

## Matière : Imagerie médicale

### Contenu :

**Chapitre 1 : Imagerie par les Rayons X**

**Chapitre 2 : Imagerie par l'ultrason**

**Chapitre 3 : Imagerie par Magnétisme nucléaire**

**Chapitre 4 : La médecine nucléaire**

### **Introduction à l'imagerie médicale :**

L'imagerie médicale regroupe les moyens d'acquisition et de restitution d'images du corps humain à partir de différents phénomènes physiques tels que : l'absorption des rayons X, la résonance magnétique nucléaire, la réflexion d'ondes ultrasons ou la radioactivité.

On associe parfois à l'imagerie médicale les techniques d'imagerie optique comme l'endoscopie. Les techniques de l'imagerie médicale sont considérées surtout comme outil diagnostique, elles sont aussi largement utilisées dans la recherche biomédicale.

On peut classer ces techniques en deux grandes familles :

- L'imagerie de transmission : le rayonnement ou faisceau externe traverse le patient.
- Imagerie d'émission : le rayonnement vient du patient après l'injection du traceur ou isotope radioactif.

L'imagerie médicale est une science récente. Parmi les grands repères qui marquent son évolution, on cite :

- 1895 : Découverte des rayons X par Roentgen et première radiographie
- 1955 : Mise au point de la visualisation du corps humain en coupes par utilisation des ultrasons (échographie).
- 1972 : visualisation du corps humain en coupes grâce aux rayons X et à l'ordinateur (scanner X) par Hounsfield.
- 1973 : Mise au point de la visualisation du corps humain par l'IRM, grâce aux champs magnétiques, aux ondes radios et à l'ordinateur, par Lauterbur et Damadian.
- 1990 : développement de la médecine nucléaire.

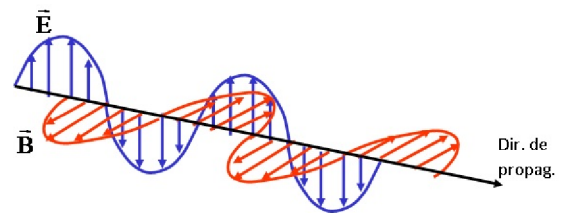
# Chapitre 1 : Imagerie par les Rayons X

## 1.1. Introduction :

Les rayons X ont été découverts en 1895 par le physicien allemand Wilhelm Röntgen. Ce rayonnement était alors inconnu, Röntgen leur donna ainsi le nom de rayons X. Les rayons X sont, comme la lumière, une forme de rayonnement électromagnétique. Ils se déplacent dans le vide à la vitesse de la lumière  $c=300.000 \text{ km/s}$ . Ils sont de haute énergie, de très courte longueur d'onde, très pénétrants et ionisant (ils comportent un danger pour la santé).

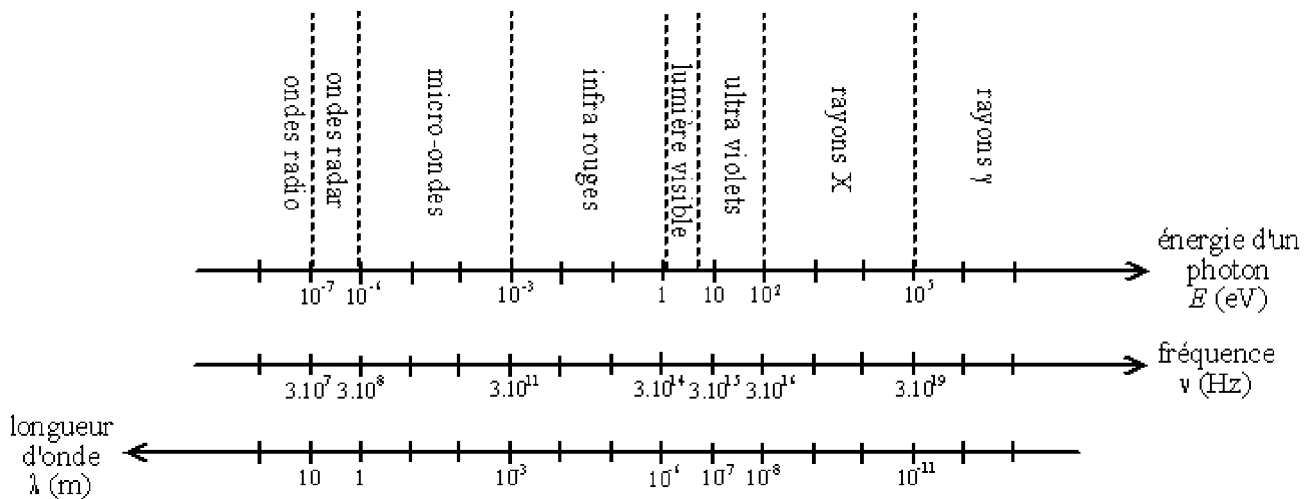
## 1.2. Rappel sur le rayonnement électromagnétique :

Un rayonnement (ou une onde) électromagnétique consiste en la propagation d'un champ électrique E et d'un champ magnétique B perpendiculaires, et sont eux-mêmes perpendiculaires à la direction de propagation.



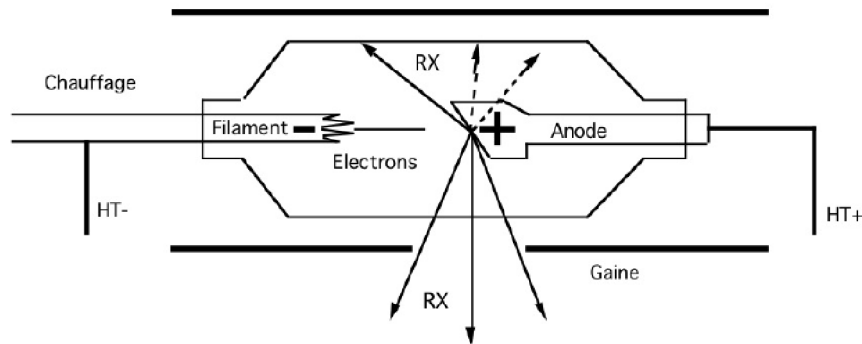
- Un rayonnement électromagnétique est constitué par la superposition de rayonnements de fréquences différentes, On parle alors du spectre électromagnétique.
- En physique, les rayonnements électromagnétiques se présentent sous deux aspects complémentaires : ondulatoire et corpusculaire.

On note que les ondes électromagnétiques peuvent se propager dans le vide. Contrairement aux ondes sonores, qui ont besoin d'un milieu matériel pour se propager.



### 1.3. Bases physique des rayons X :

La production des rayons X fait suite à une interaction violente entre un électron à une vitesse très élevée, et une cible métallique très dense.



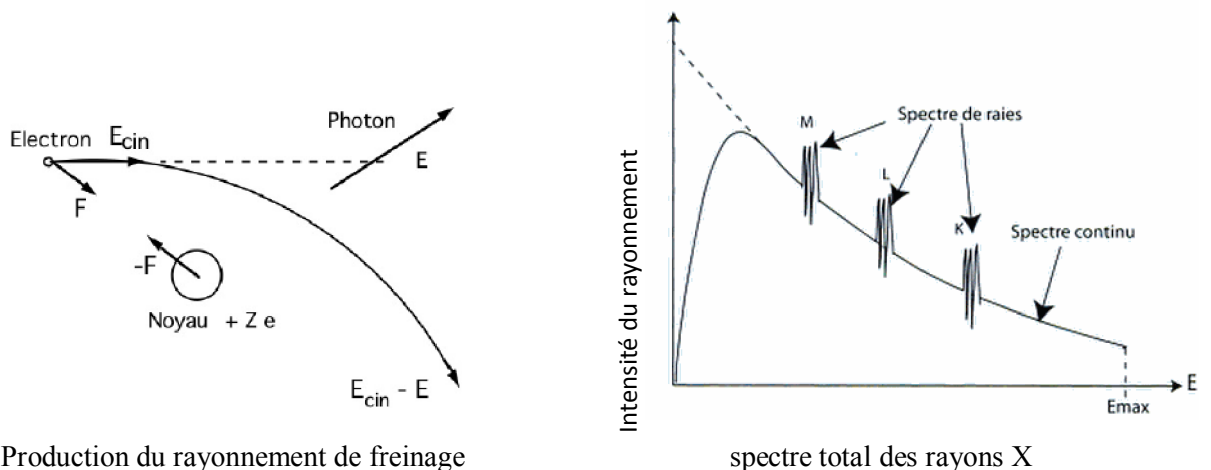
Les électrons sont accélérés par une forte différence de potentiel, de plusieurs milliers de volts. Lorsque les électrons ainsi accélérés percutent la cible, il y a perte d'énergie et émission de rayonnements X par deux types d'interactions :

➤ **Interactions avec les électrons :**

Un électron incident peut expulser un électron d'un atome de la cible. Cet électron expulsé laisse sa place à un autre de couche supérieure et perd une partie de son énergie qui est émise sous forme d'un photon X. Ce phénomène donne 1% du rayonnement total (spectre discret de raies).

➤ **Interactions avec les noyaux :**

Quand un électron passe à proximité du noyau, il est attiré par la charge positive nucléaire, et sa trajectoire est modifiée. Il émet de l'énergie sous forme d'un photon X. Ce rayonnement émis est appelé rayonnement de freinage. On obtient par ce phénomène 99% du rayonnement total, et se représente par un spectre continu.



Le spectre total de rayons X est constitué d'un spectre continu et d'un spectre discret de raies.

