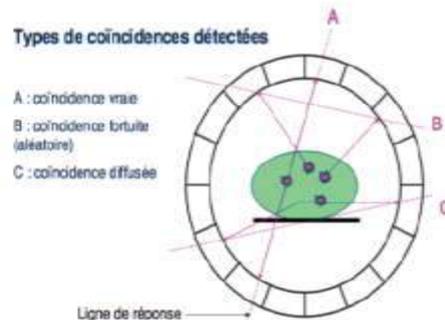
(nanosecondes), cela permet de savoir que les deux photons sont issus de la **même annihilation**. Cela permet de d'établir la **ligne de réponse**, et ainsi situer la zone d'émission des positons

Des erreurs sont possibles, car il y a plusieurs types de coïncidence détectées :

->**coïncidence vraie** : les deux photons sont issus de la même annihilation

->**coïncidence fortuite** : aléatoire, 2 photons sont arrivé en même temps sur 2 détecteurs différents

->**coïncidence diffusée** : dû à une diffusion Compton à l'intérieur du patient, un des deux positons change de trajectoire, ce qui donne une ligne de réponse erronée



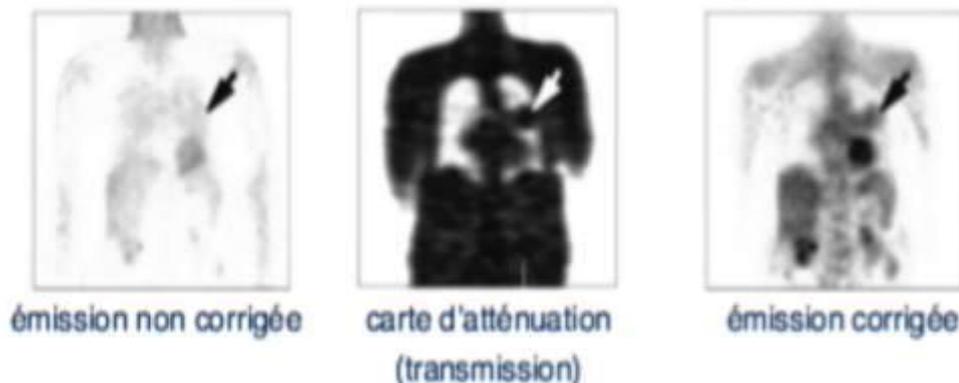
Heureusement, la majorité des lignes de réponse sont issues de coïncidences vraies.

d) TEP/ TDM : caméra hybrides

Toutes les caméras TEP intègre un scanner à rayons X (TDM), ce qui permet à la fois une correction d'atténuation, ainsi que de compenser la faible résolution de la TEP et de permettre le repérage anatomique. On utilise l'information anatomique du scanner pour localiser précisément le signal du radiotracteur de la TEP., et par exemple localiser précisément une tumeur, ou des métastases.

La correction d'atténuation :

Les photons peuvent être atténué selon la densité du tissu traversé, c'est le principe sur lequel se base le scanner. Mais en TEP cela fausse l'image.



Première image : ce qu'on enregistre à la sortie du détecteur de la TEP, elle est **floue** à cause de l'atténuation plus ou moins forte des photons par les différents tissus.

Deuxième image : la **carte d'atténuation** obtenue grâce au scanner, le principe du scanner étant de coder chaque pixel en fonction de son **coefficient d'atténuation**

Troisième image : Les coefficients d'atténuation sont **différents** pour le scanner et le TEP, mais on peut très facilement les **convertir**.

On transpose les coefficients d'atténuation mesurée par le scanner à l'énergie d'émission des photons X en général de l'ordre de 120 KeV, que l'on convertit en 511 KeV. En effet, Le coefficient d'atténuation varie en fonction de l'énergie des photons

Cela donne l'**émission corrigée**, ce qui permet de voir vraiment **la répartition du traceur dans le tissu**

La correction d'atténuation permet **d'améliorer** les images **en terme de qualité**, mais aussi de mesurer précisément **la concentration absolue** du produit radioactif dans l'organisme, car l'atténuation modifie la concentration apparente du produit radioactif. De plus, elle n'est pas la même selon qu'elle traverse par exemple les poumons, ou une structure osseuse.

e) Quantification :

Grâce au coefficient d'atténuation, on peut faire une **quantification absolue**, en déterminant la concentration radioactive du produit au niveau du tissu, en connaissant l'activité et le poids du patient. On peut donc connaître **précisément la concentration et la quantité** de l'agent d'imagerie présent dans l'organisme à partir d'images.

