

# L'Imagerie Médicale, quand la physique rencontre la médecine

Culture Sciences  
de l'Ingénieur

Marie POIRIER-QUINOT

Édité le  
12/11/2019

école —————  
normale —————  
supérieure —————  
paris – saclay —————

*Cette ressource est issue d'une publication de La Revue 3EI, numéro 97 de juillet 2019.  
Marie Poirier-Quinot est Maître de Conférences à l'Université Paris-Sud 11.*

Comment voir ce qui est caché au premier abord. Comment peut-on étudier la physiologie ou le métabolisme du corps humain sans interagir directement avec celui-ci ? Comment détecter une pathologie, la comprendre et la soigner, sans y avoir un accès direct ?

Une partie de la réponse se trouve dans l'imagerie médicale en repoussant les frontières du visible et en transformant la démarche diagnostique. Il existe de nombreuses techniques d'imagerie complémentaires que nous allons décrire dans la suite de cet article, associées aux grandes découvertes de la physique du XXème siècle telles que la résonance magnétique nucléaire, la radioactivité, l'absorption et l'atténuation des rayons X, la réflexion d'ondes ultrasonores.

On classera en deux grandes familles le type d'information accessible en imagerie médicale et ce, quelle que soit la technique utilisée ; celle liée à l'anatomie des organes (taille, volume, localisation, ...) et celle liée à leur fonctionnement (physiologie, métabolisme...). On parlera alors d'**imagerie anatomique** et d'**imagerie fonctionnelle**. Les différentes techniques dont nous allons parler par la suite permettent d'accéder à l'une et/ou à l'autre de ces informations.

In fine, le but de l'imagerie médicale est de diagnostiquer les maladies, mais aussi de suivre leur évolution, comprendre leur fonctionnement, avec pour motivation finale de les soigner le plus efficacement possible. Le choix de la technique d'imagerie médicale dépendra de la question posée :

- confirmer ou infirmer un diagnostic supposé, (par exemple on choisira préférentiellement la radiographie à rayon X pour une fracture et l'échographie par ultrason pour le suivi d'une grossesse) ;
- le dépistage : mammographie pour le dépistage du cancer du sein ou la radiographie systématique du poumon pour dépister des pathologies contagieuses<sup>1</sup>.

Enfin il est important de souligner ici que dans le but de faciliter l'accès aux notions introduites, quelques approximations seront faites dans la suite de cet article. Les initiés pourront considérer les notions comme approximatives, elles sont simplifiées afin d'être adaptées au public, qui pourra si l'envie lui en dit, approfondir plus particulièrement un des aspects introduit.

Cette ressource présente, après avoir introduit le rayonnement, les différentes techniques d'imagerie selon l'exploitation des ondes mécaniques ou électromagnétiques. Les techniques d'imageries par transmission, par émission et par écho sont ensuite comparées pour une mise en évidence de leur complémentarité.

---

<sup>1</sup> Typiquement Antoine Béclère, chef de service à l'hôpital Tenon à Paris, acquiert en 1897 un radioscope afin de réaliser les premiers dépistages de la tuberculose grâce aux radiographies des poumons.

# 1 – Rayonnement

Pour pouvoir « regarder » à l'intérieur du corps humain, sans pour autant l'ouvrir, il est nécessaire **d'interagir** avec d'une manière ou d'une autre. Cette interaction se fera sous forme d'énergie, qui devra être capable de pénétrer dans les tissus.

Pour pénétrer dans le corps humain, nous ferons donc appel au **spectre électromagnétique**<sup>2</sup>, les ondes **radio fréquences** (pour l'imagerie par résonance magnétique) les **rayons X** (pour la radiographie) ou les **rayonnements gamma** (pour la médecine nucléaire). La 4<sup>ème</sup> technique d'imagerie médicale, l'échographie, est quant à elle basée sur la propagation **d'une onde mécaniques ultrasonore**. Cela n'empêche qu'en première approximation, les questions liées à « comment récupérer l'information utile » se posent de la même manière.

À l'exception de la médecine nucléaire, les ondes électromagnétiques ou mécaniques, supportant les techniques d'imagerie, n'ont pas seulement besoin de pénétrer dans les tissus, mais doivent également interagir avec eux sous différentes formes : absorption, atténuation, diffusion...Sinon l'énergie détectée ne contiendrait aucune information permettant de construire une image répondant à la question de peut-on « observer l'apparement invisible ».

Si on en revient aux ondes, qu'elles soient électromagnétiques ou mécaniques, elles seront caractérisées par leur **fréquence**<sup>3</sup>,  $f$  exprimée en Hz ou  $\text{sec}^{-1}$ , leur **longueur d'onde**,  $\lambda = v/f$  (où  $v$  est la vitesse de propagation dans le milieu observé, exprimée en mètre et leur **énergie**,  $E = hf$  ( $h$  est la constante de Planck) exprimée en électronvolt (eV) et leur **amplitude** (intensité maximale atteinte, l'unité dépend de l'onde observée).

Qu'elles soient électromagnétiques ou mécaniques, ces ondes peuvent se propager dans la matière, plus ou moins rapidement, avec une trajectoire plus ou moins en rectiligne, tout dépend du milieu et des obstacles rencontrés. Ces interactions peuvent avoir lieu soit par réflexion, par diffusion ou par absorption. En revanche les ondes électromagnétiques, contrairement aux ondes mécaniques, n'ont pas besoin de la matière pour se propager. Leur support de déplacement est le photon, une particule dépourvue de masse. Parmi toutes les sortes d'ondes, l'imagerie de diagnostic utilise :

Les **ondes électromagnétiques gamma** ( $f = 10^{22} \text{ Hz}$ ,  $\lambda = 10^{-12} \text{ m}$ ,  $E = 10^6 \text{ eV}$ ) utilisées pour la scintigraphie ou la médecine.

Les **ondes électromagnétiques X** ( $f = 10^{20} \text{ Hz}$ ,  $\lambda = 10^{-10} \text{ m}$ ,  $E = 10^3 \text{ eV}$ ) utilisées pour la radiographie ou le scanner X.

Les **ondes électromagnétiques Radio Fréquence** ( $f = 10^7 \text{ Hz}$ ,  $\lambda = 1 \text{ m}$ ,  $E = 10^{-9} \text{ eV}$ ) utilisées en Imagerie par Résonance Magnétique.

Les **ondes acoustiques ultrasonores** ( $f = 10^6 \text{ Hz}$ ,  $\lambda = 10^{-4} \text{ m}$ ,  $E = 10^{-9} \text{ eV}$ ) utilisées en échographie.

<sup>2</sup> On notera que la lumière visible, outils du quotidien, a une capacité limitée à pénétrer les tissus.