#### 1.4. Production technologique des rayons X :

La production des rayons X se fait par un générateur de rayons X ou tube à rayons X. il se compose de :

- L'enveloppe externe : est en général une ampoule en verre ou plus récemment une association métal-céramique, dans lequel règne le vide.
- La cathode : est constituée par un filament de tungstène (Le tungstène est l'élément chimique ayant le plus haut point de fusion 3.400 °C) qui est chauffé par un courant à 2500 degrés, l'échauffement du filament fait naître un nuage d'électrons.
- La cible de l'anode en tungstène attirant ces électrons grâce à une différence de potentiel entre la cathode et l'anode, va produire 99 % de chaleur et seulement 1 % de rayons X, qui sont concentrés en un faisceau homogène et sortent par la fenêtre du tube.
- Un système de refroidissement (ventilation,..) est nécessaire vu la chaleur importante,

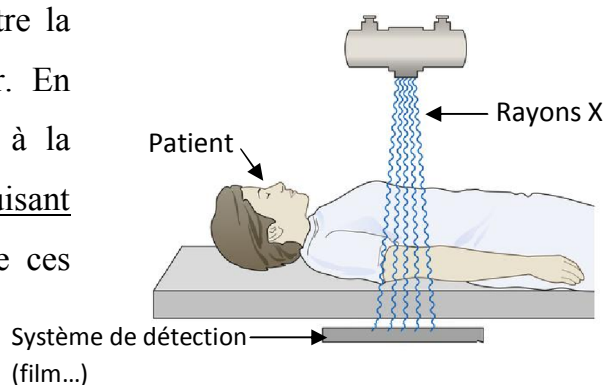
Ils existent plusieurs types de tubes à rayons X : Tube de Crookes, Tube de Coolidge, Tube à anode fixe, Tube à anode tournante (en tournant, chaque partie de l'anode n'est irradiée que durant un court instant, ce qui facilite la dissipation de la chaleur), Le tube Straton (Siemens)...

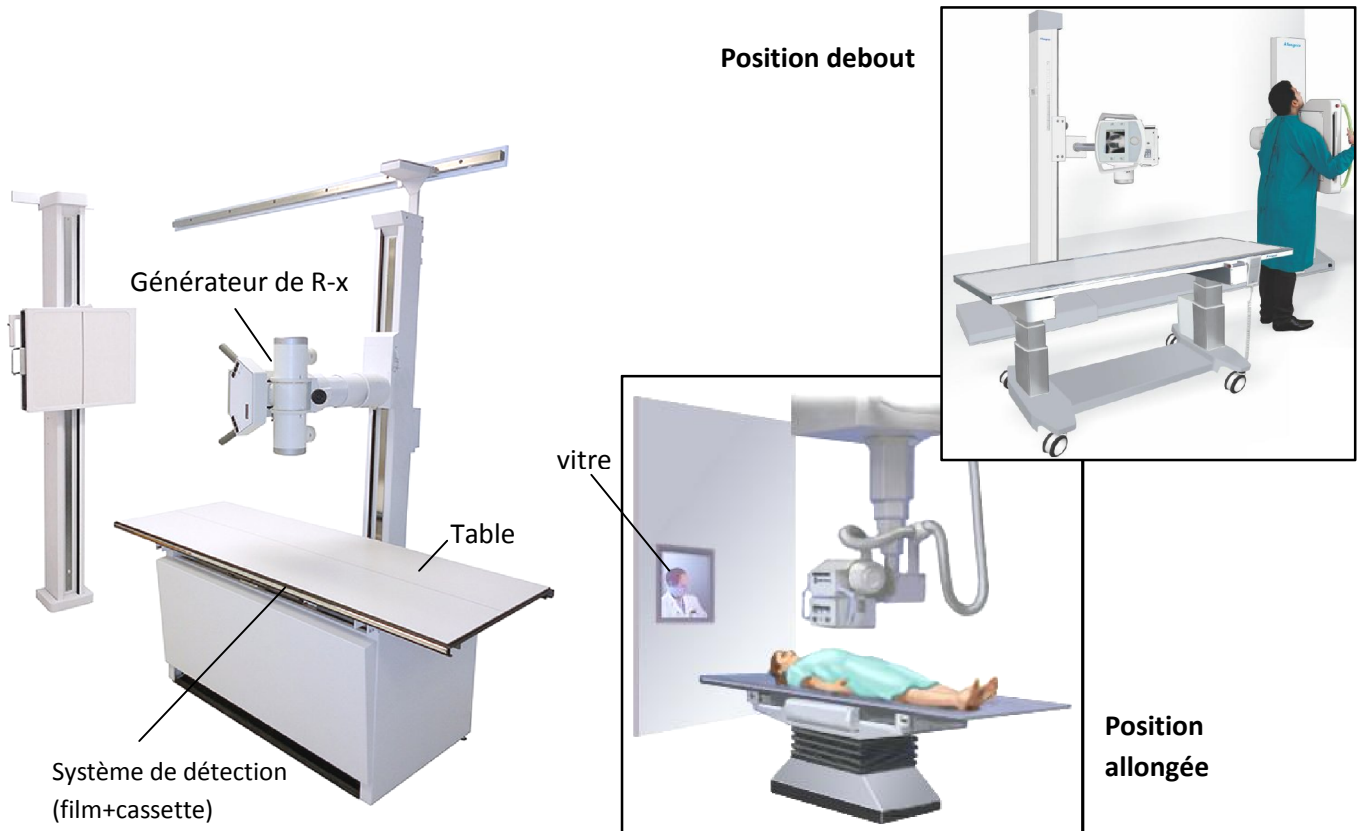
#### 1.5. Radiologie conventionnelle :

La radiographie conventionnelle est une technique d'imagerie qui utilise les rayons X, permettant d'obtenir des clichés de certaines parties du corps humain.

##### 1.5.1. Matériel et méthode :

Le principe est simple : le patient est placé entre la source (tube à rayons X) et le film récepteur. En général, seuls deux appareils sont nécessaires à la pratique de la radiographie : un appareil produisant des rayons X et un film sensible à l'action de ces rayons.





Dans les services de radiologie, les appareils de radiologie sont installés dans les pièces à murs épais qui évitent le passage des radiations.

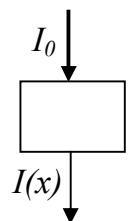
- Le radiologue est placé derrière une vitre qui ne laisse pas passer les R-x, et il suit l'examen.
- Les clichés peuvent être réalisés dans différentes positions (debout, allongée) selon la nécessité de l'examen et l'état du malade.
- Il existe aussi des appareils mobiles permettant de réaliser des radiographies au lit.

### 1.5.2. Formation de l'image latente :

Le rayonnement x émis traverse le corps et ses différents tissus. Lors de cette traversée, certains tissus absorbent les rayons (os) et d'autre les laissent passer (muscles) à différents degrés. Les rayons ainsi subissent un phénomène d'atténuation. Elle est exprimée par la relation :

$$I(x) = I_0 e^{-\mu \cdot x} \quad \text{où :}$$

$I(x)$  : l'intensité du faisceau après avoir traversé une épaisseur  $x$  de matière ;  $I_0$  : l'intensité du faisceau incident ;  $\mu$  : la densité de la matière ;



Finalement, les rayons sortants des différentes structures traversées sont projetés sur un même plan pour former l'image radiologique latente. Il existe en quelque sorte une addition (superposition) de l'ensemble des structures traversées par les rayons X.

L'atténuation des photons provient essentiellement de deux types d'interactions :

- **Avec des électrons périphériques** : l'effet Compton : qui brouille l'image radiographique. (on utilise des grilles anti-diffusantes qui améliorent le contraste de l'image).
- **Avec des électrons profonds** : l'effet photoélectrique : entraîne l'émission d'un photon de fluorescence. C'est le phénomène physique qui donne l'image radiologique.

### 1.5.3. Formation de l'image radiologique :

Le rôle du système de détection est la conversion de l'image radiante invisible en une image visible. Pour ce faire, plusieurs techniques anciennes et nouvelles sont disponibles.

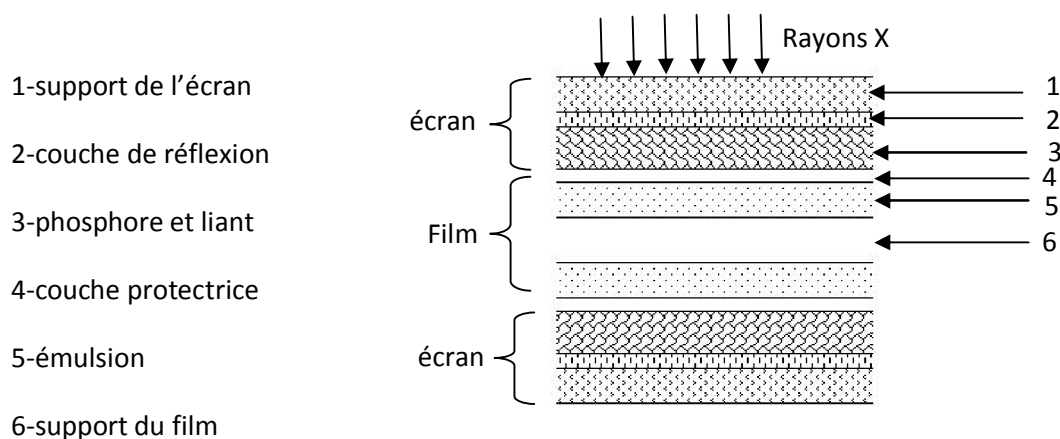
#### a. Le film argentique :

Le film est la méthode traditionnelle utilisée en radiographie. Il est constitué d'un support transparent en polyester, recouvert sur ses deux faces d'une émulsion contenant des cristaux de bromure d'argent. Les cristaux de l'émulsion sont sensibles aux photons, et se dissocient en ions par effet photolytique créant ainsi une image latente :  $\text{AgBr} + \text{photon} \longrightarrow \text{Ag}^+ + \text{Br}^-$

Des écrans renforçateurs placés de part et d'autre du film accroissent son efficacité.