Cette quantification est exprimée par la **SUV** qui correspond au ratio

• **Quantification**

$$\text{SUV (Standardized Uptake Value)} = \frac{\text{Concentration du traceur (MBq/Kg)}}{\text{Activité injectée (MBq) / poids du patient (Kg)}}$$

La concentration absolue est un paramètre important.

Il est très important pour par exemple le suivi d'un patient atteint d'une tumeur. En effet, on peut avoir une diminution de l'activité métabolique de la tumeur avant d'avoir une diminution de la taille. Cela permet de s'assurer de manière précoce de l'efficacité d'un traitement. Cette technique marche pour les cancers, mais est également en train de se mettre en place pour les infections, pour déterminer l'efficacité de l'antibiothérapie

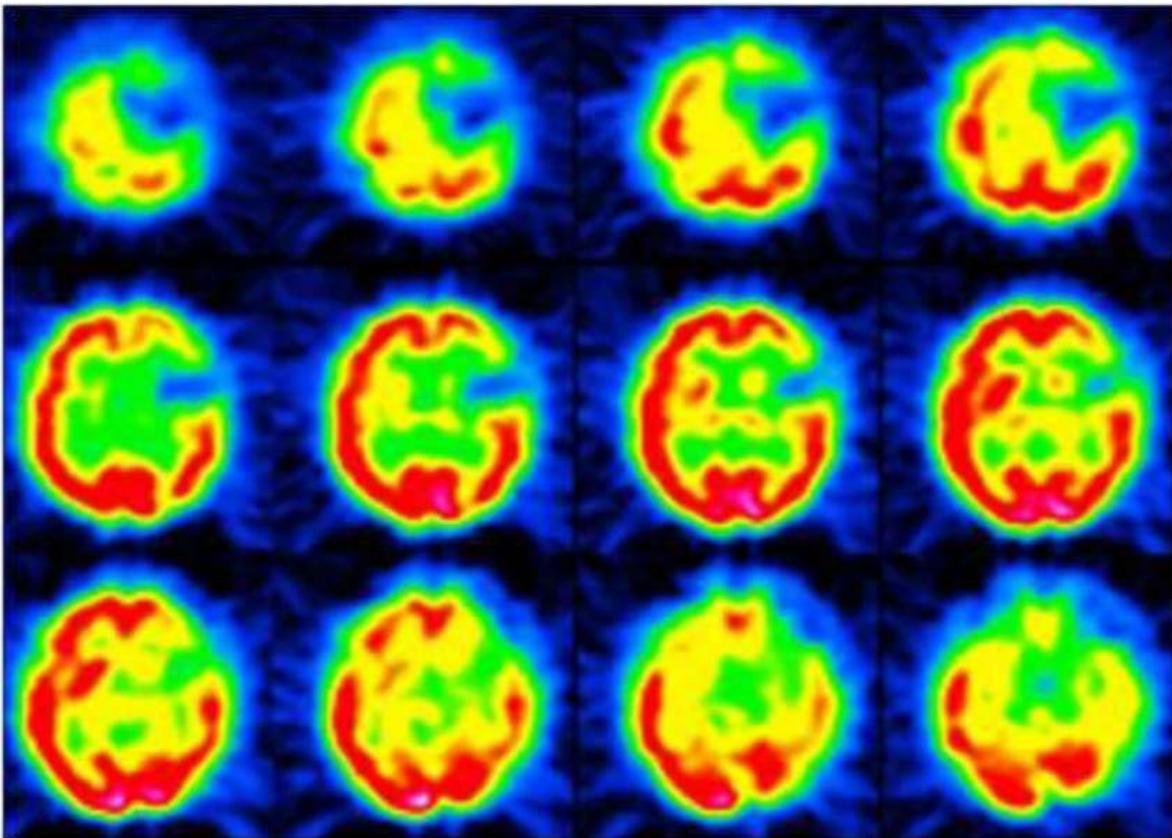
La TEP étant un examen corps entier, elle permet aussi de mettre en évidence des anomalies qui n'étaient pas forcément recherchées au départ. Par exemple, un deuxième cancer sans lien avec celui à cause duquel la TEP a été prescrite.