<sup>3</sup> Plus ou moins élevée, plus ou moins aigue

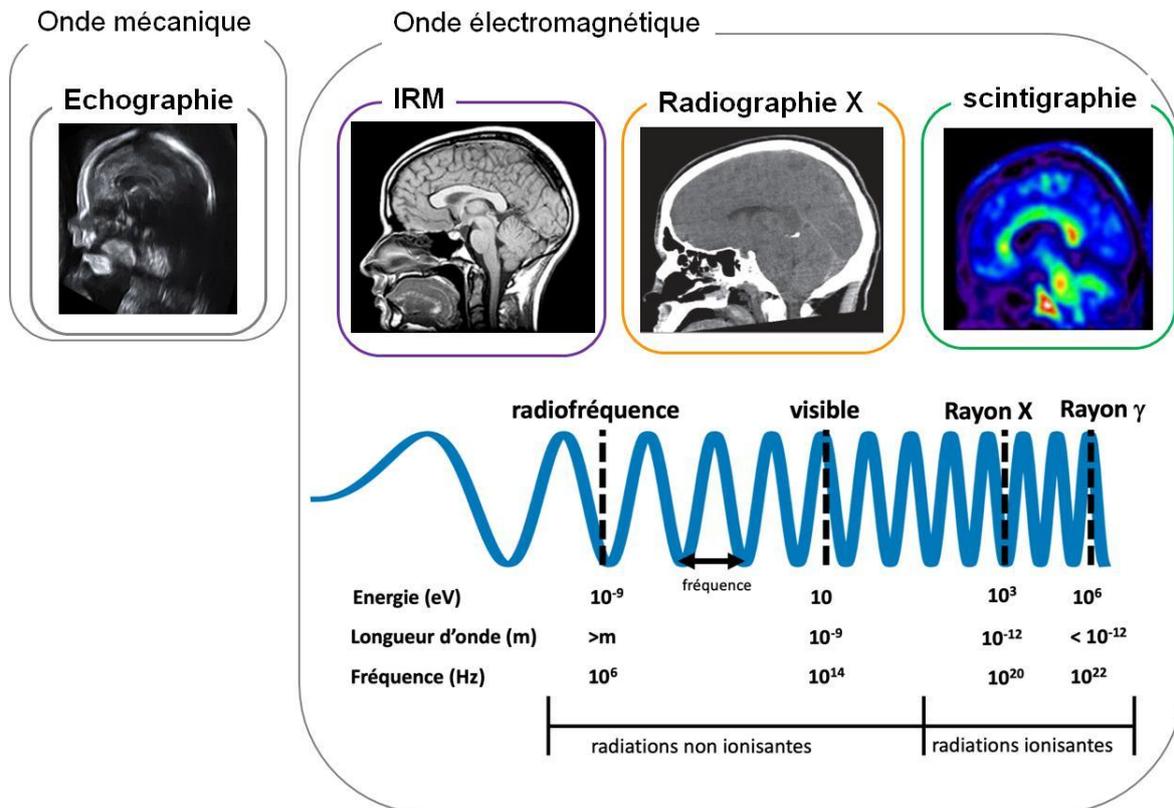


Figure 1: Présentation des 4 grandes techniques d'imagerie, des énergie, longueur d'onde et fréquence mises en jeu pour chacune d'elle. Les ondes gamma sont utilisées pour la scintigraphie, les ondes X pour la radiographie, les ondes Radio Fréquence pour l'Imagerie par Résonance Magnétique et enfin les ondes ultrasonores pour l'échographie. Dans le cas de la scintigraphie (imagerie gamma) l'image est en fausse couleur, image source [1]

## 2 – Imagerie par transmission : les rayons X et la radiographie

Il s'agit de la première technologie d'imagerie médicale, découverte en 1895 par le physicien Wilhelm Roentgen, qui réalisa les premières images de l'anatomie humaine sur la main de sa femme.

Pour réaliser ces images, il faut faire appel à deux grands instruments : une source et un détecteur de rayons X (Figure 2), les deux disposés de part et d'autre du patient. Les rayons X sont émis par un tube à rayons X, et vont interagir avec le patient, en étant plus ou moins absorbés par les milieux biologiques traversés. On considère le flux incident,  $I_0$ , de rayons X pénétrant suivant l'axe x dans un milieu hétérogène de coefficient d'absorption  $\mu(x)$ . I est le flux sortant. L'intensité de l'image obtenue dépend alors de la relation suivante :

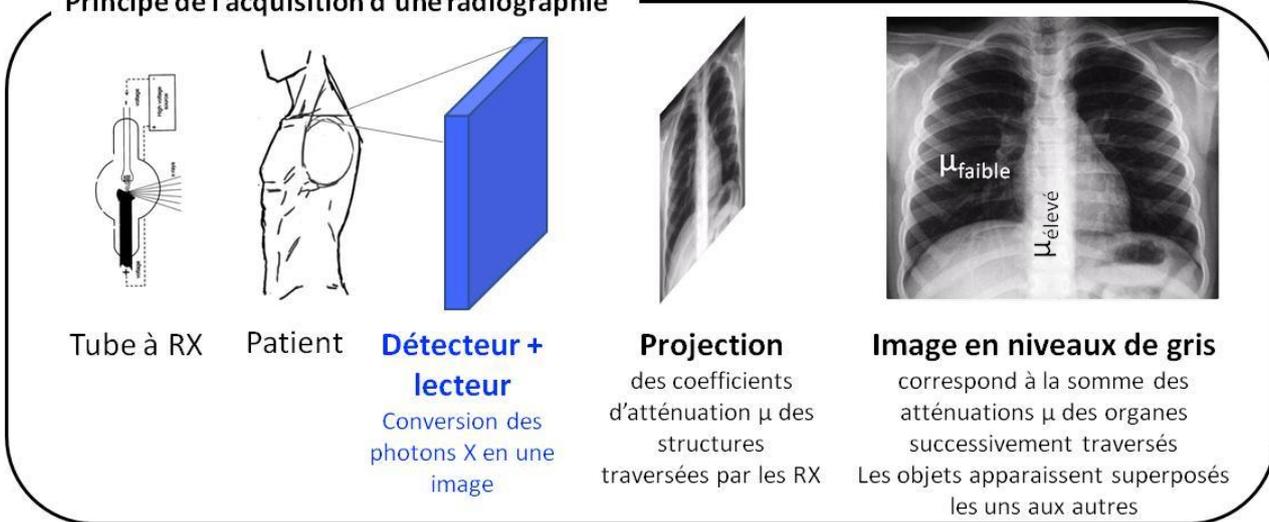
$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(x) dx}$$

Le détecteur permet de mettre en lumière cette atténuation  $\mu(x)$ . Cette dernière suit une loi exponentielle qui prend en compte l'absorption photoélectrique et de la diffusion par effet Compton. Les propriétés d'atténuation des tissus (l'os, les tissus mous, les poumons) dépendent de leur densité  $\rho$  (en  $\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$ ) et du nombre atomique  $Z^4$ , résultant en une distribution non homogène des rayons qui atteindront le détecteur (Figure 2). Finalement l'image radiographique

<sup>4</sup> Typiquement le numéro atomique de l'os, essentiellement composé de calcium ( $Z=20$ ) et de phosphore ( $Z=15$ ), est plus élevé que le numéro atomique des tissus mous ( $Z_{\text{eff}} = 7$ ).

correspond à l'image de la distribution des atténuations dues aux organes successivement traversés. Les zones blanches correspondront aux régions fortement atténuées (os), quand les zones noires (tissus mous) sont le reflet des zones moins atténuées. Les objets apparaissent superposés les uns aux autres. On parle d'imagerie de transmission dans la mesure où la source de rayons est à l'extérieur du corps et chaque point de l'image correspond à une information le long d'une trajectoire linéaire à travers le patient. Elle est très largement utilisée pour le diagnostic de fractures osseuses, de cancer des poumons ou de problèmes cardiovasculaires.