Le couple film-écran est contenu dans une cassette. La cassette protège le film de la lumière du jour mais permet le passage des rayons X jusqu'au film.

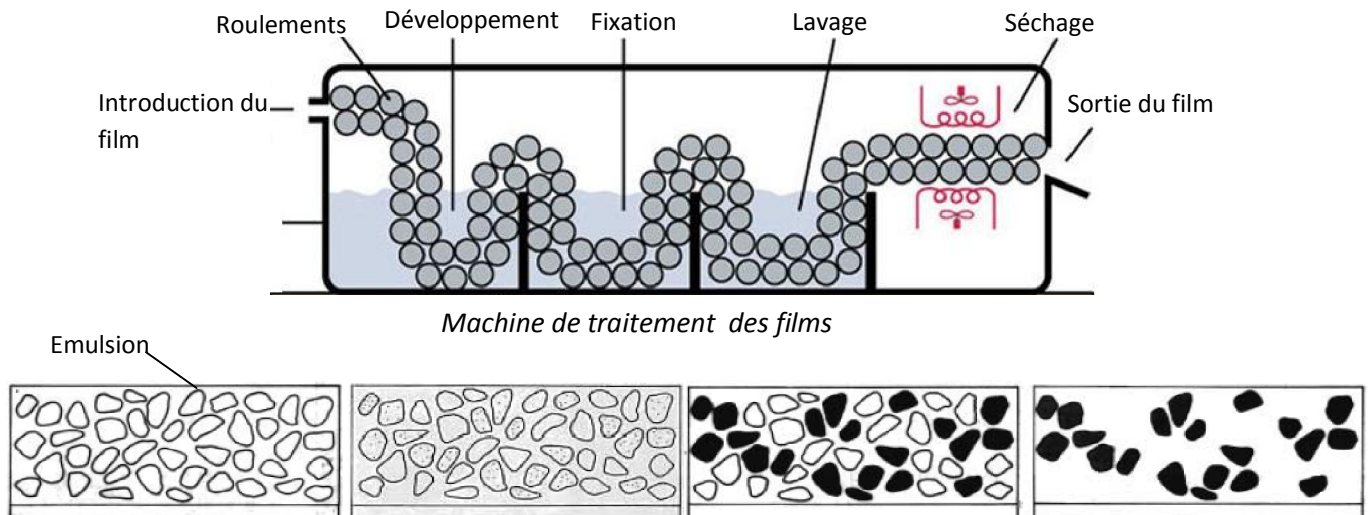
- Les rayons X, en traversant la couche 3, où se trouve le phosphore et le liant, vont être absorbés par les cristaux fluorescents de cette couche.
- Ces cristaux vont émettre de la lumière.
- Le film radiologique est exposé à la lumière émise. La couche AgBr est donc ionisée en ions  $\text{Ag}^+$ ,  $\text{Br}^-$  et produit une image latente (non visible).



Pour passer du film radiologique au cliché (image visible), il faut traiter ce film.

Le traitement se fait avec une machine automatique en passant par les étapes suivantes :

Développement → Fixation → Lavage → Séchage.



**Avant l'exposition aux photons :** l'émulsion contient des cristaux de bromure d'argent.

**Après l'exposition :** Les cristaux exposés contiennent des ions d'argent

**Développement :** les atomes d'argent se transforment en grains métalliques (d'argent)

**Fixation :** on enlève les cristaux non exposés (non développés), on laisse seulement les grains d'argent.

## b. Radiologie numérique :

Dans la radiologie numérique, le film-écran est remplacé par un système de détection permettant l'obtention des images numériques. Plusieurs techniques sont utilisées :

### b.1. La radiographie numérisée :

Dans cette technique, on utilise comme système de détection l'écran radioluminescent à mémoire (ERLM). L'ERLM est constitué d'une couche de Chlorure ou Iodure de Baryum Fluoré dopé à l'Europium (BaFX:Eu où X = Bromure, Chlore ou Iode).

- Après l'exposition aux rayons X, les ions d'europium libèrent un électron ( $\text{Eu}^{2+} \Rightarrow \text{Eu}^{3+}$ ). Ces électrons vont être piégés dans des sites métastables. (c'est l'énergie stockée dans ces sites).
- L'écran est inséré dans un lecteur qui balaye le scintillateur à l'aide d'un faisceau Laser. Le Laser libère l'énergie stockée sous forme de lumière. Cette émission lumineuse est transmise à un tube photomultiplicateur qui produit un signal électrique qui est amplifié, converti en signal numérique et enregistré sur un ordinateur.
- La cassette ERLM est réutilisable après réinitialisation (exposition à une lumière intense).

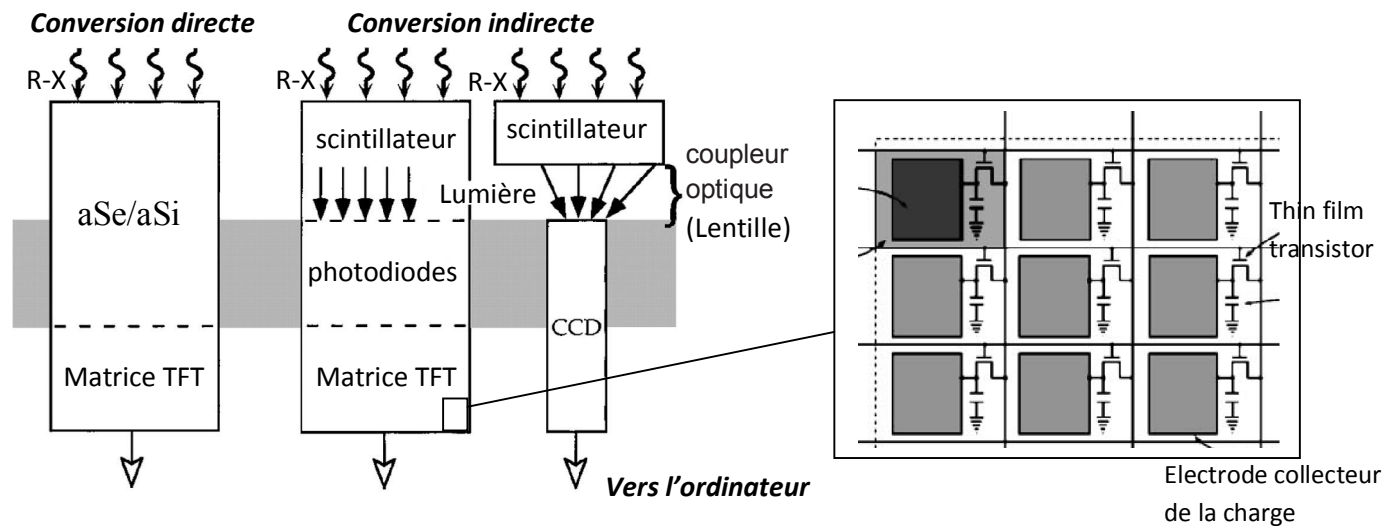
### b.2. La radiographie numérique indirecte :

Les R-X sont transformés par un écran photoluminescent ou scintillateur (Iodure de Césium : CsI ou Oxyde de Gadolinium : GadOx) en lumière. Cette lumière est transformée en signal électrique

par des caméras à CCD (Charge Coupled Device), ou des matrices de transistors (thin-film transistors : TFT), réalisés dans une couche de silicium amorphe.

**b.3. La radiographie numérique directe :**

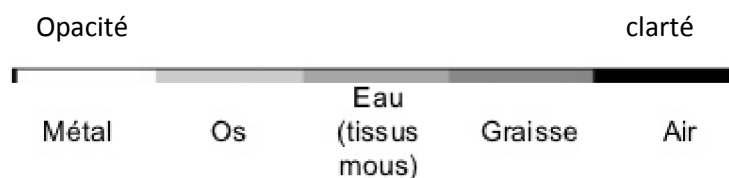
Ne nécessite pas de conversion du faisceau X en lumière. Un détecteur à capteur plan est utilisé. Il est composé d'un ensemble de Sélénium amorphe et de silicium amorphe (aSe/aSi). La couche de Sélénium est soumise à une haute tension qui la polarise, lorsqu'elle est exposée au rayonnement X, il se produit des paires d'électrons-trous qui sont collectés sur une électrode. Ces charges capturées sont converties en signal électrique par un réseau de transistors TFT.



**1.5.4. Interprétation de l'image radiologique :**

L'image radiographique finale est formée de différentes zones de couleurs allant du noir au blanc selon la densité des structures anatomiques traversées. Les quatre densités fondamentales sont :

- La densité calcique qui caractérise l'appareil squelettique, les os donc sont les plus denses en radiographie classique. Elles apparaissent en blanc sur le cliché.
- La densité hydrique qui caractérise les différents organes pleins : le foie, la rate, les reins, etc.
- La densité graisseuse correspond à la graisse qui entoure de nombreux organes. Elle est légèrement inférieure à la densité hydrique et apparaît en gris ;
- La densité aérique représente l'ensemble des structures qui comportent de l'air : les poumons, les sinus de la face et certaines portions du tube digestif. Elles apparaissent en noir.



## 1.6. Modalités de la radiologie conventionnelle :

La radiologie conventionnelle comprend deux grandes familles de techniques : la radiologie standard et la radiologie avec des produits de contraste.