6- Tomographie par Emission de Photons

La tomographie par émission de photons (TEMP), ou SPECT en anglais, est la contrepartie tomographique de la médecine nucléaire planaire, comme la TACO est la contrepartie tomographique des rayons X.

Dans la tomographie à émission de photons (TEMP), une caméra nucléaire (gamma caméra) enregistre des rayons gamma émis par le patient depuis plusieurs angles différents. Ces données de projection sont utilisées pour reconstruire des images. Les images TEMP produisent des images de diagnostic fonctionnelles similaires aux images nucléaires planaires. Leur nature tomographique permet au clinicien de mieux comprendre la distribution précise de l'agent radioactif. Ce sont les mêmes isotopes radioactifs qui sont utilisés dans l'imagerie nucléaire planaire et tomographique.

La tomographie par émission de photons est communément utilisée lorsqu'une véritable représentation en 3D est nécessaire, c'est-à-dire, comme complément d'une quelconque étude nucléaire (la scintigraphie n'atteint pas de bons résultats comme La TEMP). Donc elle peut être utile pour l'obtention d'images de tumeurs, d'infections de la thyroïde, des os, du cœur ou du cerveau.



SPECT du cerveau

Source: Professeur Pierre-Olivier KOTZKI, Service de médecine nucléaire - Centre Hospitalier Gaston Domergue, Nîmes

7- Imagerie par Résonance Magnétique (IRM)

L'IRM est une technique spectroscopique (on étudie expérimentalement le spectre d'un phénomène physique, c'est-à-dire, la décomposition sur une échelle d'une grandeur quelconque qui ramène à une énergie) appliquée aux particules avec un moment magnétique de spin non nul.

7.1 LE SPIN

Le spin est une propriété quantique intrinsèque associée à une particule. On pourrait le décrire de manière simpliste comme une rotation propre de la particule sur elle-même. Un champ magnétique est créé par le spin, on l'appelle **moment magnétique de spin**. Un atome aura un moment magnétique de spin non nul si son noyau est composé d'un nombre impair de protons et neutrons. Dans ce cas, il se verra affecté par un champ magnétique extérieur.

7.2 LA FRÉQUENCE DE RÉSONNANCE OU DE LARMOR

La fréquence de résonance ou de Larmor est la fréquence associée au mouvement de rotation des spins d'un atome durant laquelle les moments magnétiques de spin se voient entraînés vers la direction perpendiculaire de leur axe de départ.

7.3 PROCÉDURE D'APPLICATION

L'IRM consiste à modifier le moment magnétique de spin des particules à étudier en les exposant à des champs magnétiques et à des ondes électromagnétiques à une fréquence égale à leur fréquence de Larmor afin qu'un signal nommé de précession se produise suite au changement de la fréquence des ondes électromagnétiques appliquées. Grâce au signal de précession émis par les particules, on pourra faire la localisation de celles-ci et obtenir l'image désirée.

On peut expliquer cette procédure en suivant les étapes suivantes :

1. Application d'un champ magnétique appelé B_0 afin que les particules avec un moment magnétique non nul s'orientent dans sa direction (appelée longitudinale). La grandeur de ce champ magnétique est de quelques Teslas.

2. Application d'une onde électromagnétique de radiofréquence oscillante à la fréquence de Larmor. Cette fréquence est notée B_1 et se situe autour de 42 Mhz/Tesla (correspondant à la gamme des ondes radio), car en IRM on utilise principalement les atomes d'hydrogène (très répandus dans les tissus biologiques). Or, les atomes d'hydrogène possèdent ce ratio de fréquence de résonance. Différentes fréquences feront entrer en résonance différentes zones.
3. Apparition du phénomène d'excitation. Écart de précession des moments magnétiques de spin des particules vers la direction perpendiculaire à la direction longitudinale.
4. Interruption du champ oscillant (ondes radio) : les moments magnétiques qui se sont écartés reviennent vers la direction longitudinale initiale. On peut alors mesurer (avec une antenne réceptrice) ce mouvement de rotations des spins sous la forme de signal de précession.