### Principe de l'acquisition d'une radiographie



### Génération de détecteurs



Figure 2 : Principe de la radiographie par rayons X et évolution des détecteurs + lecteurs, source poumon [2]

Les rayons X sont produits dans des tubes à rayons X (Figure 3.a). Des électrons sont émis par une cathode (un filament, le plus souvent en tungstène, chauffé par le passage d'un courant électrique), ces derniers sont accélérés par une tension (différence de potentiel) de plusieurs dizaines de kV en direction d'une cible constituée d'une anode en métal (en tungstène également). Un courant d'électrons est ainsi produit de la cathode vers l'anode (qu'on appelle parfois cible).

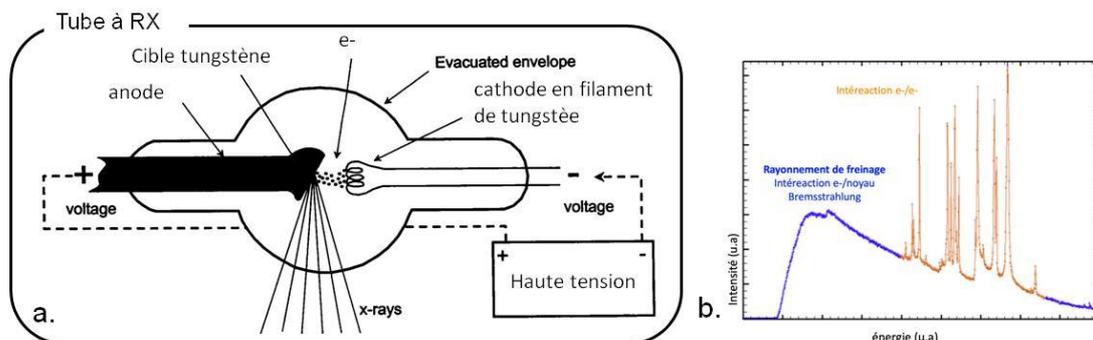


Figure 3 : a. Procédure d'obtention des rayons X, tube à rayons X, source [3]  
b. Superposition du rayonnement continu de freinage et de la fluorescence X, source [4]

En arrivant sur l'anode, le faisceau d'électrons est freiné par les atomes de celle-ci, en provoquant un rayonnement continu de freinage, dont une partie du spectre est dans le domaine des rayons X (Figure 3.b, spectre continu en bleu). En même temps, les électrons accélérés ont une énergie suffisante pour exciter certains des atomes de la cible qui réémettent un rayonnement X en retournant à leur état fondamental (fluorescence X, Figure 3.b, spectre en orange). Le tube donnera un spectre résultant de la superposition du rayonnement de freinage et de la fluorescence X de la cible (Figure 3.b, spectre total).

Cette technique d'imagerie est dite **ionisante** puisque durant un examen le patient reçoit une dose équivalente d'irradiation, mesurée en sievert (Sv) ou en Gray (Gr). Cette dose a pour but de mesurer l'impact sur les tissus biologiques d'une exposition à une source radioactive et de mettre en évidence une éventuelle dangerosité liée au rayonnement. C'est pour cette raison qu'il est déconseillé de passer plus d'un examen tous les 3 mois.

Afin de diminuer l'exposition au rayonnement lors d'un examen, de nouveaux détecteurs de plus en plus sensibles ont été développés [5]. C'est ainsi que les détecteurs film (initialement des films argentiques) ont peu à peu laissé la place au détecteur numérique et maintenant au capteur plan (tout numérique) (cf Figure 2). Toujours dans la démarche de réduire la dose de radiation, une autre famille d'appareil de radiographies a vu le jour. Il s'agit de la radiographie biplan très faibles doses, EOS, basés sur la technologie des chambres à fil développée à partir des découvertes de Georges Charpak (prix Nobel de physique en 1992). Cette modalité permet une reconstruction 3D, spatialement résolue, des structures osseuses. Enfin il n'a été fait mention que des techniques d'imagerie permettant de réaliser des projections de carte d'absorption. Cette modalité a évolué, au travers des scanners X (ou tomographie à rayon X) entre autre, rendant possible la visualisation de coupes de tissus, sans pour autant avoir la contribution des autres structures sous-jacentes, i.e. d'acquérir des informations en 3D, dans toutes les dimensions [6].

### 3 – Imagerie par émission : la scintigraphie - les rayons gamma et la médecine nucléaire

Dans cette partie, nous aborderons le principe général de la médecine nucléaire, en présentant les techniques associées que sont la **scintigraphie** et la **Tomographie par Emission de Positron**, sans nécessairement rentrer dans leur spécificités propres.

Cette technique d'imagerie diffère de l'imagerie par rayon X dans la mesure où ici le rayonnement est interne. Contrairement à ses consœurs, cette technique ne peut se faire sans l'administration (intraveineuse, par voie orale, ou par inhalation) d'un **radio pharmaceutique**, i.e. une substance radioactive, à de très faible dose, encore appelée trace (de l'ordre du pico molaire,  $10^{-12}$  moles<sup>5</sup>). On parlera de **traceur radioactif** ou **radio-traceur**. Ce dernier est associé à une molécule d'intérêt qui se fixera (**se métabolisera**) à une cible spécifique (cellules par exemple) qu'on cherche à mettre en évidence.

Une des applications les plus courantes de la médecine nucléaire est l'oncologie, ou étude des tumeurs. Celles-ci sont de grandes consommatrices de glucose. L'association d'un atome de Fluor radioactif (<sup>18</sup>F) à une molécule de glucose (fluoro desoxy glucose) permettra de localiser, via leur rayonnement, les cellules consommatrices de glucose. Les régions dans lesquelles le métabolisme

---

<sup>5</sup> Mole : quantité d'une espèce chimique rapportée au volume total

du glucose est supérieur à celui attendu seront ainsi mises en évidence (cf Figure 4, zone d'activité du traceur dans les poumons dans notre exemple). La présence des agents se traduit par un signal plus ou moins intense en fonction de la concentration, pas d'agents, pas de signal. Cette technique d'imagerie met en évidence la **fonction des organes**.