### 1.6.1. La radiologie standard :

Différentes parties du corps humain peuvent être examinées par la radiologie standard, les plus importantes radiographie standards sont :

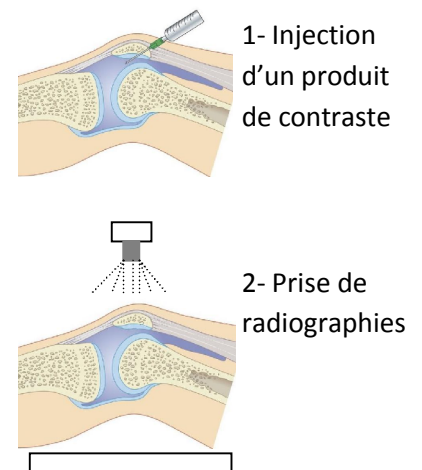
- **La radiographie thoracique** : de face (sujet debout, incidence postéro-antérieure des rayons, inspiration profonde). Ou de profil (incidence latérale).
- **Abdomen sans préparation ASP** : il s'agit d'un cliché simple de l'abdomen.
- **La radiographie osseuse** : concerne surtout le crâne et le massif facial, le rachis, les épaules, le squelette des membres supérieurs et inférieurs, le bassin. Elle permet de rechercher des fractures, des signes d'arthrite ou d'arthrose, des malformations...
- **Le panoramique dentaire**, c'est la radiographie des dents et des mâchoires.

### 1.6.2. La radiologie avec produit de contraste :

Un produit de contraste est une substance radio-opaque introduite dans l'organisme (par voie orale, par injection ou par insufflation par canule), avant la prise des clichés.

Les produits utilisés sont à base d'iode, ou des solutions barytées (sulfate de baryum),.. Parmi ces examens :

- **Arthrographie** (de l'épaule, de la cheville, de la hanche, du coude, du genou, du poignet,...). Consiste à injecter un produit de contraste à l'intérieur de l'articulation à la recherche de lésions des structures intra-articulaires.
- **Transit baryté** : c'est un examen radiologique permettant d'étudier le tube digestif haut. Il consiste à faire ingérer par le patient de la baryte. Puis des clichés radiographiques sont pris à différents temps.
- **Urographie intraveineuse (UIV)** : Se fait par l'injection d'un produit de contraste iodé dans une veine pour visualiser les voies urinaires. L'élimination du contraste par les reins va permettre d'opacifier et visualiser la totalité des voies urinaires excrétrices et la vessie.



Principe de l'arthrographie

Un cliché UIV



### 1.7. Quantification du rayonnement :

Les mesures utilisées habituellement pour quantifier la dose de rayonnement en radiologie sont :

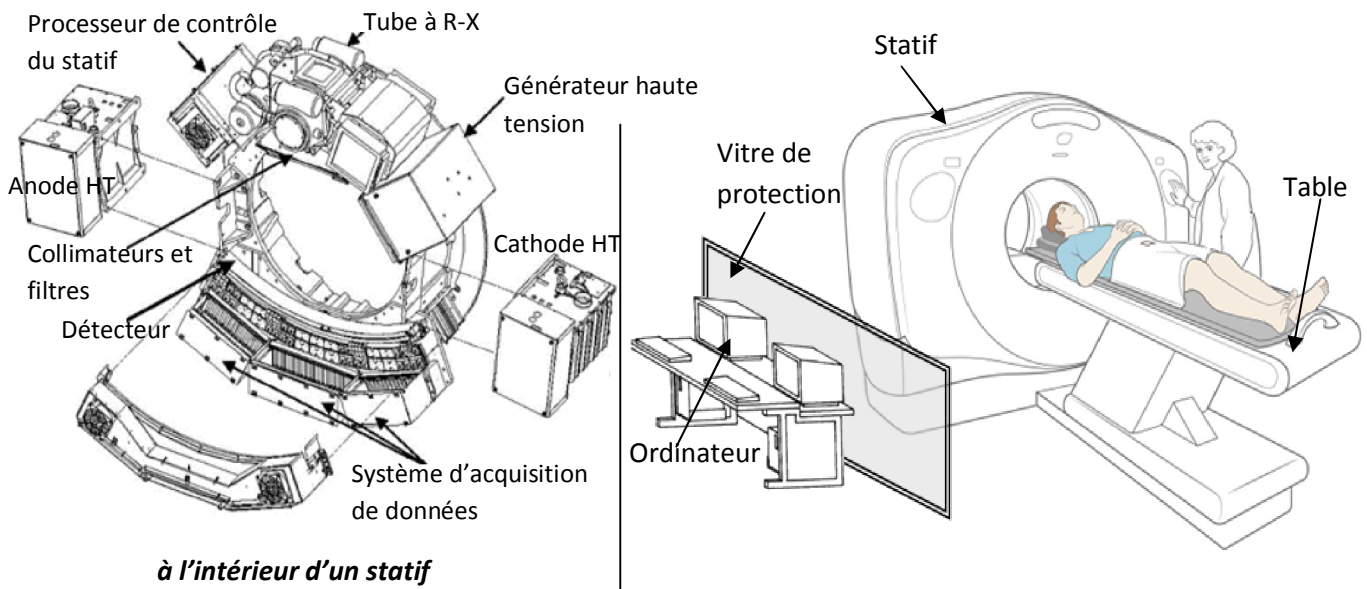
- **Dose absorbée** : c'est la quantité de rayonnement absorbé par un corps exposé à des rayons, elle est mesurée en gray (Gy, où 1 Gy = 1 joule/kg), 1 Gy correspond à la quantité d'énergie absorbée par unité de masse. (un radio-thorax demande une dose d'environ 0,3mGy)
- **Dose équivalente** : est utilisée pour exprimer les effets biologiques du rayonnement ionisant sur la matière vivante. Ces effets dépendent de l'énergie du rayonnement, et de la nature de ce rayonnement. Par exemple, la même dose des rayons alpha a un impact double que celui des rayons gamma (pris comme référence). L'unité de mesure est le Sievert (Sv). La limite autorisée pour l'exposition d'une personne aux rayonnements est : 1 mSv/an/personne.

### 1.8. La tomодensitométrie TDM (Scanner) :

La tomодensitométrie (TDM) ou Scanographie (Scanner) est une méthode d'imagerie utilisant des rayons X et permet d'obtenir des images de coupes transversales du corps.

#### 1.8.1. Matériel :

Le scanner se compose de : un statif, une table, un ordinateur, des armoires annexes contiennent une partie de la climatisation et de la distribution électrique.



**a. Le statif** : est composé de :

**Générateur** : il fournit la haute tension au tube (80 à 140 kV).

**Tube à rayons X** : Ils sont à anode tournante, avec émission continue. L'ensemble tube-détecteurs vont tourner autour du patient.

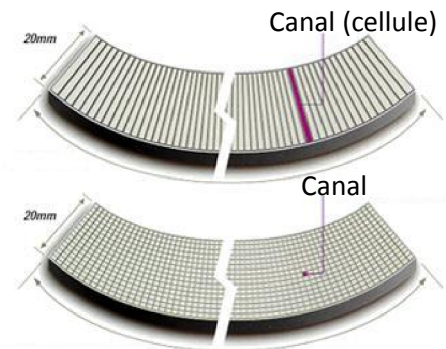
**Filtration** : Les rayons X émis ont des niveaux énergétiques variés ; la filtration placée à la sortie du tube permet d'obtenir un spectre de rayonnement étroit en supprimant les rayons non désirés.

**Collimation** : la collimation primaire (entre le tube et le patient) détermine la largeur du faisceau de rayons X et donc l'épaisseur de coupes (1 à 10 mm). La collimation secondaire (entre le patient et les détecteurs) a pour but de diminuer le rayonnement diffusé.

**Détecteurs** : transforment les photons X en signal électrique.

Une barrette de détection est constituée de multiples cellules de détection (près de 900 détecteurs) placés côte à côte en face du tube à rayons X sur un arc de cercle.

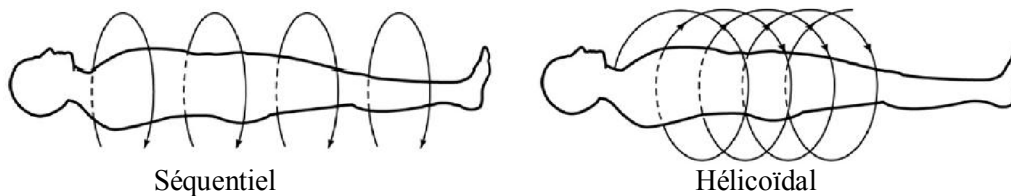
Les scanners multibarrettes actuels utilisent simultanément 4, 8 ou 16 rangées de détecteurs.



Détection monocoupe et multicoupe

### b. La table d'examen :

La table d'examen sur laquelle s'allonge le patient et s'avance à l'intérieur de l'anneau du statif ; elle permet une avance pas à pas (mode séquentiel) ou continue (mode hélicoïdale).



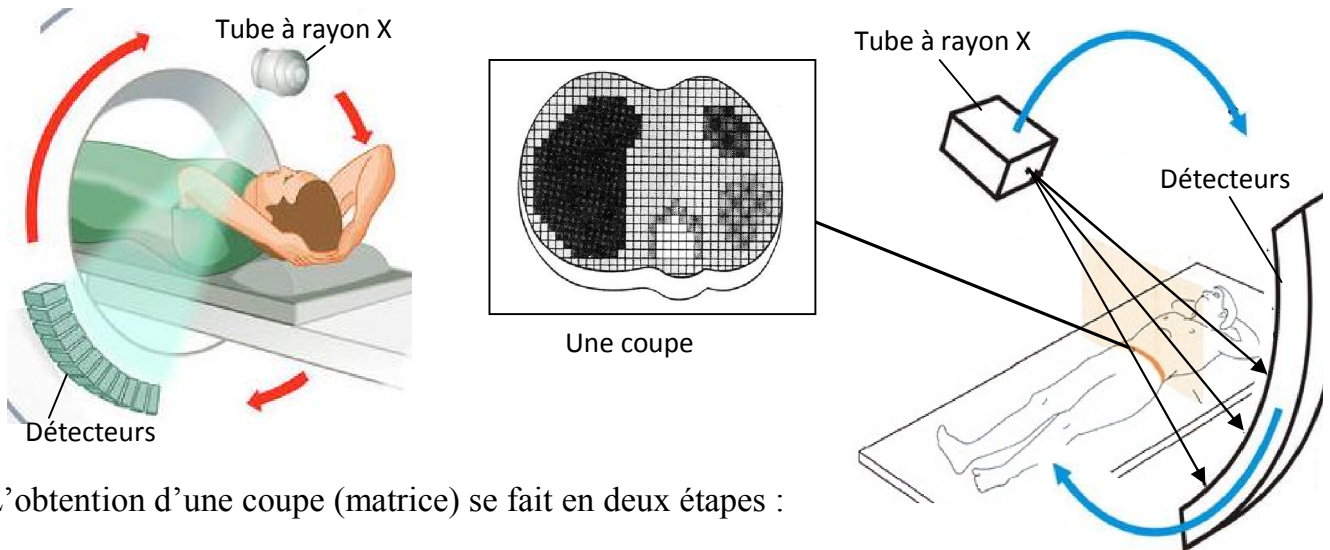
### c. Ordinateur

Il assure : l'acquisition des données (des projections), la reconstruction des images et le contrôle du système.