7.4 LA RELAXATION LONGITUDINALE (T1)

Ce phénomène est donné lorsque les moments magnétiques retrouvent la direction du champ statique (longitudinal) et est décrit comme la diminution du signal de précession émis par les particules. Ce signal disparaît lorsque tous les moments magnétiques sont complètement alignés avec cette direction. Cette relaxation est mesurée en unités de temps, et est appelée temps de relaxation, noté comme T1. Ce temps est le temps nécessaire pour retrouver 63% de l'aimantation longitudinale à l'équilibre.

L'équation que suit l'aimantation longitudinale après à avoir appliqué une excitation au temps $t=0$ s'écrit :

$$M_z(t) = M_z(0) \cdot (1 - e^{-\frac{t}{T_1}})$$

$M_z(0)$ correspond à l'aimantation lorsque tous les spins sont alignés, dite aussi l'aimantation à l'équilibre.

7.5 LA RELAXATION TRANSVERSALE (T2)

T2 mesure la disparition de l'aimantation transversale. C'est une aimantation qui apparaît à cause de l'agitation moléculaire. Elle a pour effet que la fréquence de Larmor n'est pas la même que la fréquence de Larmor théorique. Par conséquent, elle fera diminuer le signal de précession.

On peut écrire l'équation que suit l'aimantation transversale comme suit:

$$M_t(t) = M_t(0) \cdot (e^{-\frac{t}{T_2}})$$

Où $M_t(0)$ est la valeur de l'aimantation lorsque l'excitation vient de se faire ($t=0$).

7.6 LES TECHNOLOGIES DE L'IRM

Un appareil IRM est essentiellement un aimant qui est l'élément chargé de la production du champ magnétique principal permanent (B_0). Un bon aimant est celui qui fournit un champ magnétique d'intensité élevée (amélioration du rapport signal sur bruit), une bonne stabilité temporelle (champ magnétique le plus permanent possible), et une bonne homogénéité du champ. Trois sortes d'aimants existent dans l'industrie : l'aimant permanent, l'aimant résistif et l'aimant supraconducteur. Ce dernier est le plus répandu aujourd'hui.

Il existe deux types d'IRM, différenciés selon leur géométrie : l'IRM fermé, avec un tunnel de 60 cm de diamètre pour 1,6 mètre de long (nommé tunnel de l'aimant), et l'IRM ouvert, moins répandu actuellement et qui est destiné aux personnes obèses, claustrophobes ou aux enfants qui ne supportent pas de rester seuls sans bouger. Des images d'IRM fermé et ouvert sont montrées ci-dessous.



Machine d'IRM fermé

Source : http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/bd/Modern_3T_MRI.JPG



Machine d'IRM ouvert

Source : http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/c/c9/IRM_Hitachi_geo_ouvert_profil.jpg