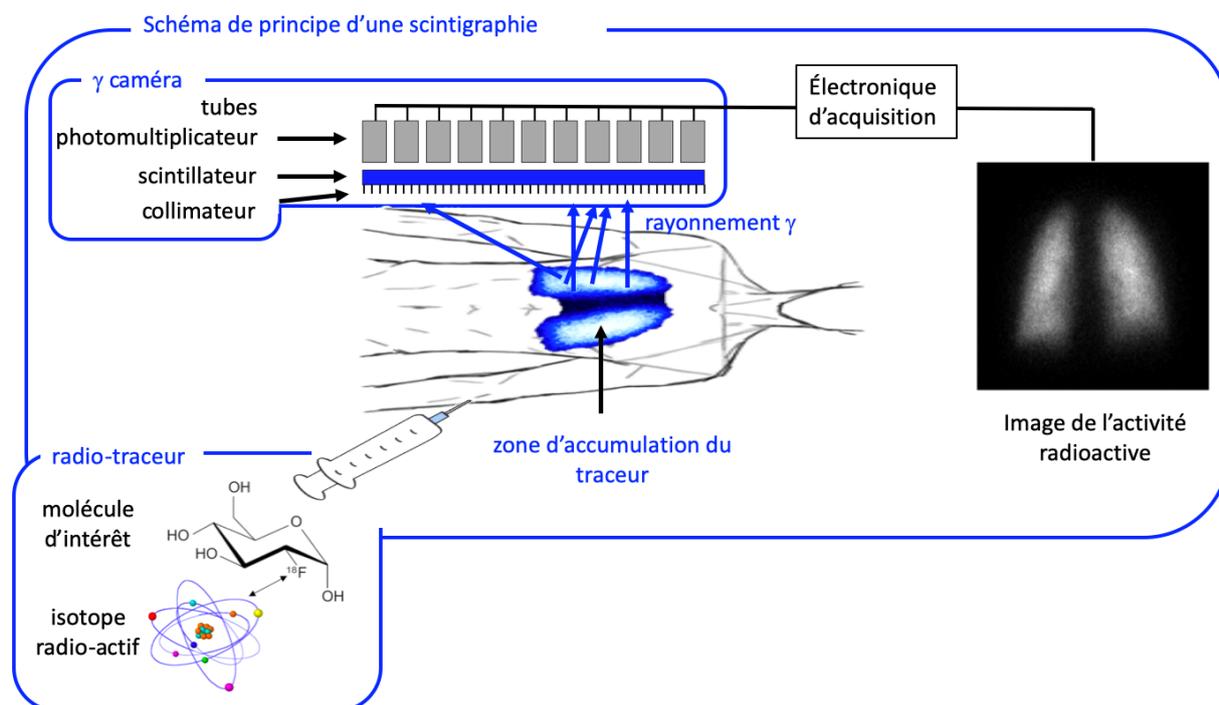


Figure 4 : Schéma de principe d'une scintigraphie, source image poumon [7]

Une fois fixé sur sa cible le radio-traceur émet les rayons gamma qui sont détectés par une caméra à scintillation, encore appelée **gamma caméra** (cf Figure 4). Elle est composée d'un collimateur, d'un détecteur de scintillation, de photomultiplicateurs, de circuits logiques de position et d'un ordinateur pour analyser l'ensemble des données collectées.

- le **collimateur** est un disque de plomb percé de trous parallèles, qui limitent le rayonnement diffusé et permet de déterminer l'origine des photons et la bonne localisation des rayons sur le détecteur de scintillation. La contrepartie de cette localisation est la faible proportion de photons détectée (environ 1/10000) puisque la majorité d'entre eux sont absorbés par le plomb du collimateur.
- le **détecteur de scintillation** (ou cristal de scintillation) absorbe le rayon gamma, créant ainsi une source secondaire dans le visible. Lorsqu'un photon gamma interagit avec le cristal, par effet photoélectrique, son énergie cédée au cristal sera suffisante pour expulser d'autres électrons. La gerbe de photon de fluorescence (bleu-ultraviolet) est à l'origine du phénomène de scintillation.
- La petite quantité de lumière sortie du détecteur est ensuite traitée par le **photomultiplicateur** qui a pour but de l'amplifier. L'électronique associée localise géométriquement le point d'impact du photon initial. Finalement, et grâce à l'ordinateur d'analyses de données, l'image pourra être créée.

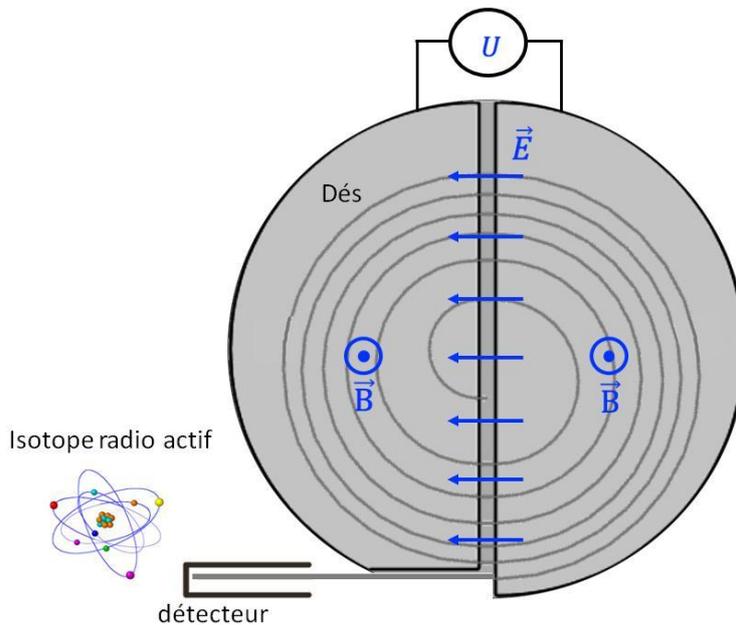


Figure 5 : Schéma de principe de fonctionnement d'un cyclotron

Nous n'avons pas encore abordé la question de la radioactivité des traceurs. Les traceurs sont constitués de la molécule d'intérêt à laquelle un des atomes est substitué par son isotope radioactif. Dans le cas des applications médicales, les isotopes radioactifs sont produits avec des cyclotrons, accélérateurs de particules. L'appareil est formé de deux cavités (cf Figure 5) en forme de demi-cylindres (communément appelé Dés), séparées par un petit intervalle  $d$ . Le dispositif émetteur de particules chargées est situé au voisinage du centre. Sous l'effet d'un **champ magnétique constant** d'un **champ électrique alternatif** de fréquence constante, ces dernières vont décrire une succession de demi-cercles de rayons en augmentation, jusqu'à ce qu'elles sortent du dispositif.

**Le champ magnétique  $B$** ,  $\vec{F} = q\vec{v} \wedge \vec{B}$ , appliqué perpendiculairement à la vitesse des électrons, courbe le cheminement des particules. Leur trajectoire est alors circulaire, de rayon  $R = mv/qB$  à la vitesse angulaire  $qB/m$ , indépendante du rayon.

**Le champ électrique  $E$** ,  $\vec{F} = q\vec{E} = m \frac{d\vec{v}}{dt}$ , généré par une tension alternative  $U = E \cdot d$  appliquée entre les deux Dés a pour effet d'accélérer les particules. La fréquence de cette tension est égale à  $qB/m$ , sa phase telle que les particules voient une force maximale quand elles sont entre les Dés. Elles sont donc accélérées deux fois par tour.