#### 1.8.2. Principe d'imagerie par TDM :

Dans la salle d'examen, le patient est allongé sur un lit qui va lentement se déplacer dans le statif (cercle du scanner). Il doit rester immobile. L'examen dure en moyenne une quinzaine de minutes. Parfois, l'examen nécessite l'injection préalable d'un produit de contraste.

La TDM permet l'obtention d'une série de coupes transversales d'une partie du corps. Une coupe est une image bidimensionnelle représentée comme une matrice composée de n lignes et n colonnes définissant un nombre de carrés élémentaires (pixels). La taille des matrices actuelles sont le plus souvent 512x512, pouvant aller sur certaines machines jusqu'à 1024x1024. À chaque pixel de la matrice correspond une valeur d'atténuation ou de densité qui prend une couleur dans l'échelle de gris (allant du blanc au noir).



L'obtention d'une coupe (matrice) se fait en deux étapes :

• **Etape 1 : réalisation de plusieurs projections :**

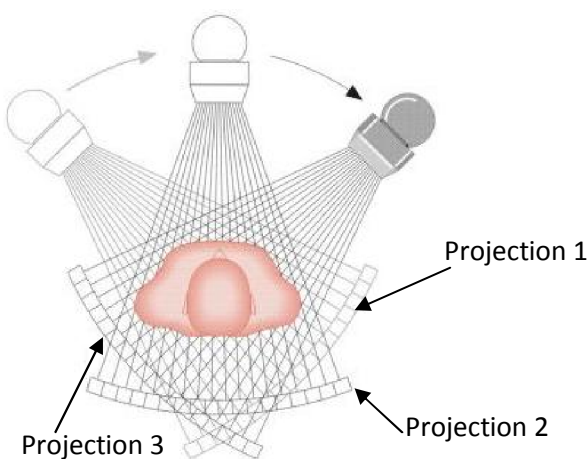
Contrairement à une radiographie classique, dans le TDM la source de rayons-X n'est pas fixe. Elle tourne autour de l'organe à explorer. Suite à cette rotation, on va obtenir plusieurs projections suivant des degrés différents. Une projection représente une superposition des densités de tous les tissus traversés par les rayons.

• **Etape 2 : Reconstruction de l'image de la coupe :**

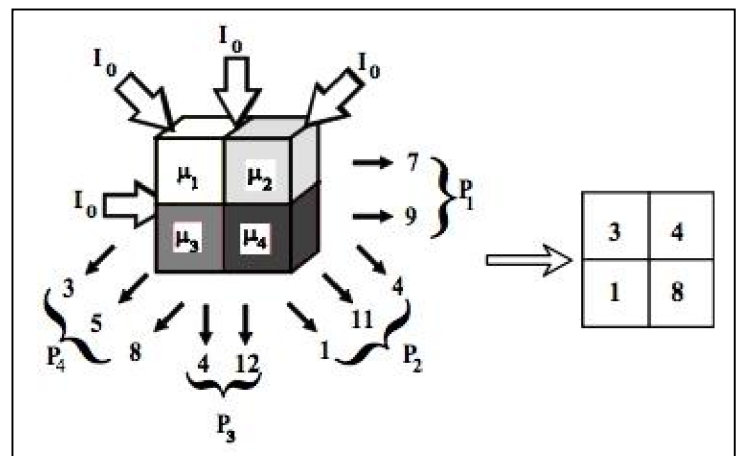
A partir de  $n$  projections obtenues, l'ordinateur calcule la densité de chaque pixel de la matrice (coupe). Ces calculs complexes reposent sur un principe simple : connaissant la somme des chiffres d'une matrice selon tous ses axes (rangées, colonnes et diagonales), on peut en déduire les chiffres contenus dans la matrice.

Les méthodes utilisées pour la reconstitution de l'image se répartissent en deux grandes familles :

- Les méthodes algébriques : par résolution d'un système d'équations.
- Les méthodes analytiques : la méthode la plus utilisée est la rétroprojections.

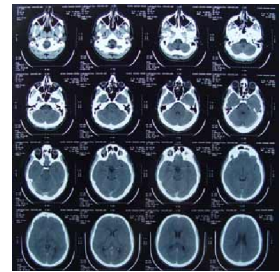
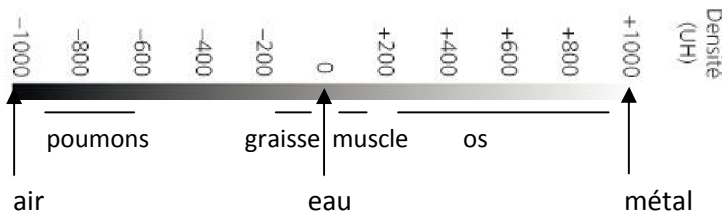


*Avec la rotation autour du corps, on obtient plusieurs projections*



*Exemple simple de calcul des valeurs des pixels à partir de leurs sommes en 4 projections*

Les coefficients de densité des différents tissus sont exprimés en unités Hounsfield (UH). Avec -1000 (métal), +1000 (air), 0000 (eau).

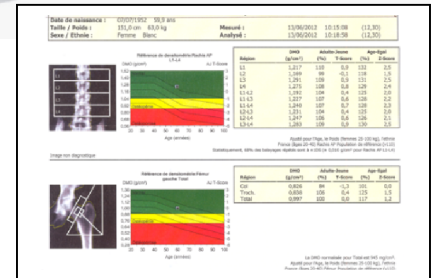


TDM de la tête (16 coupes)

**1.9. Autres examens utilisant les rayons X :**

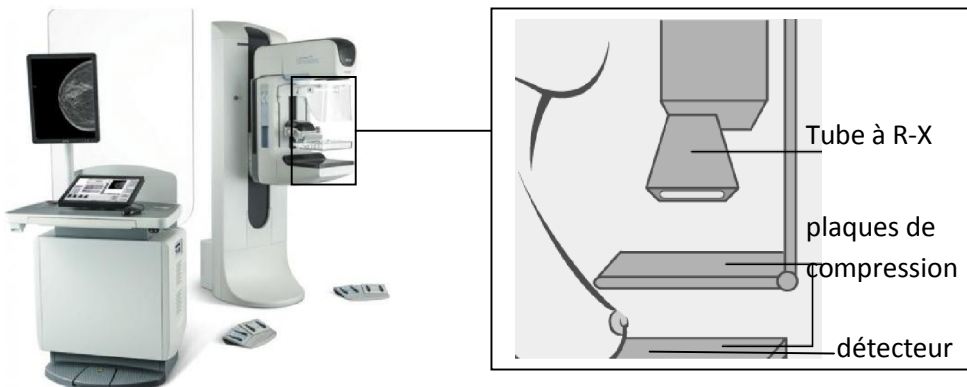
**1.9.1. Densitométrie osseuse :**

La densitométrie osseuse étudie la masse de calcium contenue dans l'os. Son principe consiste à mesurer la densité osseuse au niveau de la hanche, de la colonne vertébrale et du fémur. Pour ceci on mesure l'atténuation subie par le faisceau de rayons x après sa traversée des tissus osseux. On établit ainsi un score (t score et z score).



**1.9.2. Mammographie :**

La mammographie étudie la glande mammaire et permet de dépister des anomalies des tissus, notamment une tumeur du sein même à un stade précoce.

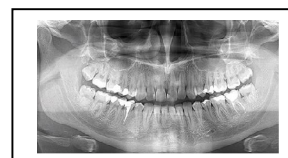


**1.9.3. Radiographie dentaire :**

Nécessite un équipement spécial pour réaliser différentes radiographies dentaires.



rétro-alvéolaire

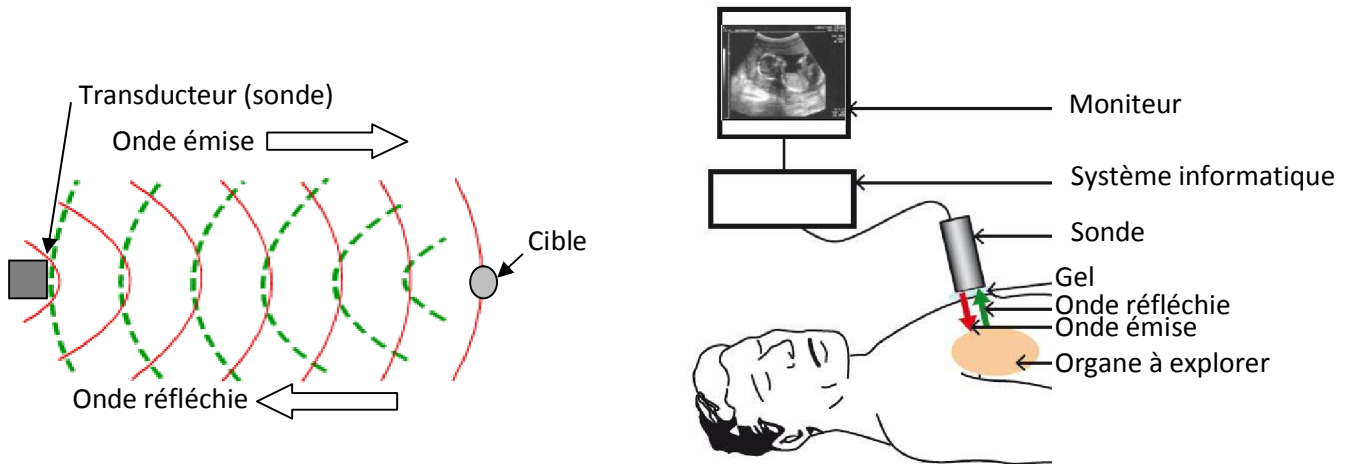


panoramique

## Chapitre 2 : L'imagerie par l'ultrason (échographie)

### 2.1. Généralités :

L'échographie est une technique d'imagerie dont la formation des images échographiques est basée sur l'émission des ondes ultrasonores et la réception des échos réfléchis par les différents tissus et organes. La technique d'échographie est sans danger pour la santé.