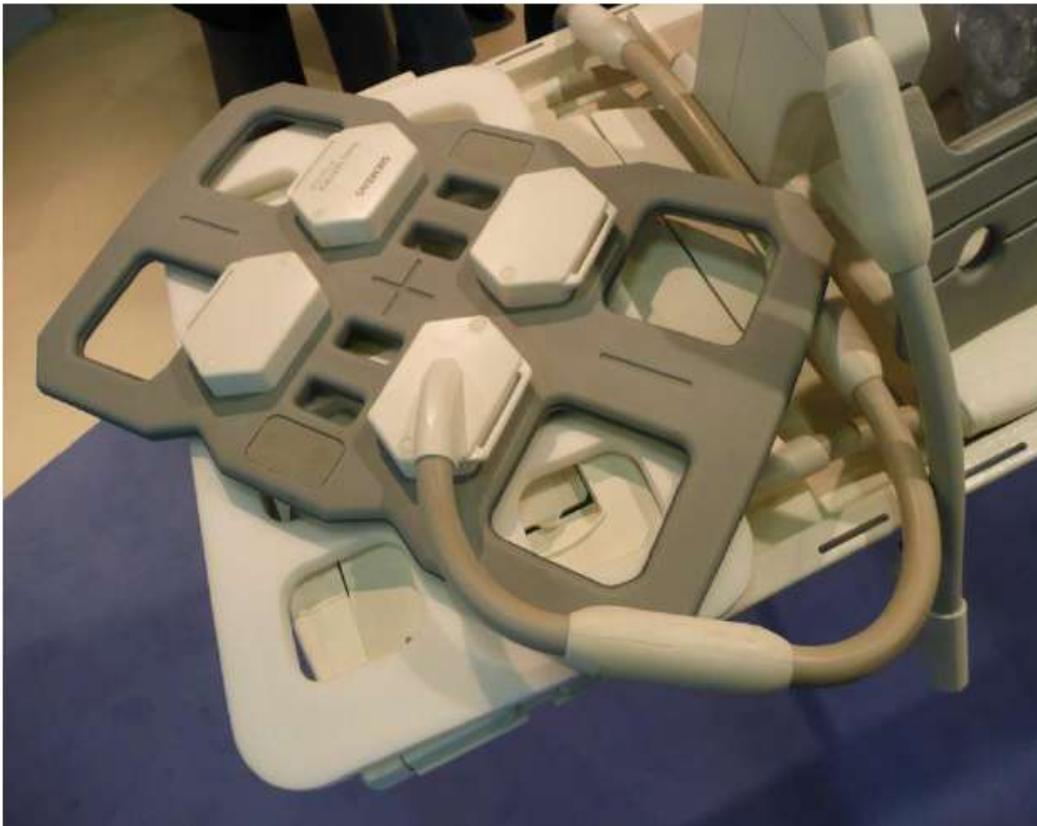
Afin de sélectionner une épaisseur, un plan de coupe et d'effectuer la localisation spatiale des signaux dans ce plan, on a besoin de bobines de gradient de champ magnétique. Ce sont des bobines métalliques placées autour du tunnel de l'aimant. Grâce au passage d'un courant électrique, on fait varier légèrement le champ magnétique selon les trois axes de l'espace (X, Y ou Z).

Les antennes des bobinages de cuivre qui entourent le patient sont chargées de la réception du signal émis par le patient en plus de la production des signaux de radiofréquence afin de permettre la résonance de précession des protons qui se trouvent dans le champ magnétique. On classe les antennes en trois catégories : selon leur géométrie (volumique et surfacique), leur mode de fonctionnement (émettrice-réceptrice ou réceptrice pure) et selon l'association ou non entre elles (linéaires, en quadrature de phase ou en réseau phasé).

Les antennes volumiques peuvent donner un diagnostic sans faire d'associations puisqu'elles sont souvent des antennes émettrice-réceptrice d'ondes radiofréquence. L'antenne corps sert à l'étude de régions étendues jusqu'à 50 cm de long, située à l'intérieur du tunnel de l'aimant. L'antenne tête (Figure 40) sert à l'exploration de l'encéphale et aussi à l'étude des extrémités. L'antenne genou est adaptée à l'étude genou, mais aussi du pied et de la cheville.

Les antennes surfaciques, à la différence des antennes volumiques, ont besoin d'être associées entre elles pour donner un diagnostic, car elles ne permettent que l'examen de petits champs d'exploration. Ce sont des antennes réceptrices pures, donc elles seront toujours accompagnées de l'antenne corps, chargée d'émettre l'impulsion de radiofréquence initiale.