Compte tenu de la demi-vie des isotopes radioactifs, de l'ordre de quelques 100 minutes, les cyclotrons sont installés généralement dans les structures hospitalières, afin de permettre une utilisation immédiate.

On a mentionné précédemment deux types de techniques, la scintigraphie SPECT (Single Photon Emission Tomography) et la TEP (Tomographie par Emission de Positons). La différence majeure entre ces deux techniques est liée au radio-isotope utilisé et à sa détection. Un radio isotope  $\gamma$  sera détecté avec une gamma caméra et une collimation mécanique dans le cas de la SPECT. Un radio isotope  $\beta$  détecté également par une gamma caméra et par collimation électronique pour une détection de deux événements quasi simultanés et de direction opposée dans celui de la TEP.

## 4 - Imagerie d'un écho : les ondes radiofréquences et l'Imagerie par Résonance Magnétique

L'imagerie par résonance magnétique (IRM) est la dernière-née des 4 grandes techniques d'imagerie médicale non-invasive. Elle est basée sur la propriété qu'ont certains noyaux d'absorber sélectivement de l'énergie (un peu à la manière qu'à une radio de ne sélectionner qu'une fréquence à écouter) permet d'accéder à des informations de types anatomiques ou fonctionnels. Les noyaux qui nous intéresseront principalement sont les noyaux d'hydrogène et plus particulièrement leur **moment magnétique** (qui se comporte comme une petite boussole, flèches noires Figure 6.a). Dans le champ magnétique terrestre ( $B_{\text{terrestre}}$ ) ces moments magnétiques n'ont pas de direction privilégiée d'alignement et leur résultante est nulle.

Pour réaliser une expérience d'IRM, il est nécessaire d'avoir accès à un aimant très intense, créant un champ statique  $B_0$  de quelques Tesla, c'est à dire environs  $10^5$  fois le champ terrestre. Une fois placés dans ce champ statique  $B_0$ , l'ensemble des contributions des moments magnétiques de ces noyaux vont s'orienter le long de  $B_0$  et leur résultant va former une **aimantation macroscopique**  $M_0$  (Figure 6.b et c), tournant (le vocabulaire consacré est **precesser**) autour de  $B_0$  à la **pulsation angulaire** de  $2\pi f_0 = \gamma_H B_0$ , nombre de tours par seconde. Cette pulsation angulaire, appelée **pulsation de Larmor**, dépend linéairement de l'intensité de  $B_0$  et de la nature du noyau (au travers d'un coefficient dit gyromagnétique  $\gamma_H$ ). Pour donner des ordres de grandeurs, à une intensité de champ  $B_0$  de 1,5 T (celle rencontrée classiquement dans les hôpitaux), les noyaux d'hydrogène réalisent  $64.10^6$  tours par seconde. Enfin l'aimantation  $M_0$  dépend de la densité  $\rho$  de noyau d'hydrogène présente dans le volume observé.

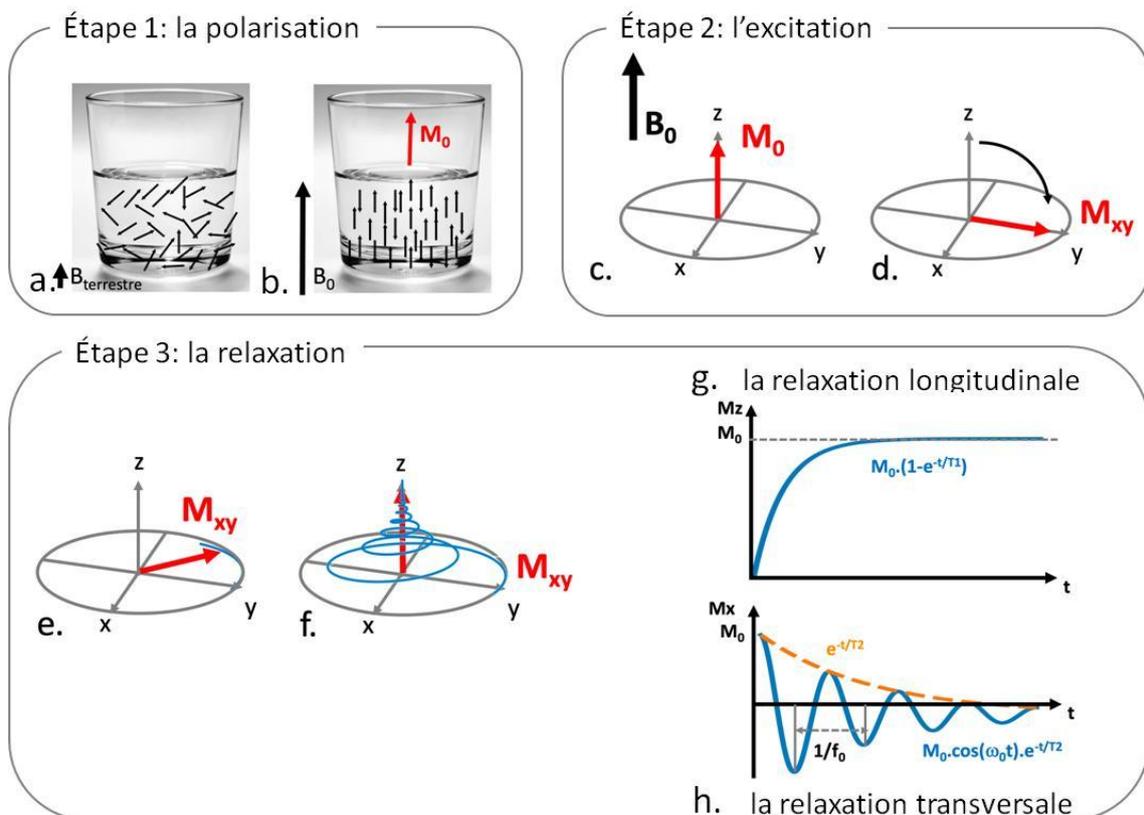


Figure 6 : Schéma de principe d'une acquisition IRM et ses trois grandes étapes : la polarisation (a, b), l'excitation (c, d) et le phénomène de relaxation (e-h)

Tout l'enjeu d'une expérience d'IRM est de jouer avec cette aimantation en la sortant de son état d'équilibre en lui apportant de l'énergie à la bonne fréquence ( $f_0$ ). L'excitation par

l'impulsion radiofréquence a pour conséquence de basculer l'aimantation  $M_0$  tissulaire initialement orientée le long de l'axe z et appelée **aimantation longitudinale ( $M_z$ )** dans le plan transverse (perpendiculaire à z), noté  $M_{xy}$  **aimantation transversale** (Figure 6.d). Cet état est instable et, dès l'arrêt de l'impulsion RF il y a retour à l'état d'équilibre ou état stable (Figure 6.e et f), un peu à l'image d'un ressort qui serait sorti de son état d'équilibre en tirant dessus.