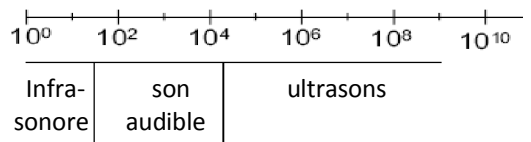


### 2.2. Bases physiques :

#### 2.2.1. Caractéristiques des ondes ultrasonores :

Les ultrasons sont des ondes mécaniques de même nature que le son audible, mais de fréquence supérieure. L'oreille humaine est sensible à une fréquences sonores entre 15 Hz et 20000 Hz.

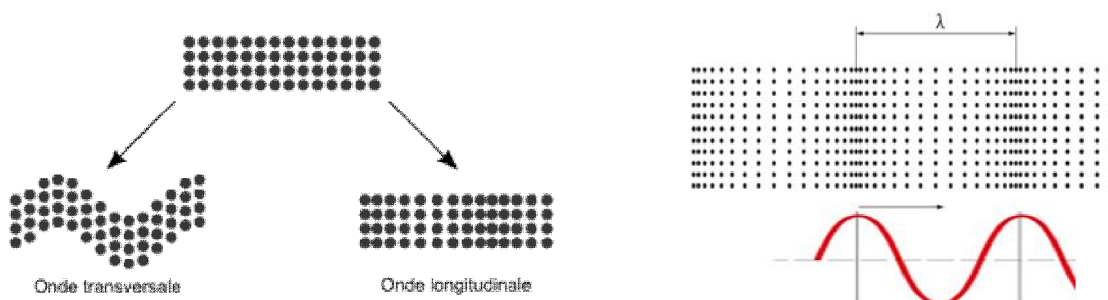
Dans l'imagerie échographique les fréquences utilisées sont de l'ordre de 1 à 15 MHz environ.



Les ondes ultrasonores sont des ondes :

**Mécaniques** : C'est-à-dire, ne se propage pas dans le vide. Mais à travers un support matériel.

**Longitudinales** : Les ultrasons sont des vibrations mécaniques (ondes de pression), résultant de la propagation d'un état de compression / raréfaction de proche en proche, sans transport de matière.



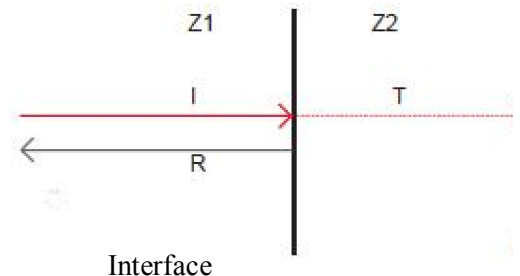
**2.2.2. Interaction avec la matière :**

- La vitesse de propagation (Célérité) d'une onde dépend du milieu traversé (plus élevée dans l'os).
- Les différents milieux opposent une certaine résistance à la propagation des ondes. Cette résistance est l'impédance acoustique Z (kg/m<sup>2</sup>/s).

Milieu	Célérité (m/s)	Imp. Acoust. (kg/m <sup>2</sup> /s)
Air	340	440
Graisse	1470	1.4 × 10 <sup>6</sup>
Eau	1500	1.5 × 10 <sup>6</sup>
Muscle	1540	1.75 × 10 <sup>6</sup>
Os	3000	7.8 × 10 <sup>6</sup>

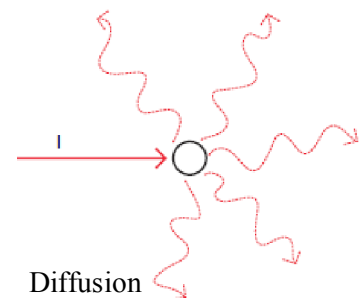
**Interface :** c'est la limite entre deux milieux d'impédance acoustique différente.

Lorsque le faisceau d'ultrasons parvient à une interface, une fraction poursuit son trajet en profondeur (transmission), une autre fraction est réfléchi vers la source d'émission (Réflexion).



**Diffusion :**

Lorsque l'onde ultrasonore rencontre une cible de petite dimension, on observe une diffusion multidirectionnelle.



**Absorption – Atténuation :**

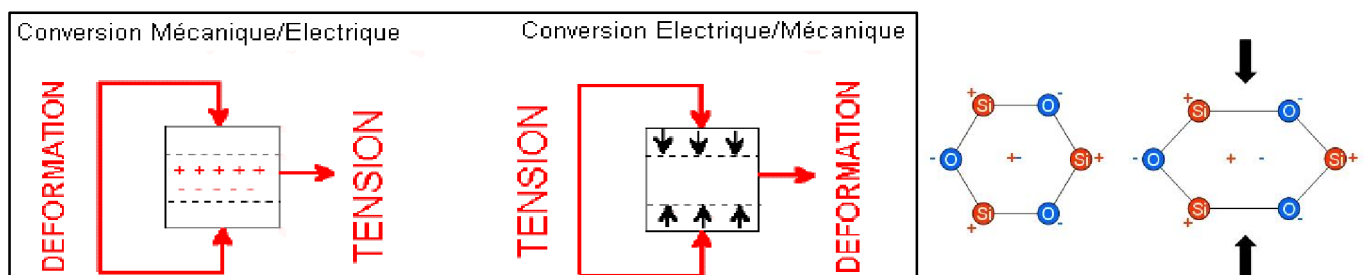
Du fait des réflexions successives, de la diffusion et de l'absorption, l'onde ultrasonore s'atténue progressivement en profondeur.

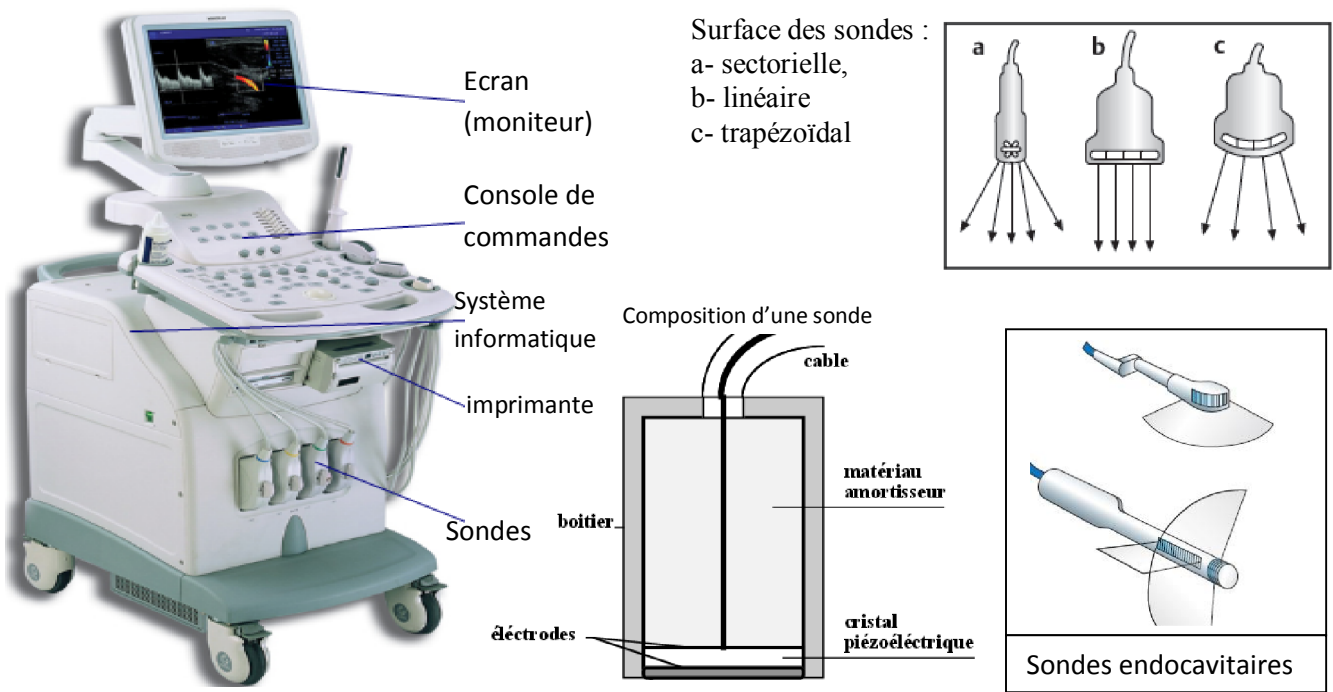
I : faisceau incident  
 R : faisceau réfléchi  
 T : faisceau transmis

**2.3. Constitution de l'échographe :**

L'échographe est l'appareil destiné à l'échographie. Il comprend globalement :

**a. La sonde (le transducteur) :** est constitué principalement de l'élément piézoélectrique. La piézoélectricité est un phénomène qui permet la transformation d'une énergie mécanique en énergie électrique, et inversement. en appliquant un courant alternatif sur un cristal piézoélectrique, il se comprime et se décomprime alternativement et émet un ultrason. Le même élément est utilisé pour transformer les ultrasons réfléchis en courant électrique.