Cette sorte d'antenne doit être placée par groupes afin d'optimiser et de permettre le diagnostic. Dans le cas de l'antenne linéaire, une seule antenne surfacique est placée parallèlement au champ magnétique B_0 . Elle reçoit le signal émis par le patient lorsque le signal passe devant l'antenne. Dans les cas d'antenne en quadrature de phase, deux antennes surfaciques sont disposées dans des plans différents autour d'une même région. Les antennes reçoivent les signaux en les regroupant sur un même canal de traitement pour former l'image finale. Cette méthode permet de diminuer le bruit et, par conséquent, d'augmenter la qualité de l'image finale. La dernière association est celle en réseau phasé. Plusieurs antennes surfaciques sont disposées côte à côte en donnant chacune individuellement des images selon la région anatomique où elle se trouve. Des algorithmes informatiques font une combinaison de ces images afin de former l'image finale. Avec cette méthode, on obtient d'avantage une réduction du bruit et on atteint un large champ d'exploration. Voici, à titre d'exemple, des images référant à une antenne surfacique et à une antenne volumique de type tête.



Antenne surfacique

Source : <http://www.maxisciences.com/imagerie-par-r%E9sonance-magn%E9tique/tout-savoir.html>



Antenne Tête

Source : <http://www.maxisciences.com/imagerie-par-r%E9sonance-magn%E9tique/tout-savoir.html>

Chapitre VI- les bases physiques de la médecine nucléaire

Avec l'IRM, on peut visualiser les artères (angio – IRM), étudier le cœur (IRM cardiaque), étudier les voies biliaires et pancréatiques (Cholangio – IRM), le fonctionnement du cerveau (IRM fonctionnelle), les vaisseaux capillaires (IRM- paramétrique), etc.

RÉFÉRENCES

Chimie, résumé de cours du secondaire. En ligne. <<http://www.resume-de-chimie.com/atome.htm>>. Consulté le 24 mars 2010.

Bushberg, Jerrold T., J. Anthony Seibert, Edwin M. Leidholdt Jr., John M. Boone. 2002. « The essential physics of medical imaging ». Lippincott William & Wilkins, Philadelphia, 933 p.

Chapitre 6 interaction des particules avec la matière. En ligne. <<http://dpnc.unige.ch/atlas/xin/noyaux/pdf/chapitre-6.pdf>>. Consulté le 4 avril 2010

Université de Limoges. En ligne. <<http://www.unilim.fr/>>. Consulté le 4 avril 2010.

Projectional radiography. En ligne. <http://en.wikipedia.org/wiki/Projectional_radiography>. Consulté le 6 avril 2010.

Maîtrise orthopédique. Importance de l'analyse de l'équilibre sagittal en pathologie rachidienne – rôle de la balance spino-pelvienne dans les maladies dégénératives du rachis. En ligne. <<http://www.maitrise-orthop.com/viewPage.do?id=1101>>. Consulté le 14 avril 2010.

Université de Genève. Médecine. Enseignement. En ligne. <<http://www.unige.ch/medecine/enseignement.html>>. Consulté le 17 avril 2010.

McGraw-hill science and technology dictionary. En ligne. <<http://www.answers.com/topic/fluorescent-screen>>. Consulté le 19 avril 2010.

Wikipedia. Sievert. En ligne. <<http://en.wikipedia.org/wiki/Sievert>>. Consulté le 19 avril 2010.

Computed tomography image quality and dose management. En ligne. <<http://www.sprawls.org/resources/CTIQ/module.htm>>. Consulté le 22 avril 2010.

Maxisciences. Rayon X. En ligne. <<http://www.maxisciences.com/rayon-x/tout-savoir.html>>. Consulté le 22 avril 2010.

Academic. Tube de coolidge. En ligne. <<http://fr.academic.ru/dic.nsf/frwiki/1666601>>. Consulté le 22 avril 2010.

Cnrs. Le journal. Biomécanique. EOS: tout le corps en 3D. En ligne. <<http://www2.cnrs.fr/presse/journal/827.htm>>. Consulté le 25 avril 2010.

Le monde des ultrasons. En ligne. <<http://umps.med.univ-tours.fr/coursUS.html>>. Consulté le 25 avril 2010.

Skyrock. La scintigraphie osseuse. En ligne. <<http://medecinucleaire.skyrock.com/1155098554-LA-SCINTIGRAPHIE-OSSEUSE.html>>. Consulté le 27 avril 2010.

UE2 : Biophysique

Pr Francois Rouzet