On regarde ensuite comment cette aimantation  $M_z$  retourne progressivement à son état d'équilibre, on appelle cela la **relaxation longitudinale** (Figure 6.g). On l'appelle également **relaxation T1**, car ce retour à l'état d'équilibre de l'aimantation longitudinale se fait selon une **exponentielle croissante** où la constante de temps T1 (exprimée en millisecondes) est caractéristique du tissu observé. Le T1 caractérise ainsi la relaxation longitudinale d'un tissu. Plus il est court, plus l'aimantation longitudinale retourne rapidement à l'équilibre. Le T1 varie avec la structure moléculaire ainsi que l'état solide ou liquide de la matière (long dans les liquides comparé aux solides ; court dans les tissus gras). L'ordre de grandeur pour le T1 des tissus biologiques est de 100 ms à 1000 ms.

Dès l'arrêt de l'impulsion RF on observe le phénomène inverse, c'est-à-dire la décroissance de l'aimantation transversale  $M_{xy}$  : c'est la **relaxation transversale ou relaxation T2** (Figure 6.h) car la disparition de cette aimantation se fait selon une **exponentielle décroissante** où la constante de temps T2 dépend des tissus observés. L'ordre de grandeur pour le T2 des tissus biologiques est d'environ 50 ms à 100 ms (beaucoup plus court - un ordre de grandeur - que le T1). Le T2 varie avec la structure moléculaire, l'état solide ou liquide de la matière. Il est plus long dans les liquides par rapport aux solides

Ces différences en densité de protons, T1 et T2 vont être mises à profit en imagerie pour générer différents types de contraste (Figure 7).

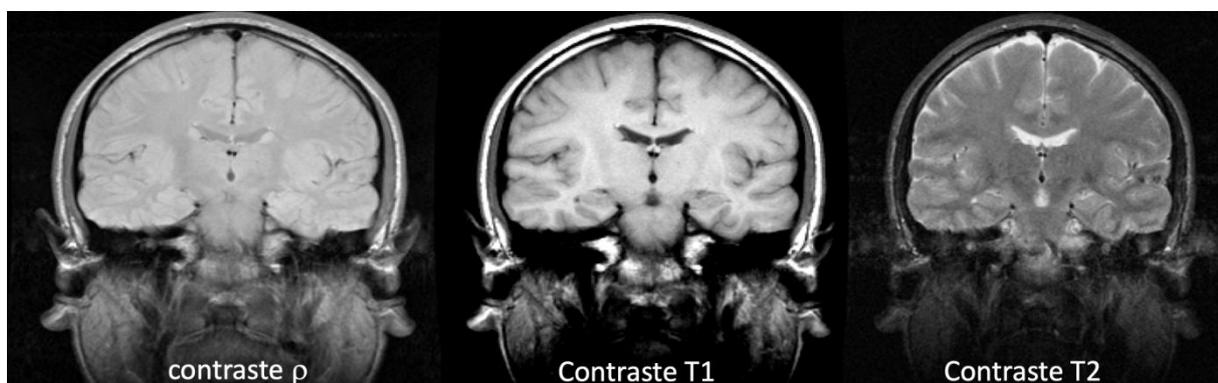


Figure 7 : Imagerie par Résonance Magnétique du cerveau, dans le cas de trois types d'acquisition classiques, pondérée en contraste en densité de protons, en relaxation T1 et en relaxation T2

Un dernier point à aborder concerne la **localisation du signal** de Résonance Magnétique Nucléaire. Comment avec une longueur d'onde de l'ordre du mètre à 1,5 T peut-on atteindre une résolution spatiale inférieure au millimètre. Toute l'astuce réside dans la notion de fréquence de précession de l'aimantation [8]. Nous avons vu que cette fréquence était intimement liée à l'intensité du champ  $B_0$ . Imaginons trois verres identiques, placés à quelques cm les uns des autres dans un coin d'une pièce, l'observateur, yeux bandés, à l'opposé (distance supérieure à 3m). La longueur d'onde ne permet pas de discriminer les verres les uns des autres en les faisant tinter. En revanche si au préalable l'observateur prend le soin de les remplir d'eau, à des niveaux différents, cf Figure 8.a, chacun des verres aura sa fréquence propre, qu'on pourra qualifier de **fréquence spatiale**. Et là il devient aisé de les différencier spatialement (tel un accord sur un piano).

Il en va de même en IRM, il sera impossible de discriminer spatialement l'aimantation d'un échantillon placé dans un champ unique  $B_0$ , en revanche en appliquant un gradient de champ magnétique spatial  $G$  (en d'autres termes, en faisant varier l'intensité du champ localement de quelques mT), la fréquence de précession va elle varier spatialement de quelques kHz, suffisamment pour être détectable. En fonction de la fréquence observée, il sera alors facile de remonter à la position spatiale de l'échantillon.

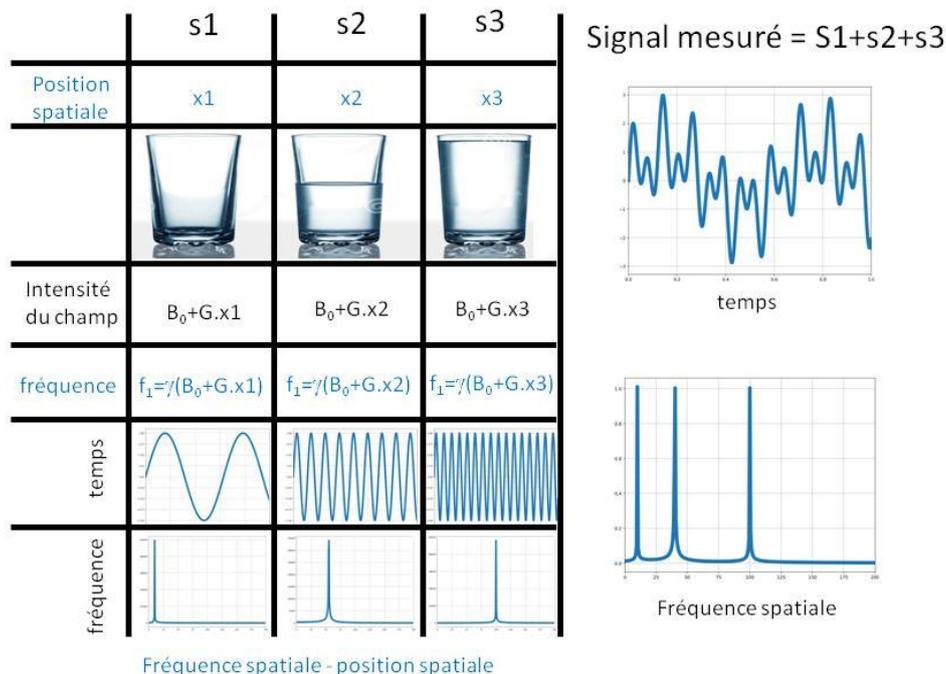


Figure 8 : Schéma de principe du codage spatial

Un avantage essentiel qui rend cette technique incontournable est qu'elle permet d'accéder à de véritables acquisitions en 3 dimensions, contrairement aux Rayons X ou à l'échographie, pour lesquelles émetteur et récepteur sont à l'extérieur. Ici la source de signal est endogène. Le caractère non destructif de cette méthode, lié à l'absence de rayonnements ionisants rend cette technique « sans limite » d'utilisation, en prenant garde que le patient puisse pénétrer dans un IRM (attention aux prothèses métalliques, à la claustrophobie, etc.).