Il existe deux catégories de sondes :

- Mécaniques contenant un ou deux éléments mobiles, montés sur un système oscillant,
- Electroniques où le transducteur est une barrette faites d'un alignement de *n éléments* (souvent 128 éléments). La surface peut être linéaire, sectorielle ou trapézoïdal.

Il existe aussi des sondes endocavitaires destinées à l'examen des cavités naturelles du corps.

**b. Un système informatique :** qui assure le traitement de l'image.

**c. Une console de commande :** par lequel l'utilisateur gère le système.

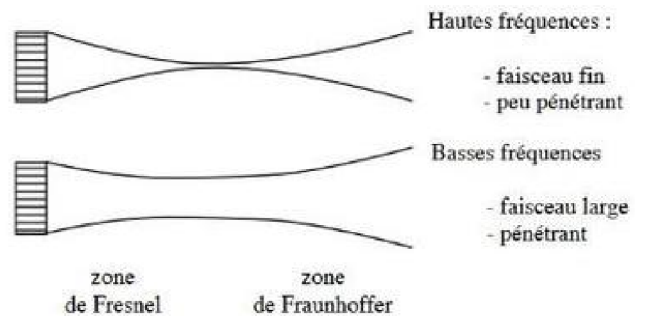
**d. Un écran (moniteur), une imprimante et un système d'enregistrement.**

### 2.4. Formation de l'image échographique :

Dans l'échographie, le même appareil (sonde) émet et reçoit les ondes, et le système informatique a le rôle de traitement du signal reçu pour afficher l'image sur un écran.

**a. Emission d'ondes :** la sonde émet des ondes ultrasonores par *impulsions de quelques microsecondes*. La fréquence de l'onde détermine deux caractéristiques importantes : La pénétration (visualisation des structures profondes), et résolution (visualisation des détails).

- Hautes fréquences (10 MHz) : bonne résolution, faible pénétration (2 m) ; (pour les organes périphériques : oeil, thyroïde).
- Basses fréquences (3,5 MHz) : faible résolution, bonne pénétration ;



**b. Réception d'ondes :** Lors de la réception de l'écho, l'onde qui vient heurter la sonde induit l'apparition de charges électriques. Ce signal électrique est ensuite traité dans les circuits électroniques de l'appareil et sert à l'élaboration de l'image échographique.

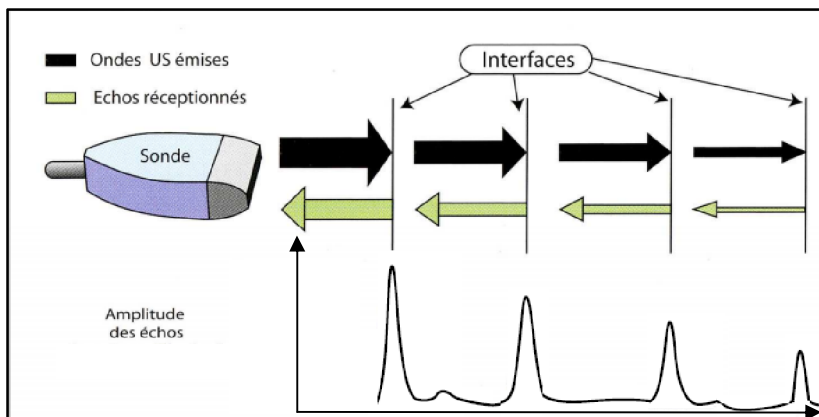
La durée de la période d'attente de l'écho est plus longue, de l'ordre de la milliseconde.

L'image formée représente les propriétés mécaniques (sonores) des différents points traversés.

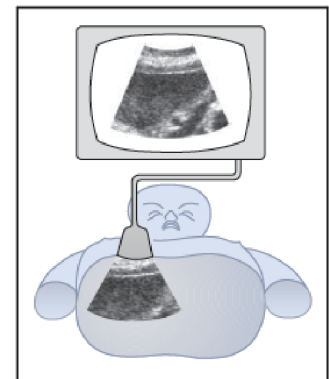
- Le temps de retour de l'écho détermine la profondeur ou l'épaisseur des organes rencontrés.
- L'image des contours des organes est obtenue grâce à la réflexion sur les interfaces.
- La structure interne des organes est obtenue grâce à la diffusion.

L'amplitude de l'écho est codée par une échelle de gris et conduit à former l'image. Selon le degré du gris, on parle de l'échogénéité qui s'exprime par rapport au parenchyme voisin (hyperéchogène : blanche, anéchogène : noire, échogène : plus ou moins grise).

L'os et l'air ne transmettent pas les ondes : on parle de miroirs acoustiques.

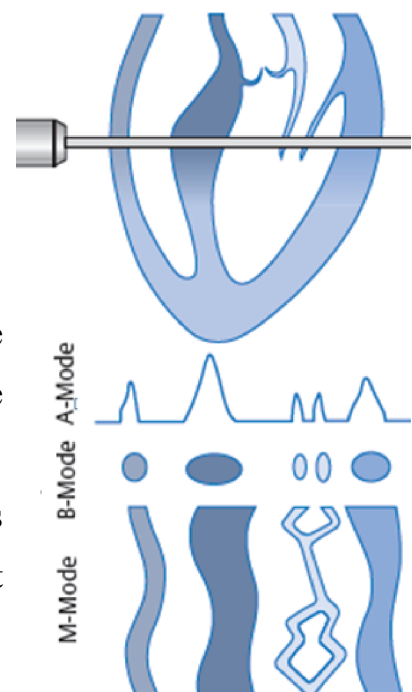


Principe d'acquisition de l'image échographique



Plusieurs modes sont envisagés en échographie :

- **Mode A** «amplitude» : Enregistrement du signal échographique recueilli. Rarement utilisé (par exemple en ophtalmologie pour la mesure du diamètre du globe oculaire)
- **Mode B** : l'amplitude de chaque écho détectée, est convertie sur l'écran en échelle de gris. On obtient ainsi une image linéaire des interfaces traversées par le faisceau sonore.
- **Mode TM** «temps mouvement» : Consiste à visualiser les déplacements au cours du temps des structures (utilisé surtout en cardiologie : étude des valves, contraction ventriculaire...)



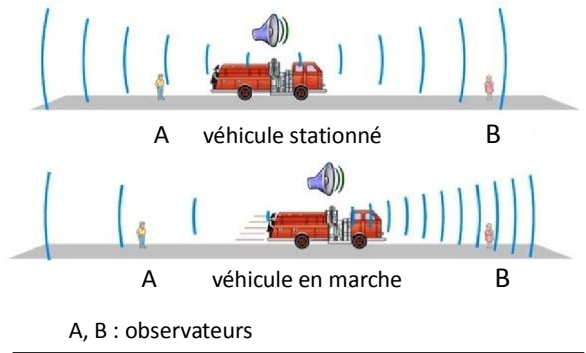
## 2.5. Application Doppler d'ultrasons :

Lorsqu'un faisceau d'ultrasons émis par une source rencontre une cible fixe, la fréquence réfléchiée par cette cible est identique à la fréquence émise. Quand la cible se déplace, la fréquence réfléchiée est différente de la fréquence émise. Cette différence ( $\Delta F$ ) est la fréquence doppler :

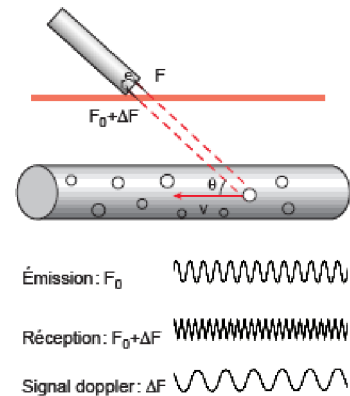
$$\Delta F = F_r - F_e = \frac{2F_e.V.\cos\theta}{C} \quad \text{où:}$$

- $F_e$  : fréquence d'émission de la sonde (entre 2 et 10 MHz);
- $F_r$  : fréquence de réception de la sonde ;
- $V$  : vitesse du sang dans le vaisseau ;
- $\theta$  : angle entre l'axe du vaisseau et l'axe du faisceau ;
- $C$  : vitesse moyenne des ultrasons dans le corps (1540 m/s) ;

L'application de ce phénomène en imagerie permet l'étude du débit sanguin dans les vaisseaux. Généralement, il est intégré dans l'appareil d'échographie, il renseigne sur la forme des vaisseaux à la recherche des perturbations du flux sanguin pouvant être en rapport avec un obstacle ou un rétrécissement du vaisseau.