Enfin on peut apprécier le potentiel versatile de l'IRM, qui permet de générer des contrastes très variés, tels que pondération du signal  $T_1$ ,  $T_2$  densité de protons, diffusion, vitesse, imagerie fonctionnelle cérébrale, imagerie de susceptibilité, élastographie.

## 5 – Imagerie d'un écho : les ondes ultra sonore et l'échographie

L'**ultrason** est un son dont la fréquence est trop élevée pour être audible à l'oreille humaine (le son trop aigu, mais pourrait être entendu par les chiens ou les dauphins,  $f > 20\text{kHz}$ ). Sa vitesse de propagation,  $v$ , dépend du milieu dans lequel elle se propage (Figure 9, étape 1). De  $300 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  dans l'air elle passe à  $1500 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  en milieu aqueux (ordre de grandeur de la vitesse de propagation dans l'organisme humain).

Les tissus présentent une **résistance au passage des ultrasons**, qui dépend des tissus traversés, de leur élasticité et de leur densité. À l'arrivée des ondes ultrasonores à une interface entre deux tissus (Figure 9, étape 2), une partie de l'onde incidente est transmise, une autre est réfléchi. Les énergies transmises et réfléchies (caractérisées par l'amplitude du signal observé) dépendent de la différence de nature des deux tissus : de leur **impédance**. La réflexion sera élevée si la différence d'impédance entre les tissus est élevée.

Dans le cas où le tissu 2 serait un os, tout le signal est réfléchi, l'os apparaît en hyper signal (blanc), (cf Figure 1, image Ultra Sonore (US)). L'onde transmise est quasiment nulle, c'est pour cette raison qu'on ne peut pas imager par ultra son des régions protégées par des os (le cerveau adulte par exemple). Dans le cas où le tissu 2 serait du liquide (liquide amniotique dans un utérus lors d'une grossesse par exemple), tout le signal est transmis et cette région apparaît en hypo signal (noir, cf Figure 1, image US).

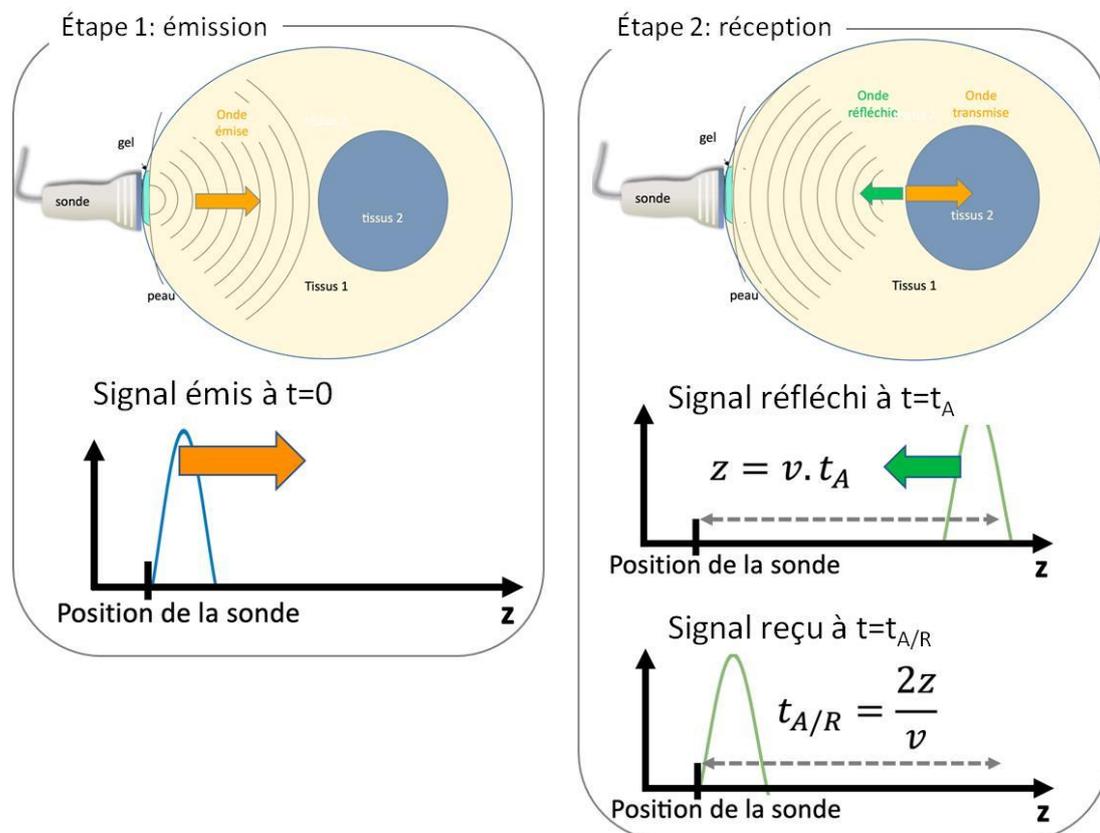


Figure 9 : Schéma de principe d'une échographie

Lors de cette réflexion la fréquence ne subit a priori aucune modification. L'onde ainsi réfléchie, qu'on appelle écho (comme l'écho du son sous un pont) sera utilisée afin d'identifier, de localiser et de caractériser les différents tissus qu'elle rencontre. L'image échographique sera créée grâce à la réception des ondes réfléchies par les différents tissus traversés. Pour réaliser une échographie, on utilisera une sonde qui émettra l'onde US et recevra l'onde réfléchie (Figure 9, étape 1). Du gel sera mis entre la sonde et le corps afin de faciliter la pénétration des ondes US dans l'organisme. En connaissant la vitesse de propagation de l'onde US dans le tissu, et en mesurant le temps entre le moment où le signal est émis et celui où il est reçu ( $t_{A/R}$ ) on peut connaître la distance à laquelle le tissu 2 se trouve (Figure 9, étape 2).

Quelques mots sur la sonde, élément de base de l'échographie et plus particulièrement la **céramique piézoélectrique** qui compose cette sonde. Elle a le double rôle d'**émetteur** et de **récepteur** des ultrasons. En tant qu'émetteur, elle est soumise à des impulsions électriques à l'origine des ultrasons. En tant que récepteur, on parle alors de transducteur ultrasonore, l'onde ultrasonore induit une impulsion électrique qui donnera naissance à l'image échographique. Typiquement un millier de transducteurs ultrasonores composent une sonde. Enfin chaque sonde à sa fréquence de fonctionnement, plus ou moins élevée en fonction de l'application. Typiquement une sonde de 1,5 MHz permettra de réaliser des acquisitions de l'abdomen avec une résolution spatiale de l'ordre du mm. Des sondes travaillant à 7 MHz seront utilisées pour l'imagerie superficielle des veines ou des artères avec une résolution spatiale de l'ordre du dixième de mm.

Nous n'avons pas introduit l'imagerie doppler ou encore l'élastographie qui permettent d'imager respectivement l'amplitude du flux sanguin ou les propriétés viscoélastiques des tissus.

## 6 - Comparaison et complémentarité des techniques d'imagerie médicale vers l'imagerie multi-modale

### Critère de qualité des images

La qualité d'une image, le niveau de confiance qu'on pourra lui accorder, est évaluée à partir des critères suivants, sa résolution spatiale, temporelle, le contraste. Évidemment d'une technique à l'autre, ces paramètres seront très différents.

La **résolution spatiale** est la capacité à différencier la plus petite distance entre deux points. La longueur d'onde pour imager un objet est la limitation principale pour la résolution spatiale.

Typiquement un microscope optique ne peut pas imager des objets plus petits que la longueur d'onde de la lumière visible (de l'ordre de la centaine de nanomètre). La limite théorique des résolutions spatiales des rayons X serait ainsi de  $10^{-9}$ m, quand celle des ultrasons est limitée à longueur d'onde du son (environs une centaine de micromètres à 10 MHz). L'IRM « viole » cette loi, avec une longueur d'onde de l'ordre du mètre à 1,5 T ( $f_0=64$  MHz), et une résolution spatiale inférieure au millimètre. Ceci est dû à l'encodage spatial via son spectre de fréquence (cf les gradients d'encodage spatial). Enfin la résolution spatiale de la médecine nucléaire est essentiellement limitée à la collimation du détecteur, de l'ordre de quelques mm.

La **résolution temporelle** est la capacité à résoudre temporellement deux événements pouvant être séparés.

Le **contraste** caractérise la différence d'intensité des pixels d'une image ( $C=S1-S2$ , où S1 et S2 sont respectivement le signal provenant de deux régions d'intérêt proches l'une de l'autre). Une image uniformément grise a un contraste nul, quand une image avec des transitions importantes entre le noir et le blanc a un contraste élevé. Chaque modalité d'imagerie génère un contraste qui lui est propre. Le **contraste des rayons X** dépend de l'énergie des rayons X (ajusté par l'opérateur) et de la différence de densité des tissus, qui affecte l'absorption locale des rayons X. En **médecine nucléaire**, les images sont des cartes de la distribution spatiale des radio-traceur injectées dans les patients. Le contraste de l'IRM dépend dans un premier temps de 3 paramètres, qui vont pondérer plus ou moins les images, la densité de protons et les phénomènes de relaxation T1 et T2. Les organes de faible densité comme les poumons généreront un signal plus faible que la graisse dont la concentration en hydrogène est bien plus importante. Dans les images à ultrasons, le contraste dépend des propriétés acoustiques des tissus. Le contraste sera plus élevé aux interfaces entre deux tissus d'impédance différente, par exemple entre les os et les tissus mous.

Au final, il faut appréhender ces différentes techniques d'imagerie non pas comme compétitive mais complémentaires. Pour faciliter cette approche, les différentes notions introduites dans l'article sont synthétisées dans le tableau suivant. Pour preuve, la plupart des nouvelles technologies développées combinent deux techniques, par exemple les PET-CT (PET combiné à un scanner X) cf Figure 10 ou les PET-MR qui combinent des acquisitions IRM superposées à des acquisitions PET récemment mises en service dans quelques centres hospitaliers [9].

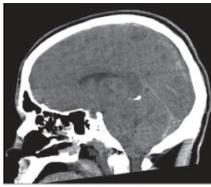
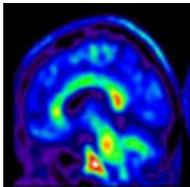
	<b>Échographie US</b>	<b>IRM</b>	<b>Rayons X</b>	<b>Médecine nucléaire</b>
				
Principe physique	Réflexion des ondes US	Relaxation magnétique	Absorption des rayons X par le noyau atomique (Z)	Émission $\gamma$ ou $\beta^+$
Type d'imagerie	Anatomique et fonctionnelle	Anatomique et fonctionnelle	Anatomique	Fonctionnelle (métabolique)
Résolution spatiale	~ 0.2 mm	~ 1 mm	~ 0.1 mm	~ 5 mm
Résolution temporelle	~ 1 s	~ 5 à 10 min	~ 1 min	~ 1 min à 1 heure
Durée d'un examen	5 à 15 min	20 à 60 min	5 à 15 min	Dépend de l'examen, il y a souvent un laps de temps entre l'administration du radio traceur et l'acquisition d'images
Sensibilité de détection	Dépend de la profondeur	Sensibilité aux tissus mous	Sensibilité faible aux tissus mous	Ciblé et spécifique
Risques	Echauffement des tissus	Echauffement des tissus Problème lié au port d'implants (ex : pace maker)	Faible exposition aux rayonnements ionisants en radiologie conventionnelle. Exposition plus importante dans le cas du scanner	Faible exposition aux rayonnements ionisants
Avantage	Accessible Non irradiant Rapide Dynamique Résolution spatiale	Non irradiant Imagerie en coupe, nativement 3D Résolution en contraste endogène Multimodal (anatomique, fonctionnelle..), dynamique	Accessible Rapide Peux onéreuse	Sensibilité de détection
Inconvénient	Limitée en profondeur Résolution en contraste Zones inexplorables (thorax, os, crâne) Opérateur dépendant	Onéreuse Peu accessible Nécessite l'immobilité du patient	Irradiant Faible résolution en contraste	Irradiant Résolution spatiale Résolution temporelle Onéreuse Nécessite un cyclotron

Tableau 1 : Panorama de l'imagerie médical



© MAYO FOUNDATION FOR MEDICAL EDUCATION AND RESEARCH. ALL RIGHTS RESERVED.

Figure 10 : Image de gauche acquise avec un scanner X, image centrale acquise en médecine nucléaire. La fusion de ces deux images donne celle de scanner X-PET combiné, source [10]

## Références :

- [1]: acquisition RX - Kawati et al. doi: 10.3109/03009734.2013.818600,  
<https://medicalxpress.com/news/2012-07-alzheimer-plaques-pet-brain-scans.html>
- [2]: <http://nd-tpe-rayonsx.e-monsite.com/pages/ii-utilisation-des-rayons-x-en-medecine/la-radiographie.html>
- [3]: JT Bushberg et al. 2002
- [4]: <http://www.maxisciences.com/rayon-x/tout-savoir.html>
- [5]: J.-N. Foulquier, J. Radiol 2010;91:1225-30 Éléments technologiques permettant de réduire la dose en radiologie conventionnelle et numérique
- [6]: Tomographie à rayons X, Christian THIERY, techniques pour l'ingénieur, 2013, cours Radio INSA AM 07
- [7]: Open-l
- [8]: Lauterburg, Mansfield, prix Nobel
- [9]: Besson et al. <http://dx.doi.org/10.1016/j.mednuc.2016.01.002>
- [10]: <https://www.drugs.com/mcp/positron-emission-tomography-scan>.