A, B : observateurs



## Chapitre 3 : Imagerie par Résonance Magnétique IRM (Concis)

### 3.1. Composition d'un IRM :

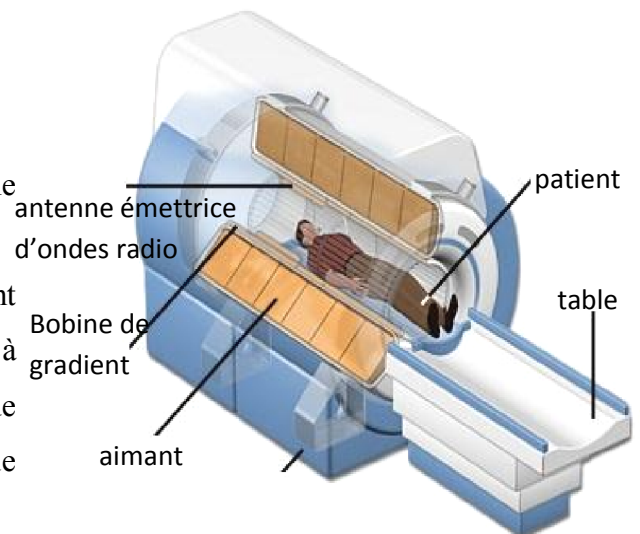
Un système IRM comprend 4 composantes principales :

**L'aimant :** L'élément de base de l'appareil. Il produit le champ magnétique  $B_0$  qui est fort (de 0.5 à 3 Tesla).

**Les bobines de gradient :** Les bobines de gradient produisent des champs magnétiques qui s'additionnent à  $B_0$  et sont alors responsables d'une variation graduelle de champ magnétique dans l'espace. Il existe trois paires de bobines, une pour chaque orientation dans l'espace.

**Les antennes :** jouent un rôle très important dans la chaîne d'acquisition car elles permettent l'émission des impulsions radiofréquences (ondes électromagnétiques) et la réception du signal.

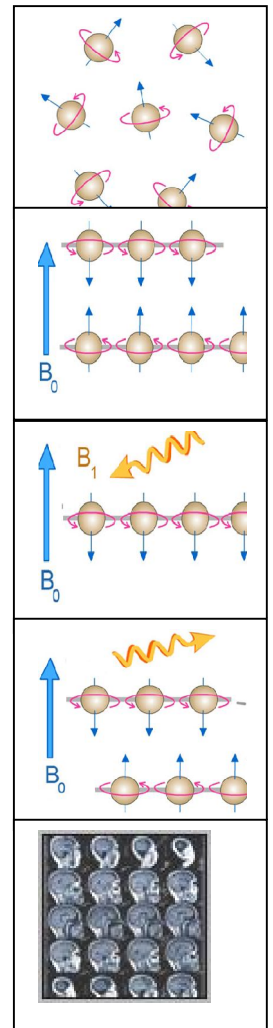
**L'ordinateur :** Permet l'acquisition de données, reconstruction des images, la gestion des périphériques.



### 3.2. Principe de fonctionnement :

Le principe de L'IRM est basé sur la résonance magnétique nucléaire (RMN) des protons contenus dans l'organisme (protons d'hydrogène). Le corps est constitué de plus de 75% d'eau (H<sub>2</sub>O), ainsi les atomes d'hydrogène (noyaux) sont présents en abondance. Le fonctionnement peut se résumer en points suivants :

- Le proton d'hydrogène tourne sur lui-même (spin). Cela fait du proton comme un dipôle magnétique. Naturellement, les spins sont aléatoires : c-à-d. les protons sont orientés aléatoirement.
- Quand le patient est placé dans un champ magnétique B<sub>0</sub>, tous les atomes d'hydrogène s'orientent parallèlement à ce champ (organisation des spins).
- L'antenne émettrice transmet des ondes radio B<sub>1</sub> dont la fréquence est égale à la fréquence de rotation des protons. Cette fréquence (dite de résonance) excite les protons qui vont entrer en résonance et les spins s'orientent tous dans la même direction.
- Une fois la stimulation arrêtée (phase de relaxation), les spins reprennent leur place en libérant de l'énergie sous forme d'ondes (signaux) qui seront captées par l'antenne réceptrice.
- Ce signal est enregistré et traduit sous forme d'images de différentes coupes par un système informatique.



En effet, selon les parties du corps les protons vont mettre plus ou moins du temps afin de se relaxer (par exemple Graisse : 84 ms, Muscle : 47 ms).

Les temps de relaxation sont donc les éléments qui permettent de déterminer la nature de la structure analysée. Chaque type de tissu ayant un temps de relaxation qui lui est propre. Deux temps de relaxation sont exploités en IRM : pondération T1 et pondération T2.

## Chapitre 4 : La médecine nucléaire (Concis)

### 4.1. Physique de la radioactivité :

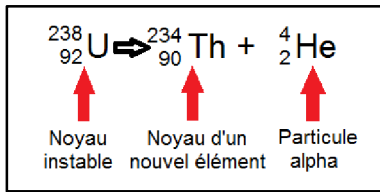
Un atome est constitué d'un noyau et d'électrons qui tournent autour le noyau. Le noyau est composé de Z protons, et N neutrons.

Les isotopes sont des atomes possédant le même nombre de protons mais un nombre de neutrons différent. Par exemple le carbone a 3 isotopes C<sup>12</sup>, C<sup>13</sup>, C<sup>14</sup> Certains isotopes sont instables et radioactifs alors que d'autres sont stables.

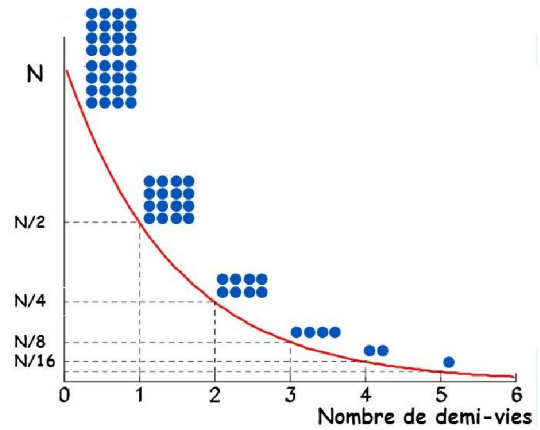


Les isotopes instables cherchent à acquérir une meilleure stabilité, d'où ils se transforment spontanément en d'autres atomes (désintégration) en émettant un rayonnement (α, β, γ). (α : proton de hélium, β- :

électron,  $\beta^+$  : positon,  $\gamma$  : photon très pénétrant).



Exemple de désintégration de l'uranium 238



Chaque isotope a une demi-vie T : période fixe pendant laquelle il perd la moitié de son rayonnement.

### 4.2. Usage en médecine :

La radioactivité est utilisée pour des fins diagnostiques ou thérapeutiques.

#### 4.2.1. Diagnostique :

Plusieurs organes ont un métabolisme (utilisation) spécifique de certains éléments (thyroïde : iode, os : calcium...). Pour étudier un organe, on va introduire dans le corps (par injection, ingestion, inhalation...) un produit radio-pharmaceutique, et on va suivre comment l'organe cible utilise ce produit en détectant les rayons qu'il émet. Deux modalités sont utilisées :

- Soit on lie un atome radioactif (marqueur) à une molécule non radioactif (vecteur) qu'utilise l'organe. L'ensemble (marqueur+vecteur) appelé traceur va être capté par l'organe, ainsi on peut suivre son métabolisme en détectant le rayonnement qu'il émet.
- Soit l'organe cible est capable de métaboliser directement un produit radioactif : on suit directement ce produit qui envoie des rayons détectables.

Isotopes utilisés en imagerie nucléaire		
Isotope	Energie	Période
Emetteurs de photons $\gamma$		
Technétium 99m	140keV	6 heures
Iode 123	159keV	13 heures
Thallium 201	71 keV	73 heures
Indium 111	171keV	67 heures
Emetteurs de positons $\beta^+$		
Oxygène 15	511 keV	2 minutes
Azote 13	511 keV	10 minutes
Carbone 11	511 keV	20 minutes
Fluor 18	511 keV	110 minutes
Brome 76	511 keV	978 minutes

#### 4.2.2. Thérapeutique (traitement) :

Administration d'un élément radioactif → captation par un organe cible → la radioactivité détruit les cellules malignes (exemple : *traiter le cancer de la thyroïde par l'iode 131*)

### 4.3. Imagerie en médecine nucléaire :

C'est une imagerie d'émission : on obtient l'image en détectant les rayons venant de l'intérieur du corps. (Par contre la radio-X est une imagerie de transmission).

C'est une imagerie fonctionnelle : on suit comment un organe utilise une substance radioactive, donc on obtient l'image du fonctionnement de l'organe (la radio-X généralement donne une image anatomique).

Deux modalités sont connues selon la technique de détection des rayons :

La scintigraphie TEMP (tomographie d'émission monophotonique) : détecte les rayons  $\gamma$  (par  $\gamma$ -caméra).

La tomographie par émission de positrons (TEP) : détecte les rayons de positron ( $\beta^+$ ). (par TEP-camera).

**4.3.1. La scintigraphie TEMP (tomographie d'émission monophotonique) :**

Une fois fixé sur la partie ciblée, le radiopharmaceutique émet les rayons gamma qui sont détectés par une caméra à scintillation appelé gamma caméra. Ces informations sont ensuite traitées par ordinateur à l'aide d'un algorithme de reconstruction afin d'obtenir l'image 2D ou 3D de la partie du corps ciblée.

On distingue notamment : La scintigraphie myocardique, La scintigraphie pulmonaire, La scintigraphie osseuse, La scintigraphie rénale, La scintigraphie cérébrale, La scintigraphie thyroïdienne.



**4.3.2. La tomographie par émission de positrons (TEP) :**

Est une scintigraphie consistant à administrer au patient une substance marquée par un radioactif émetteur de positons (béta+). Une fois émis et après un court parcours de l'ordre du millimètre, le positron va s'annihiler avec un électron du milieu donnant lieu à l'émission de deux photons gamma de 511 keV dans des directions opposées (à 180°). La détection de ces photons se fait par coïncidence à l'aide d'une caméra TEP.

Les signaux sont convertis en images tomographiques en utilisant un algorithme de reconstruction et l'image de l'organe. Cette technique est utilisée surtout pour le dépistage des tumeurs. Le traceur le plus utilisé est 18FDG (Le fluor 18 est l'émetteur de positrons + désoxyglucose très capté par les tumeurs)

**4.3.3. Imagerie couplée :**

Actuellement on utilise des scintigraphies (TEMP ou TEP) liées à un scanner X.

